

参赛学生姓名：刘广羽

中学：北京师范大学附属实验中学

省份：北京

国家/地区：中国

指导老师 1 姓名：樊瑜波

指导老师 1 单位：北京航空航天大学

指导老师 2 姓名：方韡

指导老师 2 单位：北京师范大学附属实验中学

论文题目：基于鲨鱼鳞仿生的心脏机械瓣抗血栓表面微结构设计、优化与机制研究

2024 S.-T. High School Science Award
仅用于2024年高中科学论文公示

基于鲨鱼鳞仿生的心脏机械瓣抗血栓表面微结构设计、优化与机制研究

作者：刘广羽

**Design, Optimization, and Mechanism Study of Antithrombotic
Microstructure Surfaces on Mechanical Heart Valves
Inspired by Shark-Skin Riblet**

摘要

当心脏瓣膜病变至影响正常血流时，瓣膜置换手术成为必要。当前临床上主要使用的双叶机械瓣虽能恢复血流功能，但易引发血栓。原因在于机械瓣叶位于高速血流中央，产生流动阻碍，导致瓣叶附近血液剪应力过大，进而活化血小板并形成血栓。文献表明，鲨鱼鳞片上的微沟槽具有优异的减阻效果。基于此，本研究提出将仿生鲨鱼鳞片微沟槽结构应用于心脏机械瓣叶，以期缓解其对血流的阻碍作用，进而降低血栓风险。

本研究首先通过粒子图像测速（PIV）实验验证了在瓣叶表面添加微沟槽能够显著降低对血流的阻碍，并提升血流量。实验中，将加工有 53 度、0.5 毫米深微沟槽的单片瓣叶置于主动脉模拟装置中，采用 DynamicStudio 软件对瓣后流场进行分析。结果显示，带有沟槽一侧的血流流量显著增加，验证了微沟槽在心脏瓣叶工况下有效降低了血流的阻碍。随后，研究通过数值仿真进一步探讨了沟槽对瓣叶周围剪切应力场的影响机制，并优化了沟槽几何参数。仿真过程中，本研究采用 SolidWorks 构建机械瓣、左心室及主动脉模型，利用 Fluent Meshing 划分计算网格，使用 Fluent 进行流场仿真，最后通过 Tecplot 进行后处理以分析剪应力分布。通过对三角形沟槽的深度（0.3、0.4、0.5、0.6 毫米）和宽深比（1:2、1:1、2:1）进行优化，发现 0.5 毫米深、宽深比 1:2 的沟槽参数最优，其显著降低了血液剪应力。其作用机制可能为沟槽约束血液流动，使沟槽内血液流速较低且剪应力较小，同时沟槽外血液因缓冲作用剪应力亦得以降低。

本研究首次将仿生微沟槽应用于心脏机械瓣，提出了微沟槽对血液剪切力场影响的机制，为解决每年数十万心脏机械瓣置换患者的血栓问题提供了新思路和新方法。

关键词：心脏机械瓣；血栓；血流动力学；沟槽表面；PIV；计算流体力学

Abstract

Valve replacements are imperative when native heart valves severely malfunction. Although the commonly used Bileaflet Mechanical Heart Valves (BMHVs) have saved millions of lives, unfortunately, they are prone to life-threatening thromboembolic complications. The reason is that the leaflets stay in the middle of the high-speed blood flow, causing a blockage of blood flow. Thus, the shear stress of the blood in the vicinity of the leaflet is high, activating platelets and causing thrombus formation. According to the literature, the shark-skin riblet surfaces can reduce drag. Therefore, if riblets are added to the leaflet surfaces of BMHVs, the blockage effect of the leaflets on the blood flow may be alleviated, and the thrombosis problem may be ameliorated.

The study first verified through Particle Image Velocimetry (PIV) experiments that adding micro-riblets to the leaflet surface significantly reduces flow obstruction and increases blood flow. In this experiment, a single leaflet with 53-degree, 0.5 mm deep riblets was placed in a cardiac simulator, and DynamicStudio software was used to analyze the post-leaflet flow field. The results showed a significant increase in blood flow rate on the side with riblets, confirming that riblets effectively reduce flow obstruction under heart valve conditions. Subsequently, this study used Computational Fluid Dynamics (CFD) to further analyze the mechanism of the riblets' effect on the shear stress field around the leaflets and optimized the riblet geometric parameters. This study used SolidWorks to construct the mechanical valve models, Fluent Meshing for mesh generation, Fluent for blood flow simulation, and Tecplot for calculating shear stress for analysis. Through optimization of triangular riblet depths (0.3, 0.4, 0.5, 0.6 mm) and width-to-depth ratios (1:2, 1:1, 2:1), this study found that a riblet depth of 0.5 mm with a width-to-depth ratio of 1:2 was optimal, which significantly reduces the shear stress of blood. The mechanism is likely that the riblets constrain blood flow, resulting in lower flow velocity and shear stress within the riblets, while the buffering effect of the riblets reduces shear stress in the surrounding blood outside.

This study is the first to apply biomimetic micro-riblets to heart mechanical valves and proposes a mechanism for the impact of riblets on fluid shear stress fields, providing new ideas and methods for addressing thrombosis issues in hundreds of thousands of patients undergoing heart mechanical valve replacement annually.

Keywords: BMHVs, Thrombosis, Hemodynamics, Riblet Surfaces, PIV, CFD

目 录

摘 要	I
Abstract	II
目 录	III
第一章 绪论	1
1.1 人造心脏瓣膜研究背景介绍	1
1.1.1 心脏机械瓣膜介绍	1
1.1.2 双叶心脏机械瓣的血栓问题及研究现状	1
1.2 鲨鱼鳞仿生背景介绍	4
1.2.1 鲨鱼鳞减阻微结构研究现状	4
1.2.2 本研究心脏机械瓣微结构设计	6
1.3 研究问题与工程目标	8
1.4 研究流程图	8
1.5 本研究意义以及创新点	10
第二章 PIV 实验	11
2.1 实验瓣叶设计以及微沟槽加工	11
2.2 PIV 实验原理	13
2.3 PIV 实验装置	14
2.4 PIV 实验设置	16
2.5 PIV 实验操作过程	17
2.6 PIV 实验结果与分析	20
第三章 数值仿真计算方法	21
3.1 数值仿真流程图	22
3.2 仿真模型建立	23
3.2.1 仿真模型总体设计	23
3.2.2 机械瓣运动特点以及主动脉流动函数	24
3.2.3 仿真瓣叶设计	25
3.3 划分网格	27
3.3.1 网格划分方法及质量	27
3.3.2 网格无关性验证	29
3.4 数值模拟方法介绍（Fluent 软件）	30

3.4.1 控制方程.....	30
3.4.2 湍流设置.....	31
3.4.3 材料属性.....	32
3.4.4 边界条件以及入口 UDF	32
3.4.5 求解器设置.....	34
3.4.6 其他设置.....	34
3.4.7 初始化.....	34
3.4.8 时间步长与迭代次数	34
3.4.9 残差设置与分析.....	35
3.5 后处理.....	35
3.5.1 三维速度梯度	35
3.5.2 涡量.....	36
3.5.3 三维剪应力.....	37
第四章 数值仿真结果及分析	38
4.1 整体流场分析.....	38
4.1.1 流线图.....	38
4.1.2 速度矢量图.....	39
4.2 特征时间和截面云图结果与分析.....	40
4.2.1 速度云图结果.....	41
4.2.2 流体剪应力云图结果.....	44
4.2.3 云图分析.....	47
4.3 其他时间和截面云图结果与分析.....	48
4.3.1 其他截面.....	48
4.3.2 其他时间.....	50
4.4 流体剪应力积分图表.....	52
4.5 壁面剪应力分析.....	53
4.6 涡量分析.....	55
第五章 讨论	57
参考文献	60
致 谢	62

第一章 绪论

1.1 人造心脏瓣膜研究背景介绍

1.1.1 心脏机械瓣膜介绍

人体心脏自身具有 4 个瓣膜，其在血液定向流动中发挥着至关重要的作用，瓣膜的损坏可以是致命的。如果没有瓣膜，人的心脏就无法正常泵血。当人体自身心脏瓣膜（特别是主动脉和二尖瓣）因为感染、先天性疾病、自身免疫性疾病、退行性疾病、外伤等损伤严重时，就需要进行人造瓣膜置换。每年全球有约 20 万个人造瓣膜被植入患者体内^[1]。人造瓣膜分为生物瓣膜（Bioprosthetic Valve）和机械瓣膜（Mechanical Heart Valve）。其中生物瓣膜是用猪心的主动脉瓣或者牛的心包膜在戊二醛溶液中固定制成的。但由于其容易钙化，寿命较短，寿命仅有 10 年左右（年轻患者因为泵血需求量大所以寿命更短），所以多用于 70 岁以上老人^[2]。机械瓣则使用寿命长，大多可以终身使用，因此占人造瓣膜的大多数。其主要分三种类型：球笼型（Cage-Ball Valve），倾斜盘型（Tilting Disk Valve），和双叶型（Bileaflet Valve）。其中前两种已基本被淘汰。双叶机械瓣膜作为最主要的类型，其瓣叶由热解石墨制成。其两片瓣叶通过铰链旋转实现开闭，并在开启时停留在血管中央（可见图 1）。由于主动脉瓣置换占瓣膜置换的大部分比例，本研究主要针对主动脉瓣进行设计和优化。



图 1 一些主流厂商的双叶机械瓣（开启状态）^{[3][3]}

1.1.2 双叶心脏机械瓣的血栓问题及研究现状

双叶机械瓣有比较严重的血栓问题，其形成机制包括瓣叶在高速关闭时导致的血液高速逆流引发的空泡效应，以及铰链处的高速泄露血流等。然而，最主要的机制是双叶瓣瓣叶主体部分引发的巨大流体剪应力^[4]。

