

文章编号: 1004-7220(2023)05-0938-08

起旋式人工主动脉瓣构型设计及血流动力学评价

钟啸海¹, 冯利敏², 邓小燕¹, 康红艳^{1*}, 孙安强^{1*}

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物医学工程高精尖创新中心, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100083; 2. 北京大学第三医院 放射科, 北京 100191)

摘要: **目的** 设计一种附起旋功能的双叶机械瓣, 通过改善其血流状态预防术后并发症。 **方法** 基于导流片式局部起旋器结构, 将瓣叶作为导流叶片, 并定义瓣叶包角以探究具有较优血流动力学特性的瓣膜构型。应用有限元分析软件, 对心脏收缩期峰值流量状态下的主动脉流场进行仿真, 比较各组的流速场、有效开口面积、血流不对称性及螺旋性、壁面切应力分布等血流动力学特征。 **结果** 相较于对照瓣膜, 起旋瓣具有更大的有效开口面积与更小的跨瓣压差, 一定瓣叶包角范围内的起旋瓣能促进右手螺旋流的生成, 并使血流趋向流道中心; 起旋瓣壁面切应力分布也更加均匀, 具有较少的低应力区与高应力区, 壁面切应力峰值也相对较小。针对研究中的主动脉模型, 具有最优血流动力学特性的瓣叶包角为 15°~20°。 **结论** 该新型人工主动脉瓣能调节主动脉内的血流特征, 降低主动脉瓣置换术引起主动脉扩张与主动脉瘤的风险, 对未来机械瓣构型设计具有指导意义。

关键词: 机械瓣; 旋动流; 计算流体力学; 血流动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.014

Configuration Design and Hemodynamic Evaluation of Helical-Flow-Generated Artificial Aortic Valve

ZHONG Xiaohai¹, FENG Limin², DENG Xiaoyan¹, KANG Hongyan^{1*}, SUN Anqiang^{1*}

(1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology, Ministry of Education, Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. Radiology Department, Peking University Third Hospital, Beijing 100191, China)

Abstract: **Objective** To design a bileaflet mechanical valve with the function of generating helical flow, so as to prevent postoperative complications by improving its hemodynamic characteristics. **Methods** Based on the structure of guiding-vane type spiral flow generator, the leaflets were used as the guiding vane and the leaflet wrap angle was defined to explore the valve configuration with better hemodynamic performance. The finite element analysis software was used to simulate the aortic flow field under the state of peak systolic flow. Then the flow velocity, effective orifice area (EOA), flow asymmetry and helicity, wall shear stress (WSS) distribution and other hemodynamic characteristics in each group were compared. **Results** Compared with the control valve, the helical-flow-generated valve had a larger EOA and a smaller pressure difference across the valve. The helical-flow-generated-valve with leaflets within a certain wrap angle could promote the generation of right-handed helical flow and make the blood flow approach the center of the channel. The WSS distribution was more uniform and the

收稿日期: 2022-11-11; 修回日期: 2022-12-24

基金项目: 国家自然科学基金项目(32071311, 31870940, 11872096, 12172033), 北京市自然科学基金项目(7222308)

通信作者: 康红艳, 副教授, 硕士生导师, E-mail: hongyankang@buaa.edu.cn; 孙安强, 副教授, 博士生导师, E-mail: saq@buaa.edu.cn

* 为共同通信作者

peak WSS was relatively smaller in the helical-flow-generated valve, with fewer low-stress and high-stress areas. For the aortic model in this study, the leaflet wrap angle for optimal hemodynamic performance was 15° - 20° .

Conclusions This novel artificial aortic valve can adjust blood flow characteristics in the aorta, reduce the risk of aortic dilatation and aortic aneurysm caused by aortic valve replacement, and it has guiding significance for configuration design of mechanical valve in the future.

Key words: mechanical valve; helical flow; computational fluid dynamics; hemodynamics

利用人工心瓣替换病变心瓣是治疗严重心瓣疾病的有效方法。人工心瓣虽早已成功用于临床,但其血流动力学特性远不如自然心瓣。生物瓣血流动力学性能较好,仅需短期或不需抗凝治疗,但容易钙化导致撕裂;机械瓣耐久性优越,但其血流动力学性能较差^[1]。目前临床使用的大多数机械瓣如双叶瓣、斜碟瓣还存在一个非常大的缺陷:对中心轴而言,它们是非轴对称的。

血流动力学研究发现,升主动脉处的血流呈单涡旋流动态^[2]。主动脉的旋动流态源自心脏泵血的运动形式和主动脉的空间三维螺旋结构。近年来,人们对血流的这种旋动现象越来越感兴趣。深入研究发现,该现象不仅存在于主动脉,也存在于动脉系统其他部位(如股动脉和冠状动脉)^[3-5]。Frazin 等^[6]甚至认为,由于动脉分叉空间构型的特性,人体动脉中的血流形态大都是旋动流态,这种流态也许有利于器官的灌注。