双叶机械心脏瓣膜是由两片刚性瓣叶组成的机械装置，由于它们缺乏弹性，在开启后并不能像天然瓣膜那样紧贴血管壁，而是依然停留在血流的中央位置。人体自身的瓣膜打开时，血液的流速分布通常呈现抛物线形态，中心流速大，而边缘流速较小。然而，机械瓣叶在主动脉血流速度达到峰值时仍然位于中央，与高速血流相撞。这种情况造成了血流绕过瓣叶前端时在瓣叶侧方形成明显的阻碍

作用，导致较大的速度梯度，从而产生巨大的剪应力。

流体剪应力是指由于速度梯度的存在，液体层之间的相对运动所引起的摩擦力。具体来说，在机械瓣膜的情况下，靠近瓣叶表面的血液速度几乎为零，而仅1毫米之外的血液流速可以接近1米/秒，导致极高的速度差。根据物理原理，剪应力正比于速度梯度，因此这种显著的速度变化会引发巨大的剪应力。

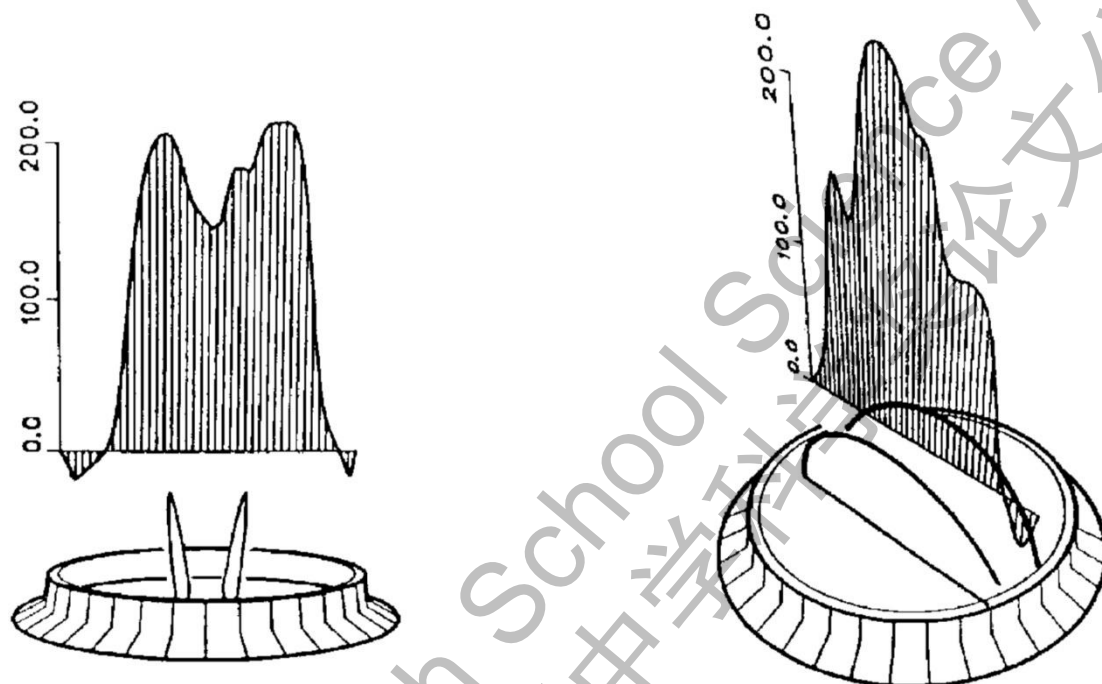


图2 双叶瓣在心缩峰值时血液在距离瓣叶13 mm 的两条中线上的速度分布 (cm/s) [1]

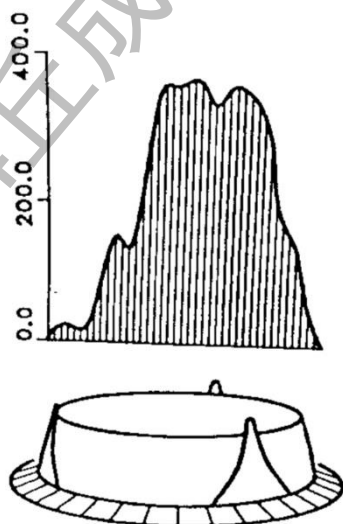


图3 生物瓣（与人体自身瓣膜类似）在心缩峰值时血液在距离瓣叶15 mm 中线上的速度分布 (cm/s) [1]

由图2图3可见，相比于生理瓣膜，双叶机械瓣处于的血管中央速度大，进

而导致瓣叶侧方速度梯度大，剪切力大。

在一维的情况下，速度梯度可以表示为对垂直于流向的距离的偏导数，也就是速度在垂直于速度方向空间上的变化率。

剪应力等于黏度与速度梯度的乘积（具体公式见 1.1.2 末尾）。这种剪应力在流体中相当于对流体进行“剪切”作用，类似于剪刀的效果。当剪应力过大时，它会撕裂血细胞，特别是血小板，进而导致血小板的激活。

当血小板受到剪应力破坏时，它们会被活化，从而引发血栓问题。如果红细胞也遭到破坏，则可能导致溶血。根据文献，血小板的活化阈值大约为 5~10 帕斯卡，且剪应力越大，血小板的活化比例就越高^[5]。尽管血液单次通过机械瓣时造成的血细胞损伤有限，但心脏每分钟泵血约 80 次，随着时间推移，细胞损伤逐渐累积，这就增加了血栓和溶血的风险。血栓的形成不仅容易粘附在瓣膜铰链处，导致瓣膜无法正常开启或关闭（称为“卡瓣”），严重时还会影响心脏的正常功能。更为危险的是，主动脉中的血栓可能脱落，沿颈动脉进入大脑，导致脑血栓，威胁生命。

为了预防血栓问题，机械瓣膜植入患者必须终身服用抗凝药物华法林^[2]。华法林是维生素 K 竞争性拮抗剂，其通过抑制凝血因子的合成，来降低血栓形成的风险。然而，长期服用华法林会产生严重的副作用，包括出血风险、止血困难，甚至可能诱发致命的脑出血。即便如此，华法林并不能完全规避血栓风险。根据统计，25 岁以下的机械瓣膜换瓣患者有 15% 的风险需要重新手术（因卡瓣问题），同时有 53% 的血栓和出血相关的综合风险。

因此，减少瓣膜周围的流体剪应力至关重要。如果能有效降低机械瓣周围血流的剪应力，不仅能从根本上缓解血栓问题，还能减少患者对华法林等抗凝药物的依赖，降低药物副作用及脑出血的风险。这将为机械瓣膜植入患者提供一种更安全、有效的长期解决方案。然而，目前针对这一问题并没有很好的解决方案^[6]。

剪应力的物理公式：

一维的速度梯度（Velocity Gradient）只涉及一个速度分量和一个空间坐标，等于对速度对垂直于流向的距离的偏导数：

$$\nabla v = \lim_{\Delta n \rightarrow 0} \frac{\Delta u}{\Delta n} = \frac{\partial u}{\partial n} \quad (1)$$

其中 ∇v 为速度梯度，国际制单位 s^{-1} ，量纲为 T^{-1} ； u 是速度，国际制单位 m/s ，量纲为 LT^{-1} ； n 是法向距离，单位 m ，量纲为 L 。

一维流体剪切力（Shear Stress）等于黏度 μ 乘上一维速度梯度。在一维情况下，即牛顿内摩擦定律：

$$\tau = \mu \nabla v = \mu \frac{\partial u}{\partial n} \quad (2)$$

τ 为剪应力，单位为 Pa ，量纲 $ML^{-1}T^{-2}$ 。 μ 为黏度，国际制单位 $Pa \cdot s$ ，量纲 $ML^{-1}T^{-1}$

T^{-1} 。 $\frac{\partial u}{\partial n}$ 是速度梯度，国际制单位 s^{-1} ，量纲 T^{-1} 。三维的剪应力公式将在 3.5 讨论。注意，尽管切应力张量量纲和压强一样，其物理意义和压强完全不同。量纲一致并不代表物理量是一致的，就像力矩和能量的量纲均为 ML^2T^{-2} ，但其物理意义不同。

1.2 鲨鱼鳞仿生背景介绍

1.2.1 鲨鱼鳞减阻微结构研究现状

直觉上，光滑的表面阻力最小。但事实有时是反直觉的。

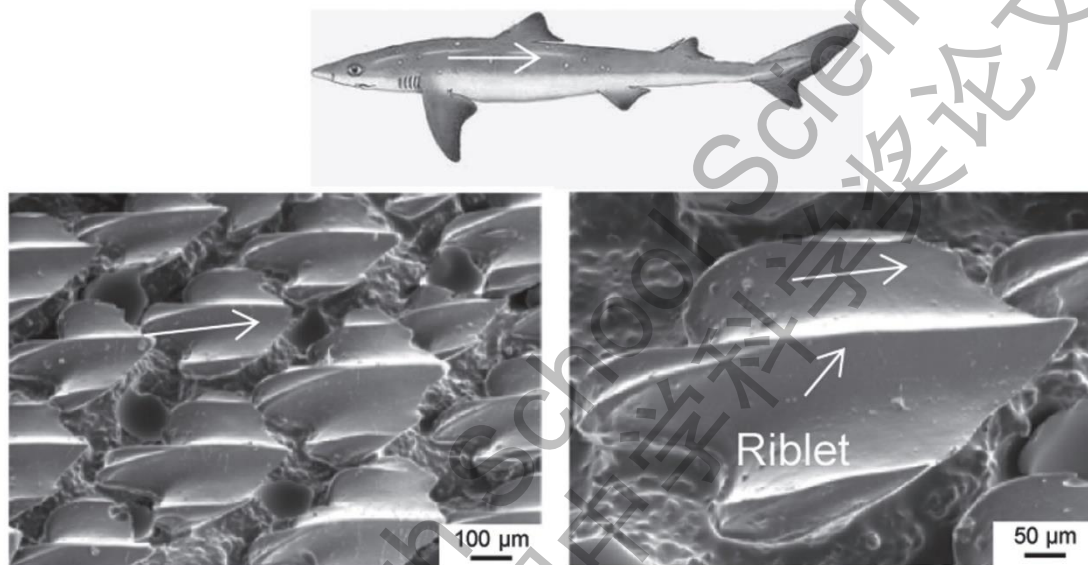


图 4 角鲨盾鳞扫描电子显微镜 (SEM) 图像，可见具有来流同向的微沟槽^[7]

鲨鱼表面覆盖有一层盾鳞，其盾鳞上有微沟槽结构。沟槽方向与水流流动方向相同，也就是水流是顺着沟槽流动的，起到类似导流的效果。

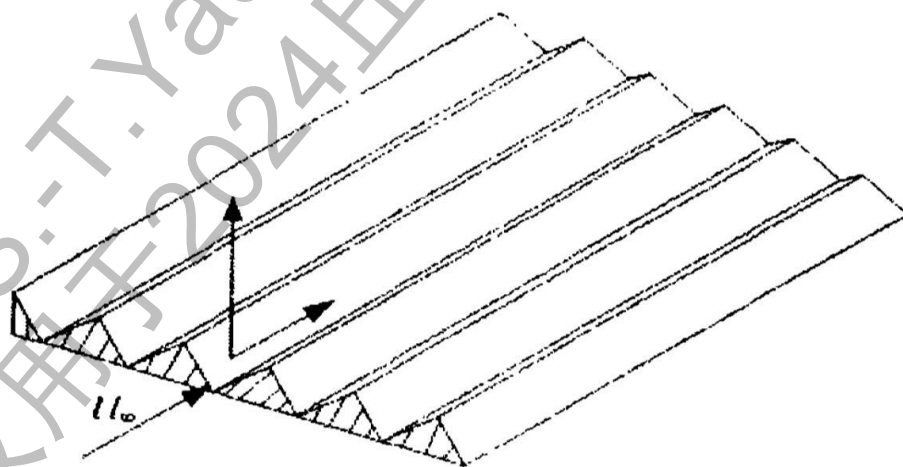


图 5 微沟槽示意图^[8]

鲨鱼鳞片上的微结构可以简化为图 5 这样的微沟槽。其是两端开口，连续的直槽。速度方向与沟槽方向一致，图 4 中横向箭头代表速度方向。

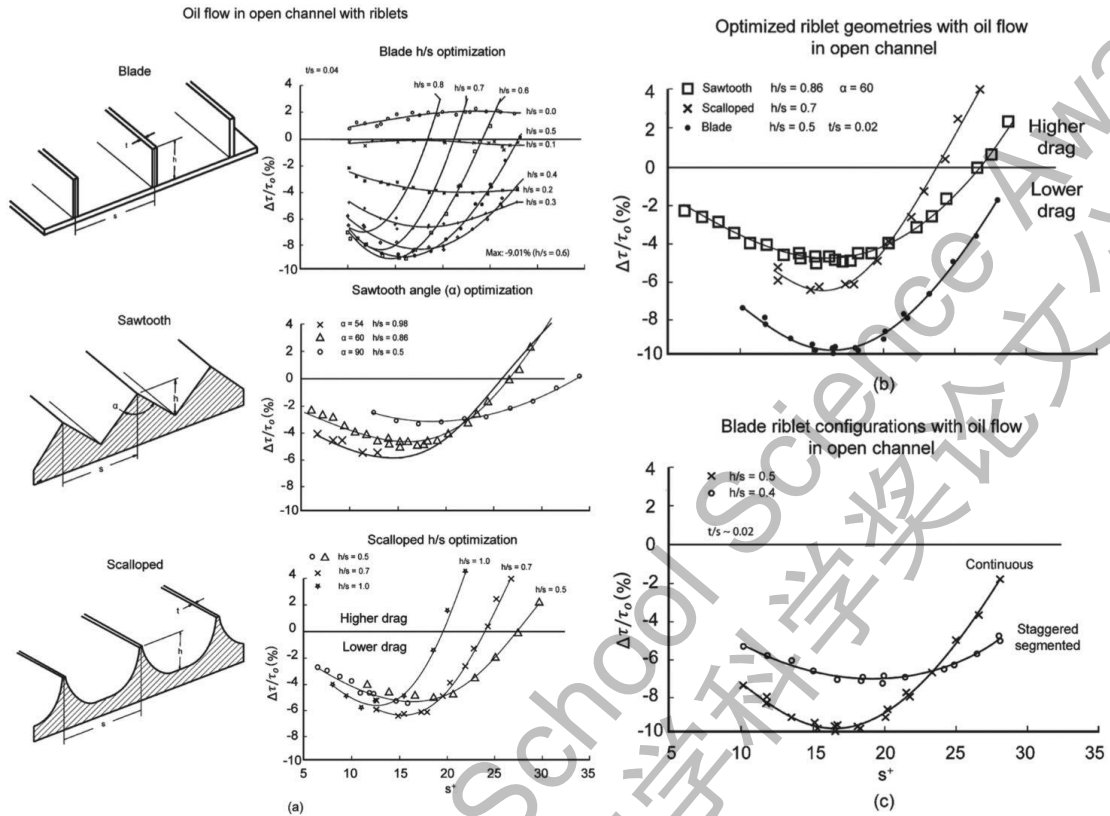


图 6 穷举不同形状和尺寸沟槽减阻率^[7]

2013 年, Bhushan 团队设计了三种微沟槽形状: 刀片型, 三角锯齿型和圆弧形, 如图 6 所示。沟槽的参数有间距 s (spacing), 深度 h (height), 厚度 t (thickness) 和等腰三角形顶角 α 。同时其对间距 s 进行了无量纲化, 得到 s^+ 公式为

$$s = \frac{\mu}{\rho \sqrt{\frac{\tau}{\rho}}} s^+ \quad (3)$$

其中 s 为沟槽间距, 国际制单位为 m ; ρ 为流体密度, 国际制单位为 kg/m^3 ; μ 为流体粘性系数, 国际制单位为 $Pa \cdot s$; τ 为剪切力, 国际制单位为 Pa ; s^+ 为无量纲量, 没有单位。如图 6, 板状沟槽减阻效果最好, 但加工困难且容易折断。这三种类型的沟槽均在 $s^+ = 15$ 时减阻效果最好。同时三角形沟槽的角度为 54 度时减阻效果最佳, 但其只测试了 54 度、60 度和 90 度三个角度, 并未测试更小的角度三角形的数据。

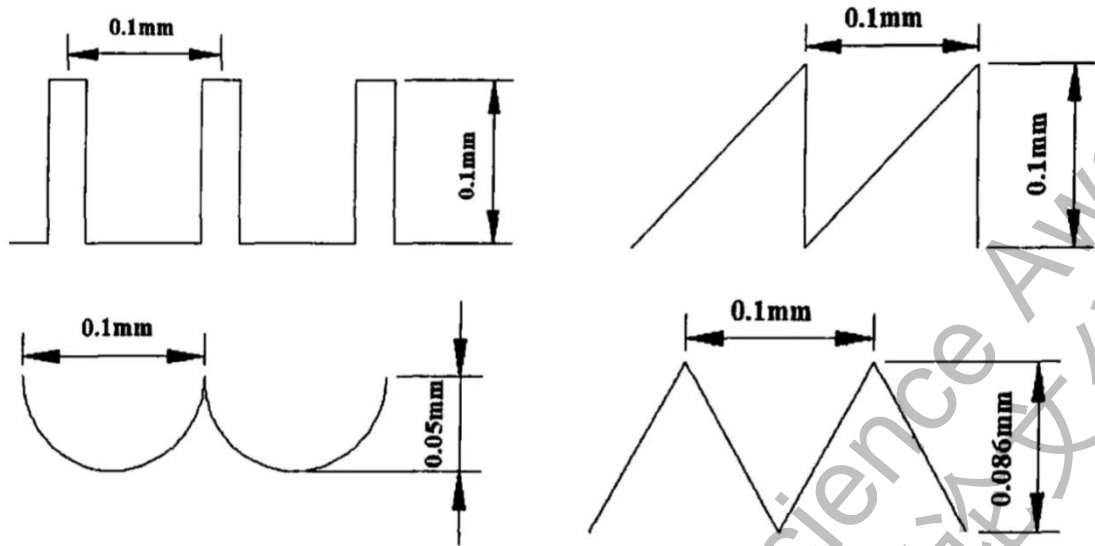


图7 矩形，半圆形，非对称三角形和对称三角形沟槽^[9]

此外，2008年杨海霞团队对比了矩形，半圆形，非对称三角形和对称三角形沟槽，发现顶角为 60° 的对称三角形沟槽减阻效果最好，如图7。

目前有“突出高度”理论（粘性理论）和“第二涡群”理论来解释微沟槽的减阻机制^[10]。其大致的机制是沟槽的导流作用。因为沟槽对横向流有抑制作用，涡流和湍流就能有所减小并远离表面。显然，流体更容易在沿着沟槽方向流动，而不是垂直于沟槽方向流动。（注意，鲨鱼皮减阻机制与高尔夫球减阻机制不同。高尔夫球上的坑是为了增加湍流以缓解气流分离降低压差阻力，而鲨鱼皮上的沟槽则是为了抑制湍流减小摩擦阻力。）尽管学术界对于沟槽的减阻作用有较多研究，但其对流场剪应力的影响尚未被提及也尚未被研究。究其原因，剪应力只有在血流环境上才是重要的参数。而在船舶、管道、泳衣、汽车和飞机设计等典型鲨鱼鳞仿生应用场景上来说，关注流体剪应力用处较小。

心脏机械瓣导致溶血本质是因为其瓣叶对流场造成了干扰。如果瓣叶能减阻，就能减少这种干扰。假设极端情况，瓣叶完全没有阻力，就相当于瓣叶不存在，就不会导致血栓问题了。更细致的减阻与剪应力场的关系将在1.2.2详细阐述。同时减小瓣叶阻力还能增加自然血流量。当压差一定时，阻力越小，流量越大。由于植入瓣膜需要用支撑环来固定，其减小了开口直径，增大了血流阻力。因此，自然血流量是评价人造心脏瓣膜重要的指标，其越大越好^[1]。当瓣叶对血流阻碍减小之后，能减小心机耗氧量，提升心肺功能。