流体力学的基本原理表明,目前临床应用的机械瓣因其非轴对称性,植入人体后一定会破坏主动脉中的旋动流态。本研究团队认为,旋动流态的破坏可能会产生如下影响:① 导致升主动脉内形成湍流(心缩期主动脉瓣处血流量较高,期间流动雷诺数特别是峰值雷诺数很高,而旋动流有稳定流动、抑制湍流的特性^[7]),由此产生的湍流高剪切应力会激活血小板引起血栓^[8-10],导致红细胞破坏而造成溶血^[11-12];② 影响主动脉内物质(特别是脂质和氧气)输运,对主动脉血管不利(容易导致动脉粥样硬化)^[7];③ 流态的改变也许还会导致主动脉管壁组织发生重构,使其产生病变^[13]。

基于此,本文设计了一种能自主产生旋动流的双叶瓣(起旋瓣),虽然其结构仍是非轴对称,但由于它能使通过瓣膜的血流产生旋动,故不会像目前临床使用的双叶瓣那样严重影响或破坏主动脉中的旋动流。本文采用计算机数值仿真

法,对该起旋瓣进行血流动力学性能的验证和评价。

1 材料与方法

1.1 几何模型

为使仿真结果更真实可靠,本文基于 1 名钙化性主动脉瓣狭窄成年男性患者的 CT 扫描数据(层厚与间距为 0.625 mm),利用 Geomagic Studio 与 Mimics 软件构建 2 mm 壁厚的主动脉模型^[14-15],并略去对主动脉流场影响较小的冠状动脉。参考 CarboMedics Inc. 可访问的信息^[16],选择合适的瓣模型号(R5-025 型 CARBOMEDICS® 主动脉瓣;缝合环直径 25.0 mm,瓣环内径 20.5 mm,瓣环高度 7.7 mm,几何开口面积 3.16 cm^2),在 SolidWorks 中建立对照组瓣膜模型。

起旋瓣在对照瓣基础上对瓣叶进行起旋设计:瓣叶于瓣环两内侧平面的几何轮廓为相切的直段与圆弧段,该轮廓沿平面延伸(穿出瓣环)至瓣环最大内径处,轮廓末端中心与瓣叶转轴中心的连线与对照瓣叶闭合轴线成 $\pm 20^{\circ}$ 夹角。最后,对两平面轮廓进行光滑曲面放样,保留瓣环内部实体[见图 1(a)]。对侧瓣叶通过两次镜像生成。鉴于设计主体为瓣叶,模型略去倒角与环外结构,并简化铰链系统,最终模型如图 1(b)所示。

该设计中,两瓣叶类似于中心对称的导流片,且最大开口角为 90° 。参照导流片式起旋器的偏转包角^[17],将上段提及的瓣叶轮廓中心连线与闭合轴线所成夹角定义为瓣叶包角,并将其作为考察自变量,将起旋瓣分为 25° 、 20° 、 15° 与 10° 包角 4 组。

在 SolidWorks 中完成双叶瓣与主动脉的装配,同时建立长度大于瓣环内径的入流管道,固定于瓣膜入口端,使血流到达瓣膜前得以发展。将各组瓣叶转至最大开口角(对照瓣 78°)。利用 ANSYS 2020 的 SpaceClaim 模块获得流体力学分析所需流道。

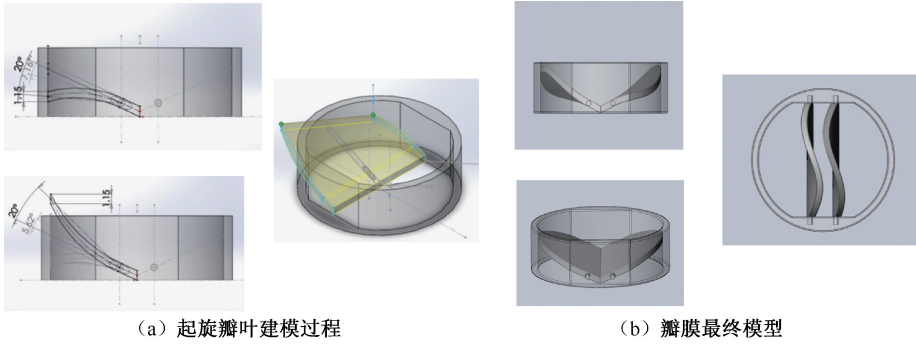


图1 瓣膜三维模型示意图

Fig. 1 Schematic diagram for three-dimensional model of valves (a) Modeling process of valve leaflets with the function of generating helical flow, (b) Final models of valves

1.2 网格划分

网格采用四面体,单元尺寸0.57 mm,各组单元数约1 018万个。网格无关性分析显示:单元数增加约30%时,血流流速峰值、壁面切应力(wall shear stress, WSS)峰值与跨瓣压差的变化幅度均小于2.5%;单元数减少约30%时,跨瓣压差变化幅度大于4%,WSS峰值变化幅度超过15%。因此,本文认为该网格尺寸合理。

1.3 控制方程与边界条件

血液视为不可压缩牛顿流体,密度 $1\ 080\ \text{kg}/\text{m}^3$,运动黏度 $3.9\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ ^[14]。控制方程包括连续性方程与Navier-Stokes方程:

$$\nabla \cdot \mathbf{V} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + (\mathbf{V} \cdot \nabla) \mathbf{V} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{V} \quad (2)$$

式中: ρ 为血液密度; \mathbf{V} 为速度矢量; p 为流场压强; μ 为血液黏度。

入口边界采用1.25 m/s流速,出口边界采用15 kPa压强,以模拟心缩期峰值流量状态^[18]。仿真计算按稳态模式进行,固壁假设,壁面无滑移。

1.4 数值求解

基于FLUENT,利用Pressure-based求解器与SIMPLEC算法进行数值求解。由于流道结构复杂且雷诺数达7 000左右,可能存在流动分离与湍流现象,选择“SST k - ω ”湍流模型进行计算。收敛标准默认为残差值小于 10^{-3} 。

采用有效开口面积(effective orifice area, EOA)、正螺旋分数(positive helix fraction, PHF)、偏斜度与偏心率[见图2(a)]、WSS峰值等参数评估瓣膜血流动力学特性,并探究具有较优血流动力学

性能的瓣叶包角。EOA(cm^2)、PHF的计算方法如下:

$$\text{EOA} = \frac{q_{V_{\text{RMS}}}}{51.6\sqrt{\Delta p/\rho}} \quad (3)$$

$$\text{PHF} = H^+ / (H^+ + H^-) \quad (4)$$

式中: Δp 为正压差期间平均压差(mmHg); $q_{V_{\text{RMS}}}$ 为正压差期间前向流均方根(mL/s),此处简化为入口流量。EOA的获取条件参考现行瓣膜标准(GB 12279-2008与ISO 5840:2021)中的稳态前向流试验,虽然不同于临床得出的EOA,其数值对比能在一定程度上表征瓣膜血流动力学性能的优劣。 H^+ 与 H^- 分别为主动脉特定横截面螺旋通量的正负部分,其算法如下:

$$H = \int_S (\nabla \times ((\mathbf{V} \cdot \mathbf{t}) \mathbf{t})) \cdot \mathbf{n} dS \quad (5)$$

式中: \mathbf{t} 为平面单位切向量; \mathbf{n} 为平面单位法向量; dS 为面微元。当PHF=0.5时,流场整体不表现出螺旋性;PHF>0.5时呈右手螺旋;PHF<0.5时呈左手螺旋。

偏斜度为流道截面的平均流速矢量与该平面法线所成夹角 θ ,偏心度为截面内高流速区域(≥ 0.85 倍截面流速峰值)的几何中心与该截面形心的距离 d ,二者用于评估血流不对称性。如图2(b)所示,从升主动脉扩张多发区选取3个典型平面计算这3个参数^[19-22]。

当心动周期时均WSS小于1.0~1.2 Pa时存在动脉粥样硬化风险^[23-26],故本文将WSS分为3阶,WSS<1.0 Pa为低WSS区,WSS>15 Pa为高WSS区,其余区域为中WSS区,并以各阶在主动脉内壁的面积占比评估WSS分布情况。

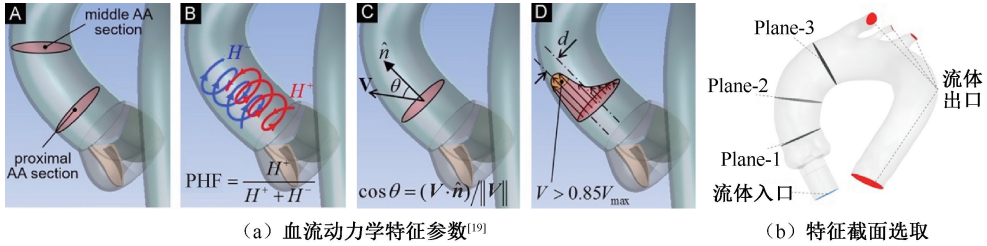


图2 主动脉血流动力学相关参数示意图

Fig.2 Schematic diagram of related hemodynamic parameters in the aorta (a) Hemodynamic characterization^[19], (b) Selection of specific sections

注:图2(a)中 A-主动脉特定截面;B-正螺旋分数;C-偏斜度;D-偏心度。

2 结果

2.1 流速与流线

如图3所示,对照组流场流速分布极不均匀,升主动脉中段及主动脉弓末端内侧(前、后、内、外侧为解剖学方位)存在高、低流速区交错的现象。起旋瓣各组的整体流速分布更均匀,上述现象不显