1.2.2 本研究心脏机械瓣微结构设计

那么微沟槽，这种被大多数场景下用于减阻的微结构，能否减小流体剪应力呢？流体阻力分为两种：压差阻力和摩擦阻力。压差阻力是指物体在流体中运动时，前方压强大，后方压强小所导致的阻力，其作用方向垂直于物体表面。流体

的摩擦阻力，类似于固体间的摩擦力，其作用方向平行于物体表面，为切向力。鲨鱼鳞片主要在鲨鱼侧方，上面的微沟槽平行于来流，其主要减小的是摩擦阻力。

壁面剪应力（Wall Shear Stress）是紧贴壁面的流体对壁面的剪应力，其与流场剪应力直接相关，也可以认为是壁面处流场的剪应力，即式（2）在 $n=0$ 时的情况：

$$\tau_w = \mu \left. \frac{\partial u}{\partial n} \right|_{n=0} \quad (4)$$

其中 τ_w 表示壁面剪应力，单位为 Pa。

总摩擦阻力是壁面剪应力在运动方向上的分量 τ_{wx} 的积分：

$$F = \int \tau_{wx} dA \quad (5)$$

其中 τ_{wx} 代表 τ_w 在物体运动方向上的分量，可以认为是标量，因而可以对面积积分。F 代表总摩擦阻力，A 代表物体的表面积。

可见阻力和剪切力虽有较大不同，但是也有内在联系。所以虽然仿生鲨鱼微沟槽主要应用在减阻领域，但其对剪应力可能也有减小作用，文献中的最优沟槽形状和大小设计也可以作为参考。

由于曲线不宜加工，且弧形沟槽和片状沟槽应力集中容易在加工和使用折断。所以决定沟槽内采用等腰三角形沟槽。等腰三角形沟槽力学性能良好，不易折断，且加工较为容易，故此选择。

只要知道两个参数就可以确定等腰三角形沟槽的形态（全等）——顶角角度 α 和深度 h 。其中顶角角度 α 等价于宽深比（ s/h ）。由于工况和优化目的与前文文献相差很大，所以尝试遍历这两个参数以寻找最优，文献中优化结果仅作为遍历参数的设置参考。初步确定三个宽深比 1:2, 1:1, 2:1，分别对应 α 角 $28^\circ, 54^\circ, 90^\circ$ 。根据文献^[11]，机械瓣瓣叶主体处剪应力 τ 约为 20Pa。根据公式（3），代入 $s^+=15$ ， $\tau=20\text{Pa}$ 和血液参数—— $\mu=0.004\text{Pa}\cdot\text{s}$ ， $\rho=1050\text{kg}/\text{m}^3$ 。可计算出文献^[7]中说明的最佳沟槽间距约为 0.4mm。但因为本研究是为了减小剪应力，与文献中减阻目的差距较大，因而决定在这个数附近穷举，而不是直接应用这个数据，文献中的最优间距仅作为确定数量级的作用。由于瓣叶深度多在 1mm~2mm 间，所以深度过大的话容易降低瓣叶力学性能，深度过小的话则不宜加工，因此决定设置遍历深度而非间距。遍历的深度为：0.3, 0.4, 0.5, 0.6mm。一共遍历 3 个角度*4 个深度=12 种三角沟槽，外加一个光滑沟槽作为对照。由于难以通过理论直接分析如此复杂的流场，因此遍历法是最具说服力的。

1.3 研究问题与工程目标

本研究通过阅读文献发现了心脏机械瓣存在血栓问题，同时发现鲨鱼鳞表面微结构可能缓解此问题，本研究的研究问题和工程目标可据此确定：

研究问题：是否可以通过在双叶机械心脏瓣膜上的设计，减少瓣膜周围的流体剪应力，以降低血小板激活和血栓形成的风险。

工程目标：设计并优化一种基于仿鲨鱼鳞表面微结构的双叶机械心脏瓣膜，以减少血液剪应力，从而降低血小板激活和血栓形成的风险。

1.4 研究流程图

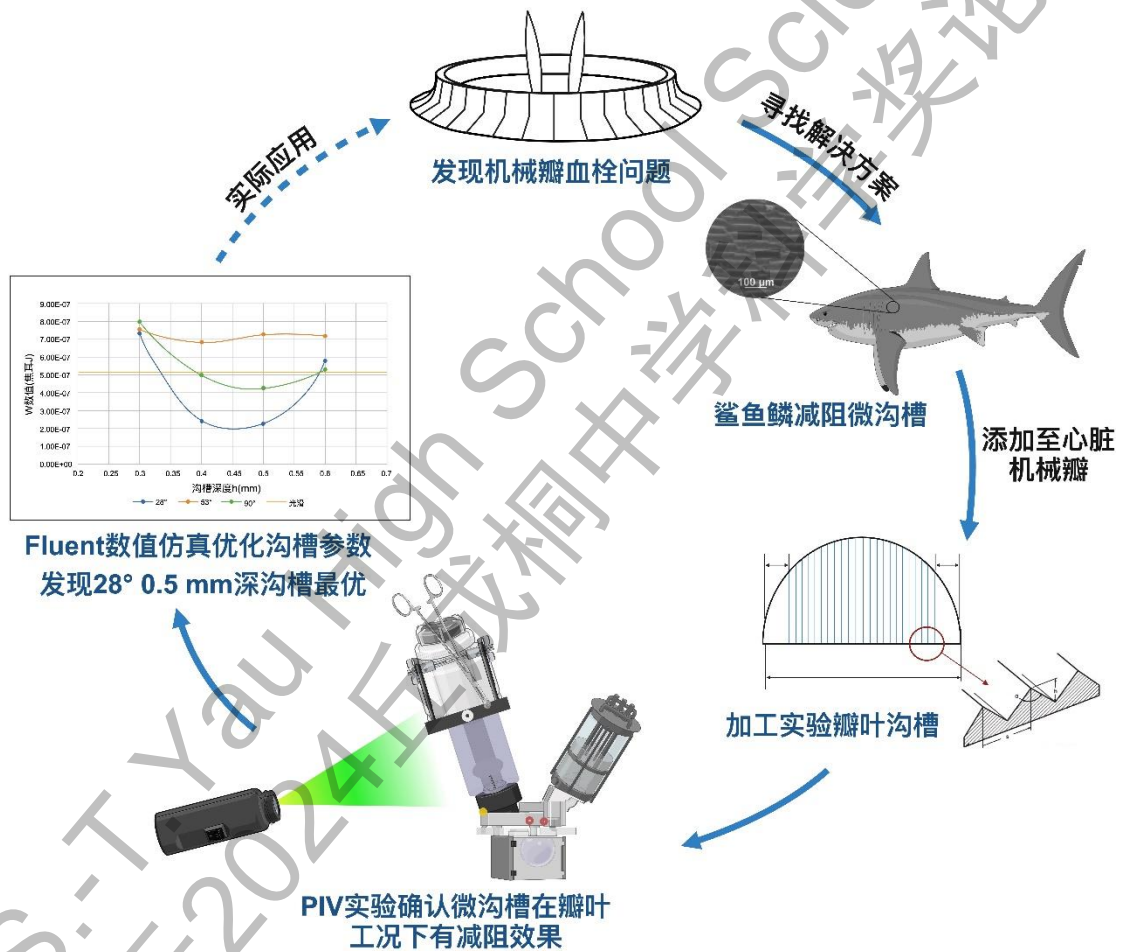


图 8 研究流程图（图像版）

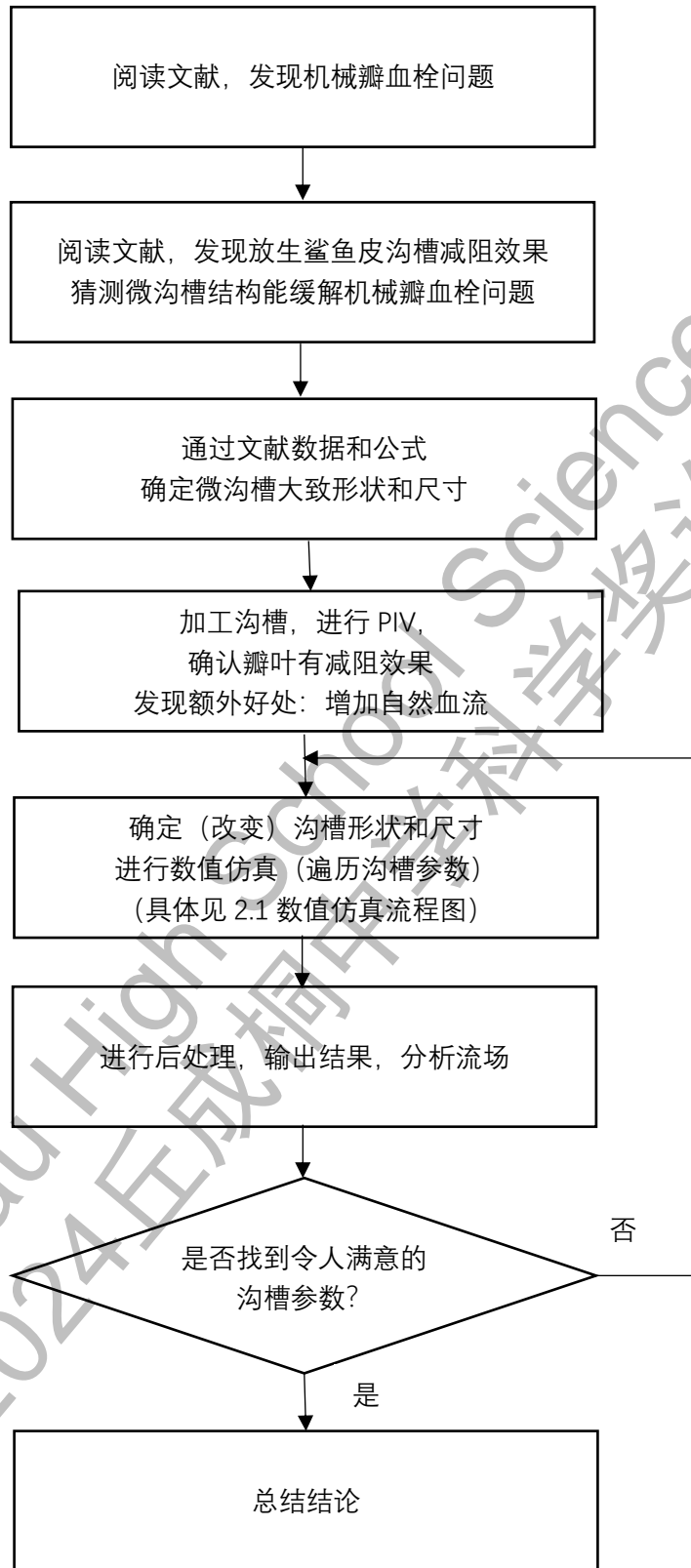


图 9 研究流程图（文字版）

本文先确定了双叶瓣的问题——诱发血栓，然后猜想鲨鱼皮微结构可能缓解这个问题。进而本研究通过 PIV 实验确定了瓣叶在心脏机械瓣工况下的确有减阻效果，并具有增加自然血流通量的有益效果。最后，本研究通过数值仿真模拟，对沟槽参数进行优化，并进行沟槽对剪应力场影响的机制分析。

1.5 本研究意义以及创新点

意义：在机械瓣上增加微沟槽可以使每年十几万机械瓣置换者减小终身的血栓风险，减小其终身服用抗凝药（华法林）的使用量，降低华法林副作用（脑出血风险）。其甚至可以扩大双叶机械瓣的适用人群，比如也适宜于老年人和之前因为担心双叶瓣使用风险而不敢换瓣的人群。同时发现了在机械瓣叶上添加微沟槽可以产生增大自然血流量的有益效果。

创新点：由于暂未有研究探究仿生鲨鱼微沟槽对血流动力学的影响，而流体剪应力对于其他领域作用较小，因此微沟槽对流体剪应力的影响并未得到任何研究。本研究首次研究微沟槽对流体剪应力的影响，并提出其机制。本研究通过 CFD 仿真清晰的得出了三角形沟槽的深度和角度是如何分别影响剪应力分布的。本研究发现微沟槽减小剪应力的机制与其减阻机制差异较大。沟槽对于预防血栓风险的最优参数也与减小阻力的最优参数有较大不同。同时，本研究也是首次将鲨鱼鳞仿生微沟槽应用在心脏瓣膜上。由于心脏机械瓣膜处于人体体内，流场复杂，其工况与微沟槽传统应用场景（船舶、管道和泳衣）有较大不同。因此沟槽在心脏瓣膜的使用环境需要单独进行研究。此外，本研究也首次利用 PIV 拍摄到了刻有沟槽瓣叶的瓣后流场，并发现在瓣叶上添加沟槽有着增大自然血流量的优势。

第二章 PIV 实验

由于文献中主要将鲨鱼皮微结构应用在船舶上，暂无将微沟槽应用在心脏瓣膜上的研究，而心脏瓣膜的工况显然与船舶差异较大。因此需要确认微沟槽在瓣膜工况下依旧有减阻效果。流体力学研究主要只有三种方法：纯理论分析，实验研究，仿真计算。而微沟槽在心脏瓣膜环境下对流场的影响极端复杂，是不可能仅仅通过数个公式纯理论分析进行可靠研究的。而实验研究虽然操作复杂，成本较高，但其结果比数值仿真更为可靠。因此本研究选择使用 PIV (Particle Image Velocimetry 粒子成像测速) 实验来确认在心脏瓣膜上应用微沟槽有减阻的作用。同时本实验还能确认沟槽结构是否有增大自然血流通量的效果(增加自然血流通量也是一个重要的人造瓣膜优化指标)。

2.1 实验瓣叶设计以及微沟槽加工

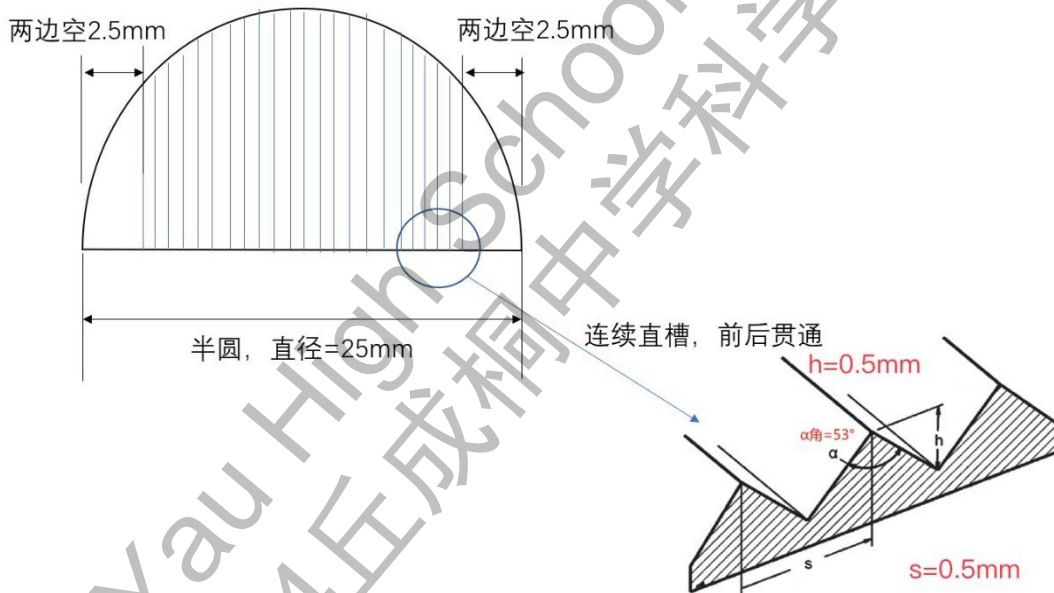


图 10 实验瓣叶设计

受制于加工条件，本研究希望尽量小的沟槽加工面积以减小加工成本以及加工时间。因此，本研究将双叶瓣的两片瓣叶简化成一片，居于主动脉中央。由于无论是两片瓣叶还是一片瓣叶均位于主动脉中央的高速血流区域，故使用单瓣叶模拟是合理的。瓣叶的安装角度平行于来流，即攻角为零。瓣叶为直径为 25mm 的半圆形，厚度为 1.3mm，如图 10 所示。



图 11 实验瓣叶实物（左侧瓣叶为实际应用的）

瓣叶一侧光滑，一侧向内刻有 53 度 0.5mm 深的两端相通的三角形沟槽，如图 10 和图 11 所示。沟槽分布在瓣叶中心 20mm，一共有 40 个槽。沟槽通过磨砂轮加工。磨砂轮角度为 53 度，通过调整磨砂轮的高度即可调整沟槽深度。将磨砂轮前后移动即可形成一条三角形沟槽。磨完一条三角形沟槽后，改变磨砂轮的横向位置 0.5mm（沟槽间距为 0.5mm）后即可开始加工下一条沟槽。如此重复 40 次便可加工完成。本实验瓣叶采用钢作为材质，而非实际瓣叶的热解石墨。因为固体材质基本对流场没有影响。不同材质的固体均可以被假设为无滑移壁面，即最靠近固体的一层液体的速度为 0（与固体无相对运动）。因此流体力学公式均基本没有壁面材质一项，钢瓣叶和石墨瓣叶对于流场的影响可以认为是相同的。真正植入心脏的机械瓣使用热解石墨仅仅是因为其生物相容性较好。并且使用实际瓣叶加工成本过高，心脏机械瓣价格高达数万元甚至十余万元。故使用半圆形钢片模拟瓣叶是合理的。

瓣叶被固定在钢环上，并展在硅胶环上以固定在心脏模拟器上。本实验只运用左侧的一面沟槽一面光滑的瓣叶，不使用双面光滑的瓣叶，光滑瓣叶只作为加工试验品与瓣叶结构展示作用。

2.2 PIV 实验原理

由于通过相机无法直接观测到流体的流场，于是需要将流体中撒入示踪粒子，通过观测粒子的运动来观测流场。同时，使用激光器经过透镜组形成“片光”(laser sheet)照亮流域中一个截面中的粒子，并通过相机捕捉粒子的运动轨迹，如图 12。

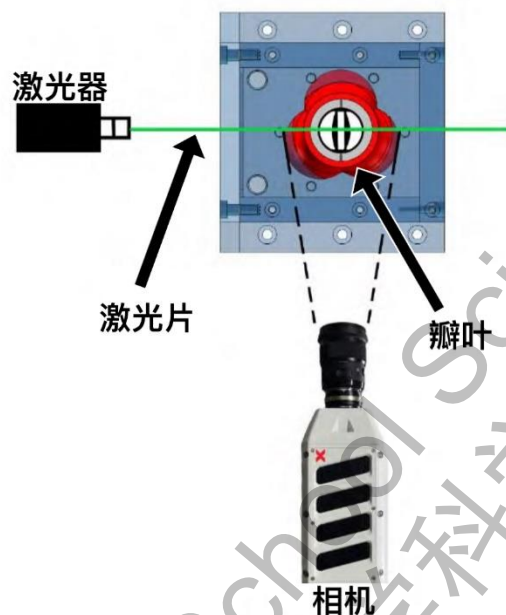


图 12 PIV 系统示意图^[12]