著。随瓣叶包角减小,起旋瓣射流逐渐收束:25°组射流于升主动脉初段开始发散,壁面冲刷点靠近瓣膜,20°组冲刷点轻微延后,至15°组冲刷点已位于升主动脉中部。流线结果显示,对照组升主动脉中部存在明显的流动分离,解释了此处高、低流速区交错的原因。而实验组随着瓣叶包角减小,升主动脉外侧的低速回流区逐渐增大。

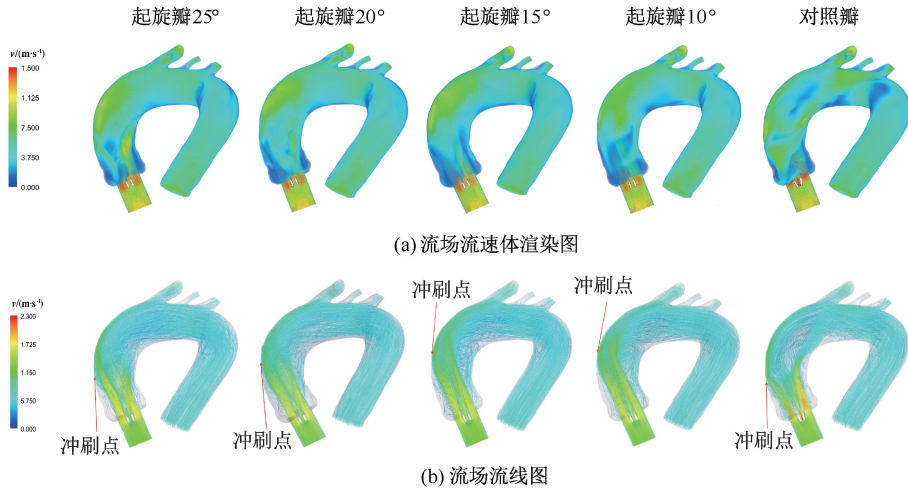


图3 流场流速与流线对比

Fig.3 Comparison of flow velocities and streamlines (a) Volume rendering of flow velocities, (b) Flow streamlines

各组峰值流速均位于瓣膜处,对照组峰值位于两瓣叶间的流道,且明显高于另外两流道,起旋瓣三流道的流速无明显差异。起旋瓣流速峰值较对照瓣减小约20%,且随瓣叶包角减小递减(见表1)。

2.2 EOA

起旋瓣各组跨瓣压差明显小于对照瓣,EOA高于对照瓣,且EOA较对照瓣提升至少25%。随瓣叶包角梯度递减,跨瓣压差及EOA的变化幅度逐渐减小[见图4(a)]。

表1 血流动力学参数结果

Tab.1 Results of hemodynamic parameters

分组	$v_{peak}/(m \cdot s^{-1})$	$\Delta p/Pa$	EOA/cm ²
对照瓣	2.315	1251.8	2.58
起旋瓣 25°	1.899	798.2	3.23
起旋瓣 20°	1.855	704.2	3.43
起旋瓣 15°	1.831	654.9	3.56
起旋瓣 10°	1.814	626.5	3.64

注: v_{peak} 为流速峰值; Δp 为跨瓣压差;EOA为有效开口面积。

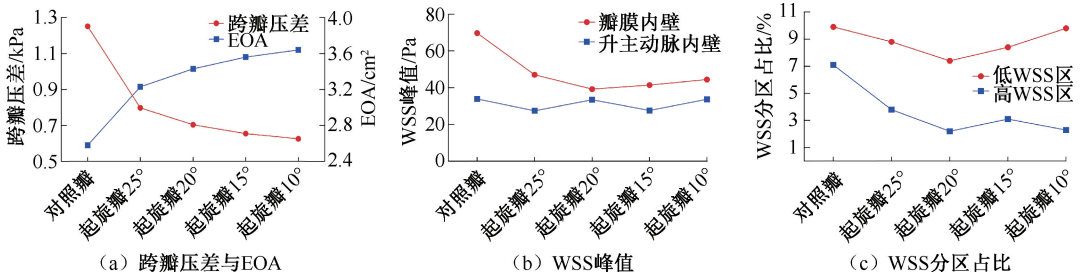


图4 EOA与WSS参数折线图

Fig. 4 Line charts of EOA and WSS parameters (a) Pressure difference and EOA, (b) Peak WSS, (c) Proportions of different WSS regions