此图为俯视图，故激光形成的一个面只在图中形成了一条线。通过计算每个粒子在两帧之间的位移，又知道两帧之间的时间间隔，就可以计算出微粒，也可以认为是流体流动的速度（二维）方向和大小：

$$v = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad (6)$$

本研究使用 PMMA (Polymethyl Methacrylate 亚克力) 材质的荧光粒子，其大小为 1~20 微米。粒子中含有 RhB 的荧光染料，粒子的峰值吸收/发射波长分别为 560/584nm。本研究使用 80Hz 的双腔激光器，激光波长为 532nm，激光能量 $\geq 50\text{mJ}$ 。相机像素尺寸 $\geq 5.8\mu\text{m}$ ；最高图像灰度 $\geq 12\text{b}$ ；配有 $\geq 570\text{nm}$ 荧光滤光片（滤掉 532nm 的激光，保护相机 ccd，并且提高成像质量，并保留 584nm 荧光）。本研究设置的相机曝光时长为 0.8ms，跨帧时长为 3.5ms。

2.3 PIV 实验装置

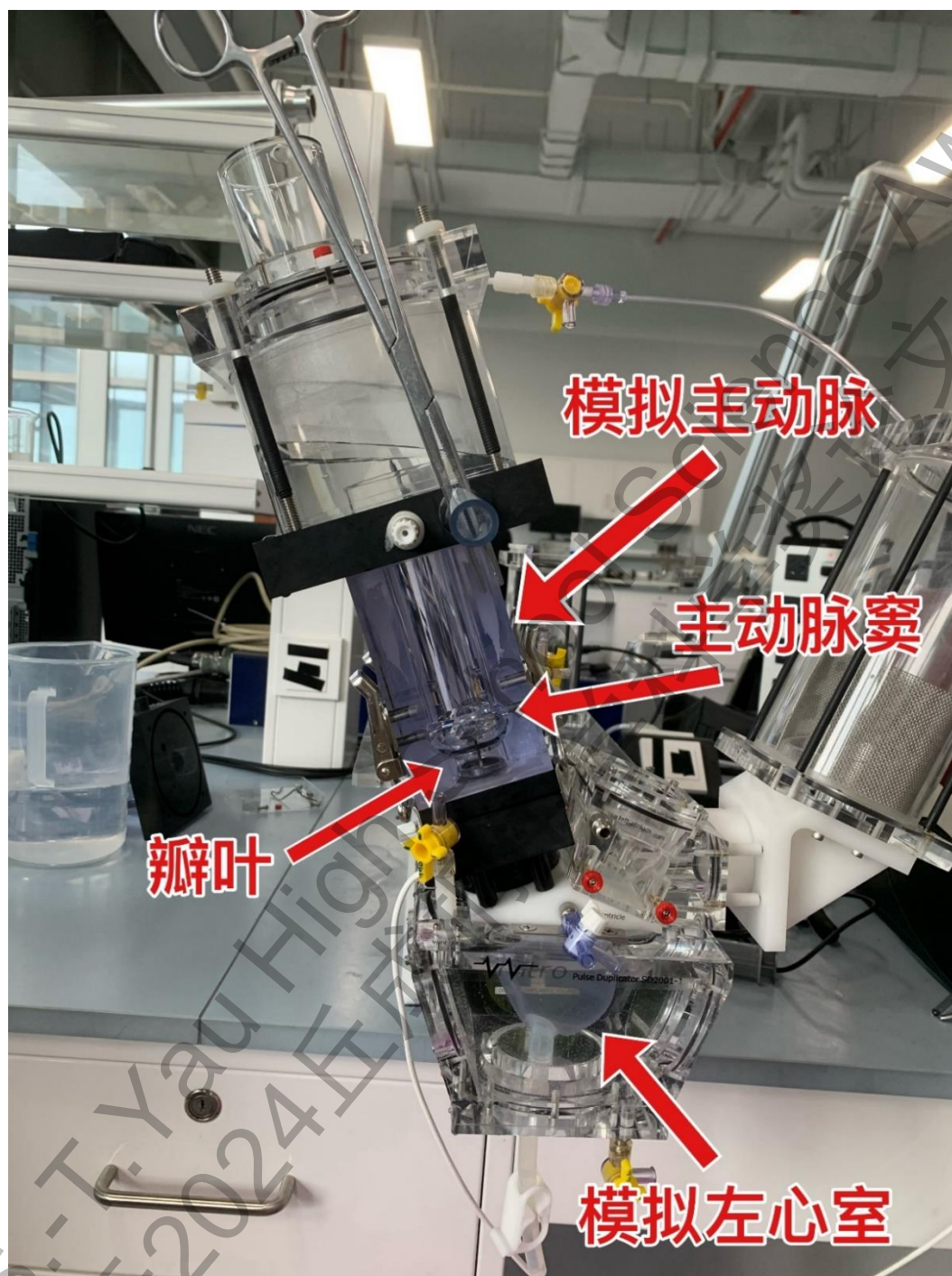


图 13 心脏模拟器

如图 13，本研究采用心脏模拟器模拟瓣叶周边流场。其模拟了可以收缩的左心室，刚性的主动脉和位于主动脉瓣后方的主动脉窦。因为主动脉位于瓣叶后方，其顺应性对瓣叶附近流场影响不大，故未连接主动脉顺应性腔。激光器位于心脏模拟器左侧，其产生一个二维的激光片，相当于截取了流场中的一个面。这个激光片垂直于地面，并通过主动脉轴线（也通过主动脉的一条直径）。