2.3 血流不对称性及螺旋性

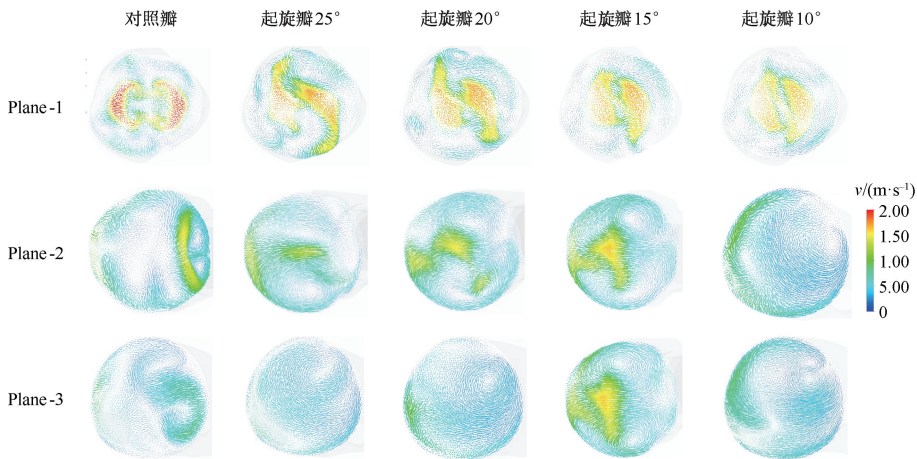
Plane-1 流速显示,对照瓣出口处的血流沿瓣叶向两侧开口发散且呈对称状。起旋瓣出口处的血流也分为两股,但呈右手螺旋的中心对称状。随瓣叶包角减小,起旋瓣该平面外周的流动区减小,即血流向流道中心收束。Plane-2 中对照瓣流场延续Plane-1 中的流动趋势,高流速区分布于平面外周。起旋瓣则存在明显的中心流区,且随瓣叶包角减小,高流速区的趋心性越显著[见图 5(a)]。

偏斜度(θ)上,Plane-1 中 25°与 20°组 θ 低于对

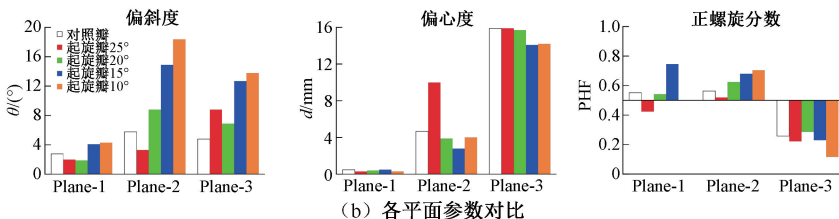
照组,15°与 10°组 θ 高于对照组。Plane-2 中除 25°组,其余实验组 θ 均远高于对照组,且随瓣叶包角减小 θ 递增。Plane-3 中实验组 θ 均大于对照组,但 20°组最小。

偏心度(d)上,Plane-1 中各组 d 无明显差异。Plane-2 中除 25°组,其余实验组 d 均低于对照组,且 15°组最小。Plane-3 中 25°与 20°组 d 与对照组无明显差异,15°与 10°组 d 则低于对照组,且 15°组仍最小。

PHF 上,除 25°组,其余各组由 Plane-1 至



(a) 各平面流速矢量



(b) 各平面参数对比

图5 特征平面血流动力学特征

Fig. 5 Hemodynamic characterization in specific planes (a) Flow velocity vector in each plane, (b) Comparison of hemodynamic parameters in each plane

注:图 5(a)视图方向为俯视图。

Plane-3 的过程中,PHF 均由 0.5 以上降至 0.5 以下,即流场呈现出右手螺旋到左手螺旋的过渡流态。Plane-1 中 15°组 PHF 明显高于对照组;Plane-2 中除 25°组外,实验组 PHF 均高于对照组,右手螺旋性较强;Plane-3 中各组 PHF 均小于 0.5,且 10°组表现出相对突出的左手螺旋,其余实验组与对照组无显著差异[见图 5(b)]。

2.4 WSS

各组升主动脉段均存在高 WSS 区,对照组、20°与 10°组该区域 WSS 峰值为 33~34 Pa,而 25°与 15°组 WSS 峰值为 27~28 Pa。虽然各组

WSS 峰值无显著差异,但对照组高 WSS 区存在明显的集中分布,且主要集中于升主动脉中上游,除内侧壁外,其前后壁亦存在带状的集中区域。实验组前后壁则无明显的 WSS 集中区域,其 WSS 在内侧壁以及整个主动脉内分布更均匀[见图 6(a)]。

WSS 峰值均出现在瓣膜区域。对照组 WSS 峰值高达 69.7 Pa,而实验组峰值不超过 50 Pa,其中 20°组峰值最低,15°组略高于 20°组[见图 6(b)、表 2]。随瓣叶包角减小,起旋瓣 WSS 峰值先减小后增大[见图 4(b)、表 2]。