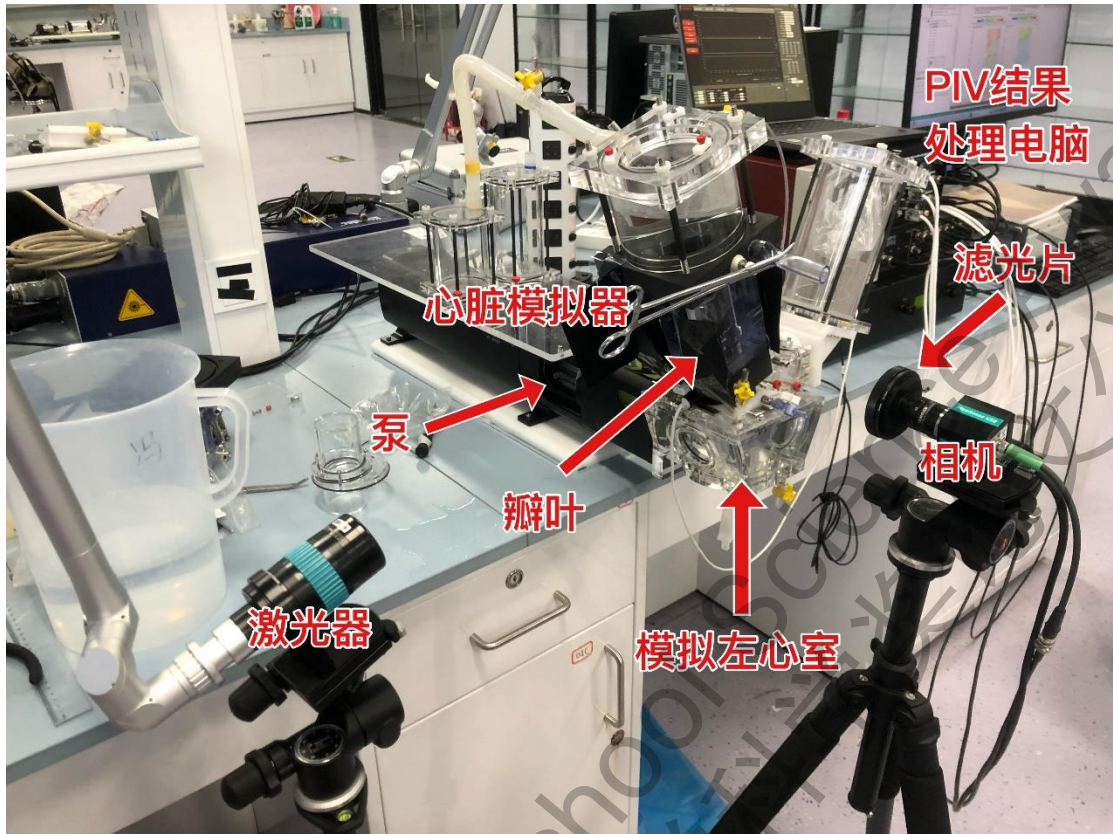


图 14 PIV 实验装置

如图 14。相机放置在心脏模拟器前方，垂直于激光面。

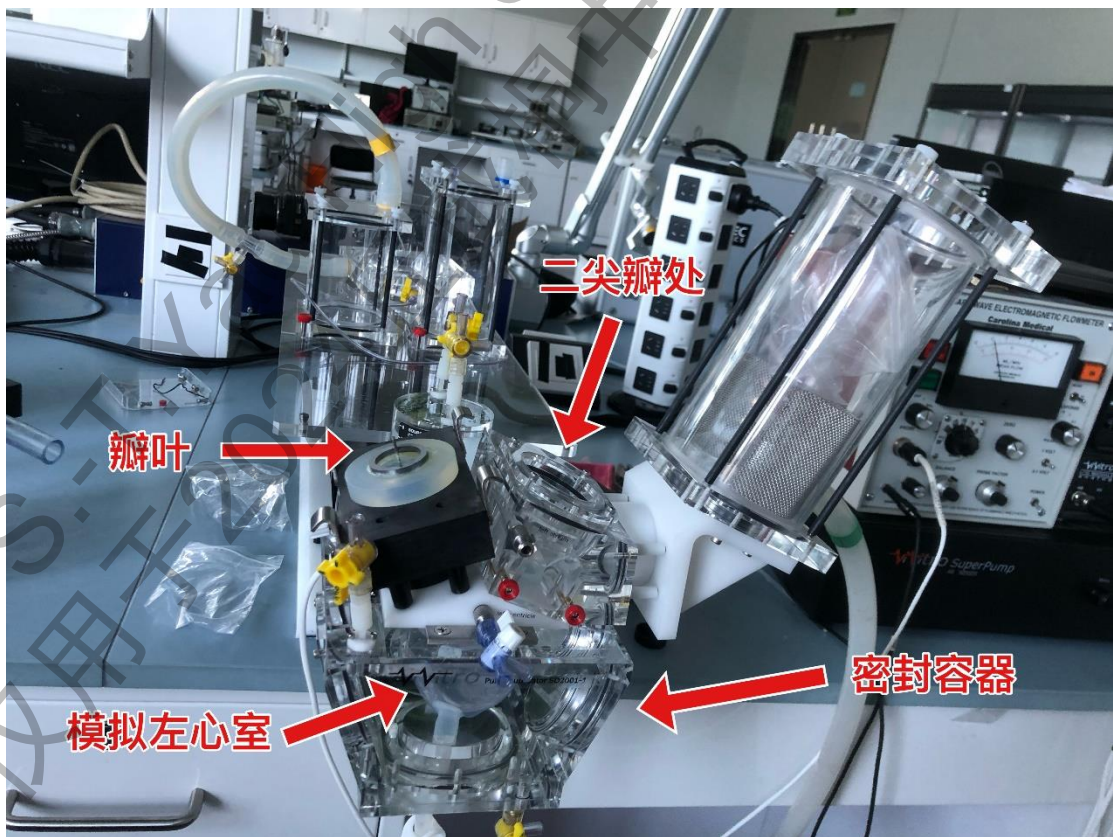


图 15 瓣叶安装位置

如图 15，瓣叶边缘正对相机，其左侧为沟槽面，右侧为光滑面。由于瓣叶会将左侧照射的激光挡住，故 PIV 实验只能拍摄瓣后流场。

模拟左心室泡在一个装有水的密封容器内，其后方有一个纵向移动的活塞。活塞向前运动时，硅胶心室会收缩；向后运动时，硅胶心室会舒张。这样，这个活塞就相当于泵的作用。因为此瓣叶无法闭合，故心脏模拟器没有连接回路，二尖瓣位置被堵死。收缩时水被泵出主动脉，经过瓣叶涌出主动脉进入蓄水池。舒张时水从蓄水池经过主动脉再流回模拟左心室。因为本研究只关注心室收缩峰值时瓣叶后方的流场，瓣膜不能关闭对此影响不大。故可认为此 PIV 装置较好的模拟了主动脉瓣膜的工况。

2.4 PIV 实验设置

本研究使用去离子水进行 PIV 实验。血液是不透明的，故不能用于 PIV 实验。实验中一般使用甘油兑水来模拟血液。但由于 PIV 液体需要综合三个参数：密度，黏度和折射率（减小图像畸变）。使用甘油兑水也无法同时兼顾 3 个参数，且加入甘油会导致实验仪器难以清洗，于是使用去离子水来模拟血液。去离子水的密度，黏度和折射率也与血液类似，是一种比较好的拟合。

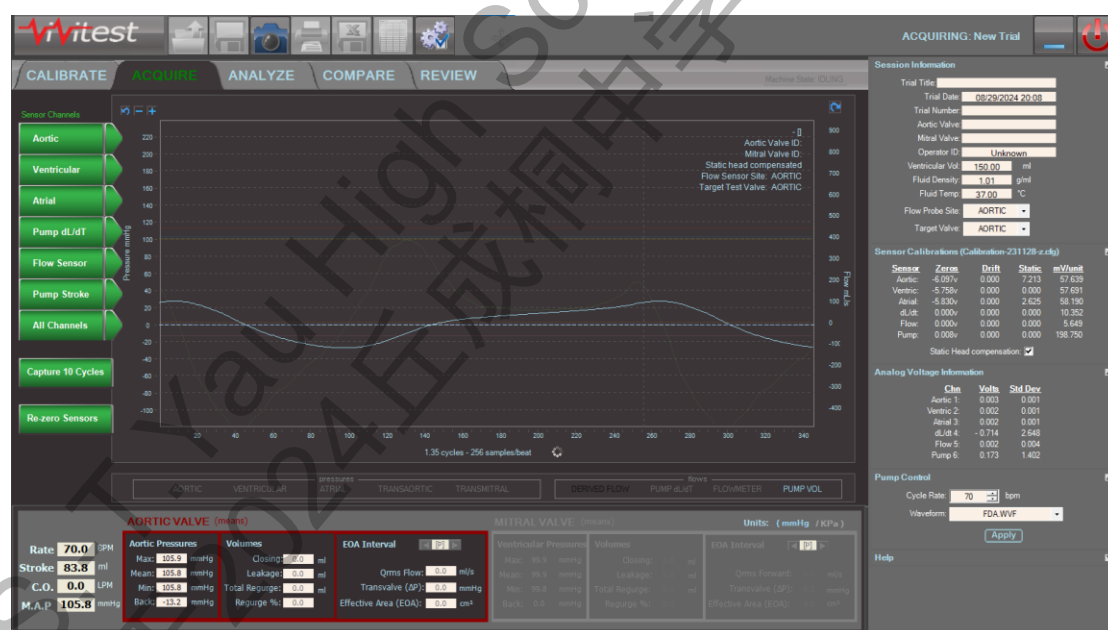


图 16 泵的运动曲线与参数

如图 16，本研究心脏模拟器的泵使用左心室收缩的生理波形，频率为 70 次每分钟。

2.5 PIV 实验操作过程

进行此实验第一步需要装配好心脏模拟器。将瓣叶（包括钢环）固定在硅胶环里（用于密封）后固定在心脏模拟器上。然后将模拟主动脉的亚克力容器通过钢夹子固定在底座上，并使用黑胶带将夹子遮住以减小激光反光。最后将去离子水从上方灌入心脏模拟器中，使得模拟左心室和主动脉充满水。

第二步需要调试相机。将相机垂直对准心脏模拟器，确保相机覆盖整个瓣后关注的区域。然后调整焦距，将直尺放入主动脉中心，保证直尺在图像中显示清晰。此外还要调整光圈，保证进光量的同时保证景深合适。最后在电脑上将相机上亮度与屏幕上显示的亮度建立线性映射关系，确保捕捉本研究在意的亮度上的细节，忽略亮度过亮或过暗处的细节。

第三步需要调试激光。首先打开制冷器，保证激光器有水冷供应，不会过热。然后打开激光器电源，设置激光器参数为 5% 功率进行激光校准。校准激光器时首先应调整激光器位置和角度，保证激光平面对准主动脉轴线并垂直于瓣叶。然后需拧动激光器旋钮调整激光器透镜组焦距，确保激光聚焦在模拟主动脉处，形成一片很薄的激光。在此过程中，先后在模拟主动脉前后放一张黑纸，如果激光在黑纸上均打出一条细细的绿线，则说明对焦成功。

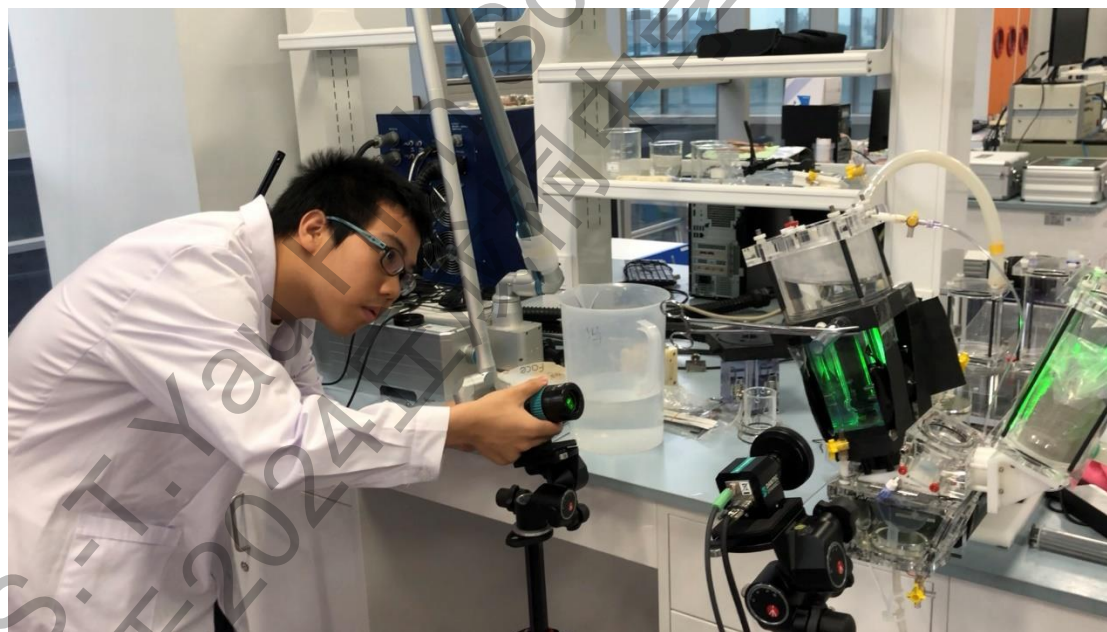


图 17 调整激光聚焦位置

第四步打开心脏模拟器，让模拟左心室开始在顶部滴入荧光微粒。需保证微粒在画面中均匀分布。粒子数量不能过多或过少，否则无法准确计算出流场。然后即可全功率打开激光，开始拍摄流场。通过电脑可以观测到每帧上的粒子图像。要保证每帧亮度一致（即相机拍摄频率与激光频率一致），并且两帧间粒子运动幅度不能过大（否则会计算出错）。