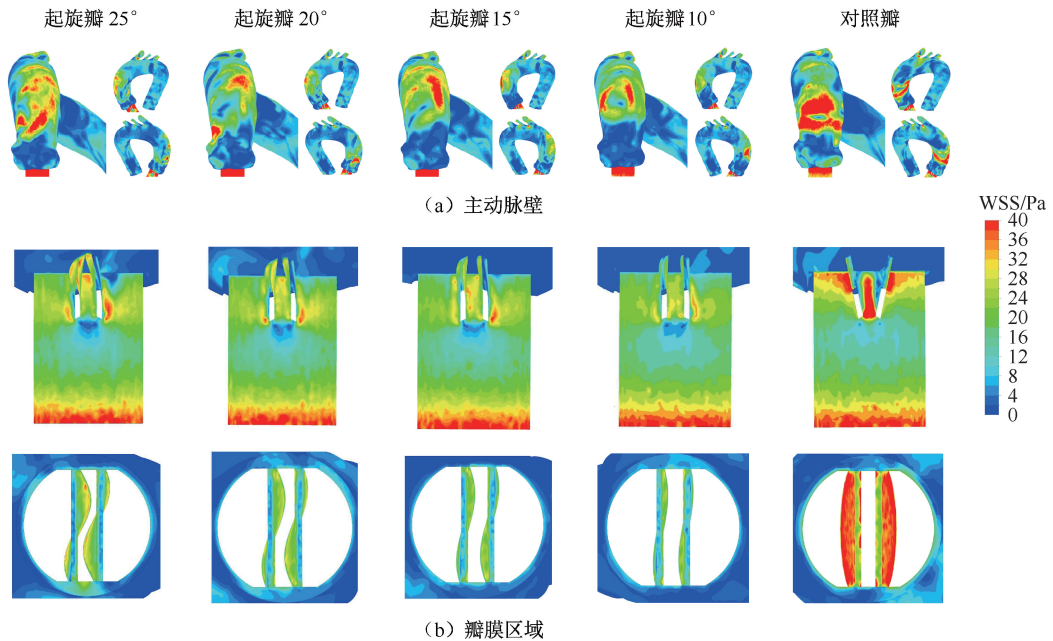


图 6 WSS 云图

Fig. 6 Contours of wall shear stress (a) Aortic wall, (b) Valve region

注:图 6(a)中三视图左为动脉内侧,右上为前侧,右下为后侧;图 6(b)中上为剖视图,下为瓣膜入口视图。

表 2 WSS 峰值与分布情况

Tab. 2 Peak and distributions of WSS

分组	WSS 峰值/Pa		WSS 分布区占比/%		
	瓣膜区	升主动脉区	低 WSS 区	高 WSS 区	中 WSS 区
对照瓣	69.7	33.9	9.9	7.1	83.0
起旋瓣 25°	47.0	27.4	8.8	3.8	87.4
起旋瓣 20°	39.2	33.4	7.4	2.2	90.4
起旋瓣 15°	41.4	27.6	8.4	3.1	88.5
起旋瓣 10°	44.4	33.7	9.8	2.3	87.9

WSS 分区占比上,各实验组低 WSS 区占比均小于对照组,仅 10°组接近对照组,且随瓣叶包角减小,低 WSS 区占比先减小后增大。各实验组高 WSS

区占比明显小于对照组,其中 20°组最低;除 10°组外,各实验组该值亦先减小后增大。随瓣叶包角减小,实验组中 WSS 区占比先增大后减小,且均大于对照组[见图 4(c)、表 2]。

3 讨论

本文基于心缩期峰值流量状态下主动脉流场的数值模拟,比较对照瓣与起旋瓣的流速场、EOA、血流螺旋性与 WSS 分布情况等。结果表明,相较于对照瓣膜,起旋瓣能促使血流旋动并具有较优的血流动力学性能。本文发现,不同瓣叶包角起旋瓣的

性能存在差异:①包角越小,起旋瓣 EOA 越大,但该增益效果也逐渐减弱;② 20°组具有最小的 WSS 峰值,理论最小 WSS 峰值应出现在 25°~10°包角;③ 20°组 WSS 分布最均匀,具有最少的高、低 WSS 区与最多的中 WSS 区,理论最少高、低 WSS 区应出现在 25°~15°包角;④ 15°组具有最优的偏心度,理论最小偏心度位于 20°~10°包角;⑤ 15°组具有最优的促右手螺旋流效应,且 20°~10°包角很可能存在起旋能力更优的包角。

综上所述,从壁面冲刷角度出发,20°组表现最优;而从流场出发,15°组表现最优。在主动脉扩张与动脉粥样硬化的力生物学机制中,WSS 是直接影响因素^[23-26],但主动脉血流状态又会直接影响 WSS 的大小及分布^[14,19,21]。鉴于本文仅分析了心动周期中某一时刻的流场状况,无法排除完整周期下较优的中心旋流态能改善 WSS 分布,故本文在综合考虑各因素后认为,最优的瓣叶包角范围为 20°~15°。

Sigovan 等^[21]通过数值模拟发现,WSS 与偏斜度呈现明显的正相关性。本文结果显示,起旋瓣近端平面偏斜度小于 1 mm,中端平面偏斜度小于 4 mm(除 25°组),与 Kai 等^[19]研究结果相符。相较于对照瓣,起旋瓣较小的偏斜度也支持其较优的 WSS 分布,其较少的低 WSS 区也证明其较低的主动脉病变风险。由 WSS 结果还可进一步评估血栓风险。已有研究表明,当血流剪切应力达 50~450 Pa 时,红细胞存在破裂风险^[27]。而本文发现,仅对照组 WSS 峰值高于 50 Pa,可见起旋瓣能减少切应力相关的溶血风险。而高剪切力引起的血小板激活一般只在切变率大于 5 000/s 时考虑^[28],其对应本研究中 19.5 Pa 切应力,故本文对 WSS > 19.5 Pa 区域在瓣膜区域与在整个流场壁面区域的占比情况进行计算。结果表明,在瓣膜区域,实验组血小板激活风险低于对照组,且随包角减小风险逐渐降低。而考虑整个流场壁面时,对照组占比约为实验组的两倍,可见起旋瓣极大减小了主动脉壁面上血小板激活的可能(见表 3)。通常流场切应力峰值出现于壁面,故本研究仅考虑 WSS,若要更加准确地判断血栓风险,可进一步计算血流切应力场并使用相关血栓预测模型。

本文还发现,除 25°组外,各组血流旋动均由右手螺旋变为左手螺旋,且 Plane-3 中的左手旋动强

表 3 WSS>19.5 Pa 区域占比

分组	瓣膜区域	全区
对照瓣	15.7	4.9
起旋瓣 25°	14.8	2.5
起旋瓣 20°	14.1	2.4
起旋瓣 15°	12.9	2.4
起旋瓣 10°	12.2	2.4

于上游两平面中的右手旋动。Plane-1、2 中 PHF>0.5 与已有研究结果相符^[19,22],且起旋瓣的 PHF 较高,相较对照组更有利于维持主动脉的旋流态。Kilner 等^[29]发现,主动脉弓至降主动脉段血流存在螺旋方向改变的现象;临床研究也显示,部分人群生理条件下升主动脉 PHF<0.5,且 PHF 随血流量增大而减小^[22]。由此可见,主动脉内血流的旋流态存在个体差异,主动脉的几何形状对旋流方向存在影响,该结果也符合 Liu 等^[7]关于旋流产生原因的分析。因此,本文推断,Plane-3 内左手旋动的产生与主动脉弓后段的弯曲关系密切。

本文的局限性如下:① 仿真未模拟整个心动周期;② 主动脉构型的个体差异可能影响最优包角的选取;③ 模型忽略了主动脉的弹性壁行为;④ 未分析对血管壁损伤及物质沉积存在影响的流场压力^[30]。后续研究可采用流固耦合模型,并模拟完整的心动周期,计算压力与含时的血流动力学参数,如时均 WSS 与振荡剪切指数^[15,19]等,并进一步确认该新型机械瓣应用于临床实践的可能。

4 结论

针对主动脉瓣置换术后并发症,本文基于旋流原理,提出了一种新型人工主动脉瓣构型设计。该瓣膜能调节主动脉内血流特征,达到通过改善血流状态预防主动脉瓣置换术后并发症的目的,且通过综合评估各瓣叶包角起旋瓣的血流动力学参数,本文得出具有最优血流动力学特性的瓣叶包角为 15°~20°。起旋瓣的设计思路与研究得出的最优瓣叶包角范围对未来机械瓣产品构型设计及相关研究具有指导意义。

参考文献:

- [1] 王常田,张雷,李德阔.人工心脏瓣膜的演变,进展和思考[J].中华胸心血管外科杂志,2020,36(7):438-441.
- [2] SEGADAL L, MATRE K. Blood velocity distribution in the

- human ascending aorta [J]. *Circulation*, 1987, 76(1): 90-100.
- [3] STONEBRIDGE PA, HOSKINS PR, ALLAN PL, et al. Spiral laminar flow *in vivo* [J]. *Clin Sci*, 1996, 91(1): 17-21.
- [4] LANGENHOVE VG, WENTZEL JJ, KRAMS R, et al. Helical velocity patterns in a human coronary artery: A three-dimensional computational fluid dynamic reconstruction showing the relation with local wall thickness [J]. *Circulation*, 2000, 102(3): E22-E24.
- [5] UCHIDA Y, NAKAMURA F, TOMARU T, et al. Rheological significance of tandem lesions of the coronary artery [J]. *Heart Vessels*, 1995, 10(2): 106-110.
- [6] FRAZIN LJ, VONESH MJ, CHANDRAN KB, et al. Confirmation and initial documentation of thoracic and abdominal aortic helical flow. An ultrasound study [J]. *ASAIO J*, 1996, 42(6): 951-956.
- [7] LIU X, SUN AQ, FAN YB, 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.
- [8] SHERIFF J, SOARES JS, XENOS M, et al. Evaluation of shear-induced platelet activation models under constant and dynamic shear stress loading conditions relevant to devices [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(6): 1279-1296.
- [9] ALEMU Y, GIRDHAR G, XENOS M, et al. Design optimization of a mechanical heart valve for reducing valve thrombogenicity—A case study with ATS valve [J]. *ASAIO J*, 2010, 56(5): 389-396.
- [10] RUBENSTEIN DA, YIN W. Quantifying the effects of shear stress and shear exposure duration regulation on flow induced platelet activation and aggregation [J]. *J Thromb Thrombolys*, 2010, 30(1): 36-45.
- [11] SIMMONDS MJ, MEISELMAN HJ. Prediction of the level and duration of shear stress exposure that induces subhemolytic damage to erythrocytes [J]. *Biorheology*, 2016, 53(5-6): 237-249.
- [12] YEN H, CHEN SF, CHERN MK, et al. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis [J]. *J Artif Organs*, 2014, 17(2): 178-185.
- [13] 张金萍, 江勇, 吴伟春, 等. 主动脉瓣机械瓣置术后远期升主动脉内径变化随访研究[J]. *中国循环杂志*, 2016, 31(3): 267-271.
- [14] 阙晓昕, 白一帆, 王盛章, 等. 基于 CT 影像重建模型的主动脉夹层流固耦合模拟[J]. *水动力学研究与进展 A 辑*, 2015, 30(6): 701-706.
- [15] 冯凌波, 孙翠茹, 戴向晨, 等. 多层裸支架植入主动脉夹层的流固耦合数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 738-746.
- FENG LB, SUN CR, DAI XC, et al. Fluid-structure interaction simulation of multiple overlapping uncovered stent intervention in aortic dissection [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(5): 738-746.
- [16] CARBOMEDICS® FAMILY [M]. Via Crescentino: Sorin Group Italia, 2020.
- [17] 林榆, 雷萍, 李松. 圆管螺旋流形成原理及导叶式局部起旋器的设计[J]. *矿山机械*, 2011, 39(12): 54-57.
- [18] SADIPOUR M, HANAFIZADEH P, SADEGHY K, et al. Effect of aortic wall deformation with healthy and calcified annulus on hemodynamic performance of implanted on-X valve [J]. *Cardiovasc Eng Techn*, 2020, 11(2): 141-161.
- [19] KAI C, ATKINS SK, MCNALLY A, et al. Simulations of morphotype-dependent hemodynamics in non-dilated bicuspid aortic valve aortas [J]. *J Biomech*, 2017, 50: 63-70.
- [20] MAHADEVIA R, BARKER AJ, SCHNELL S, et al. Bicuspid aortic cusp fusion morphology alters aortic three-dimensional outflow patterns, wall shear stress, and expression of aortopathy [J]. *Circulation*, 2014, 129(6): 673-682.
- [21] SIGOVAN M, HOPE MD, DYVERFELDT P, et al. Comparison of four-dimensional flow parameters for quantification of flow eccentricity in the ascending aorta [J]. *J Magn Reson Imaging*, 2011, 34(5): 1226-1230.
- [22] FAGGIANO E, ANTIGA L, PUPPINI G, et al. Helical flows and asymmetry of blood jet in dilated ascending aorta with normally functioning bicuspid valve [J]. *Biomech Model Mechan*, 2013, 12(4): 801-813.
- [23] MALEK AM, ALPER SL, IZUMO S. Hemodynamic shear stress and its role in athero-sclerosis [J]. *J Am Med Assoc*, 1999, 282(21): 2035-2042.
- [24] GIMBRONE MA, TOPPER JN, NAGEL T, et al. Endothelial dysfunction, hemodynamic forces, and atherogenesis [J]. *Ann N Y Acad Sci*, 2000, 902(1): 230-240.
- [25] STONE PH, COSKUN AU, KINLAY S, et al. Effect of endothelial shear stress on the progression of coronary artery disease, vascular remodeling, and in-stent restenosis in humans: *In vivo* 6-month follow-up study [J]. *Circulation*, 2003, 108(4): 438-444.
- [26] CHATZIZISIS YS, COSKUN AU, JONAS M, et al. Role of endothelial shear stress in the natural history of coronary atherosclerosis and vascular remodeling: Molecular, cellular, and vascular behavior [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2007, 49(25): 2379-2393.
- [27] VAHIDKHAH K, AZADANI AN, ABBASI M, et al. Flow-induced damage to blood cells in aortic valve stenosis [J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(9): 2724-2736.
- [28] CASA LDC, KU DN. Thrombus formation at high shear rates [J]. *Annu Rev Biomed Eng*, 2017, 19(1): 415-433.
- [29] KILNER PJ, YANG GZ, MOHIADDIN RH, et al. Helical and retrograde secondary flow patterns in the aortic arch studied by three-directional magnetic resonance velocity mapping [J]. *Circulation*, 1993, 88(5): 2235-2247.
- [30] 闫晓彤, 乐恺, 张燕, 等. 冠状动脉斑块分型及分叉角度对斑块影响的血液动力学模拟[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(4): 676-683.
- YAN XT, LE K, ZHANG Y, et al. Effects of plaque classification and bifurcation angle on coronary plaques: A hemodynamic simulation [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 676-683.