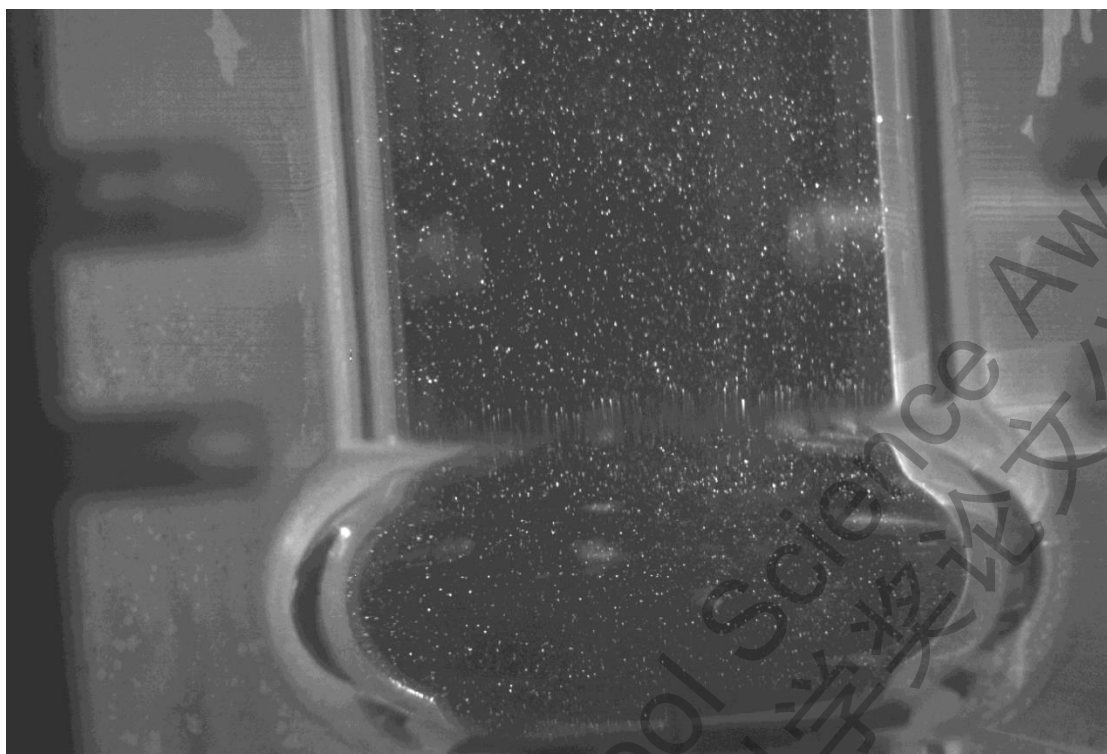


图 18 荧光微粒分布

在图 18 中可见,由 PIV 相机捕捉的荧光微粒分布距离合理。图片成像清晰,对比度良好,符合实验要求。

第五步通过 DynamicStudio 软件计算瓣叶流场,并通过平均 10 张在不同周期下同一时刻来减小偶然误差。本研究截取了流量最大时刻的速度矢量图(平均了 10 次)。

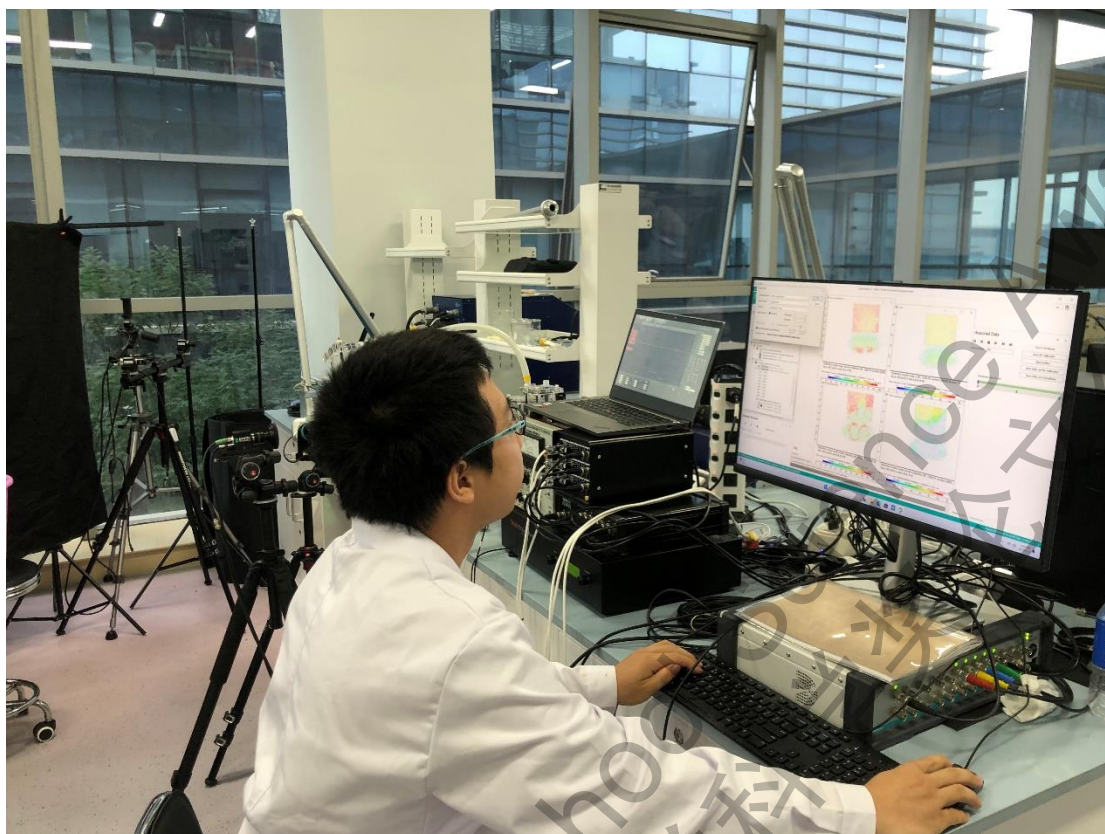


图 19 PIV 流场计算与后处理

调试相机和激光需要花费大半天的时间，是此实验中花费时间最多的，而拍摄流场仅仅需要几分钟。由于拍摄不同模型时相机和激光的摆放位置需不同，因此相机和激光并没有固定死位置，而是每拍摄一次 PIV 都需要重新调试。除此之外，处理软件故障也极其耗时。本研究中前几次实验中分别经历相机许可失效、无法读取数据、无法保存数据等问题。因而进行了数次实验，最终通过重装系统解决了问题，才在最后一次实验中得到了流场数据。

2.6 PIV 实验结果与分析



图 20 PIV 实验最大心缩时瓣叶后方主动脉中央截面速度矢量图

图像底端的带弧度的区域为主动脉窦。由于 PIV 实验中的窦后主动脉直径为 36mm，大于数值仿真中的 25mm，因此速度比仿真结果（第四章）略小。通过速度矢量图 20 可见，底部中央紧临瓣叶后方，因此速度很小。底部左半侧为瓣叶沟槽面与管壁构成的通道，右半侧为光滑面与管壁构成的通道。可以发现左侧速度大于右侧。在图 20 底部垂直于主动脉轴线（接近水平）截取一条线：

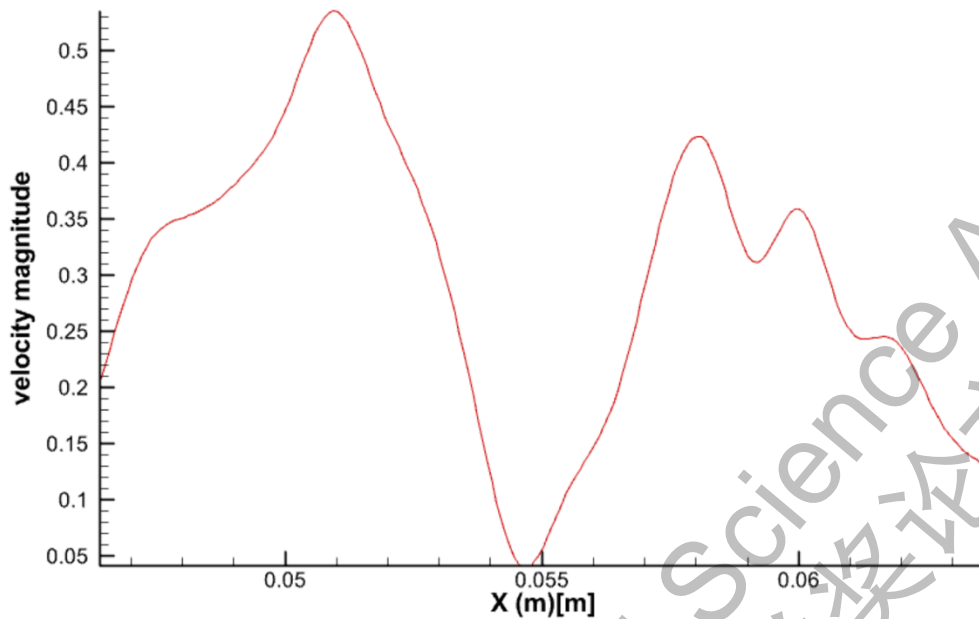


图 21 PIV 底部截线上速度分布图

如图 21, 可见在约 0.055m 处为瓣叶后方, 速度很小。左半侧的速度明显大于右半侧。又因为瓣叶左侧为沟槽面, 瓣叶右侧为光滑面, 因此可以在瓣叶上添加沟槽能增大自然血流量。又因为在压强相同时, 血流量越小代表阻力越小。所以可以确定沟槽在瓣叶工况上有减阻效果。

确认了沟槽瓣叶能减阻后, 又因为阻力和剪应力的密切相关性, 因此本研究决定对瓣叶附近流体剪应力场进行研究。又因为 PIV 实验只能观测到瓣后流场, 因此本研究接下来通过数值仿真来研究沟槽对应力场的影响并优化沟槽参数。

第三章 数值仿真计算方法

流体力学分析主要可以采用 3 种方式: 理论分析, 实验测量, 计算流体力学 (CFD, Computational Fluid Dynamics)。单纯理论分析虽然简单可靠, 但是对复杂流场无能为力。实验测量能得到直接可信的数据, 但是难以排除干扰因素, 操作困难, 且难以精确测量复杂流场的各个参数。例如在此研究中, 单纯实验测量几乎不可能测量到沟槽内的速度分布, 几乎不可能精确计算剪应力分布, 更不必说加工大量沟槽并进行大量实验进行穷举优化的困难性, 费时费力。计算流体力学则可以通过将流体域划分成大量网格, 利用控制方程和边界条件进行有限元分析, 并得出最终结果。在此研究中, 采用 CFD 可以精确显示沟槽内流场, 同时也为遍历沟槽的形状和大小提供了便利的方式。

3.1 数值仿真流程图

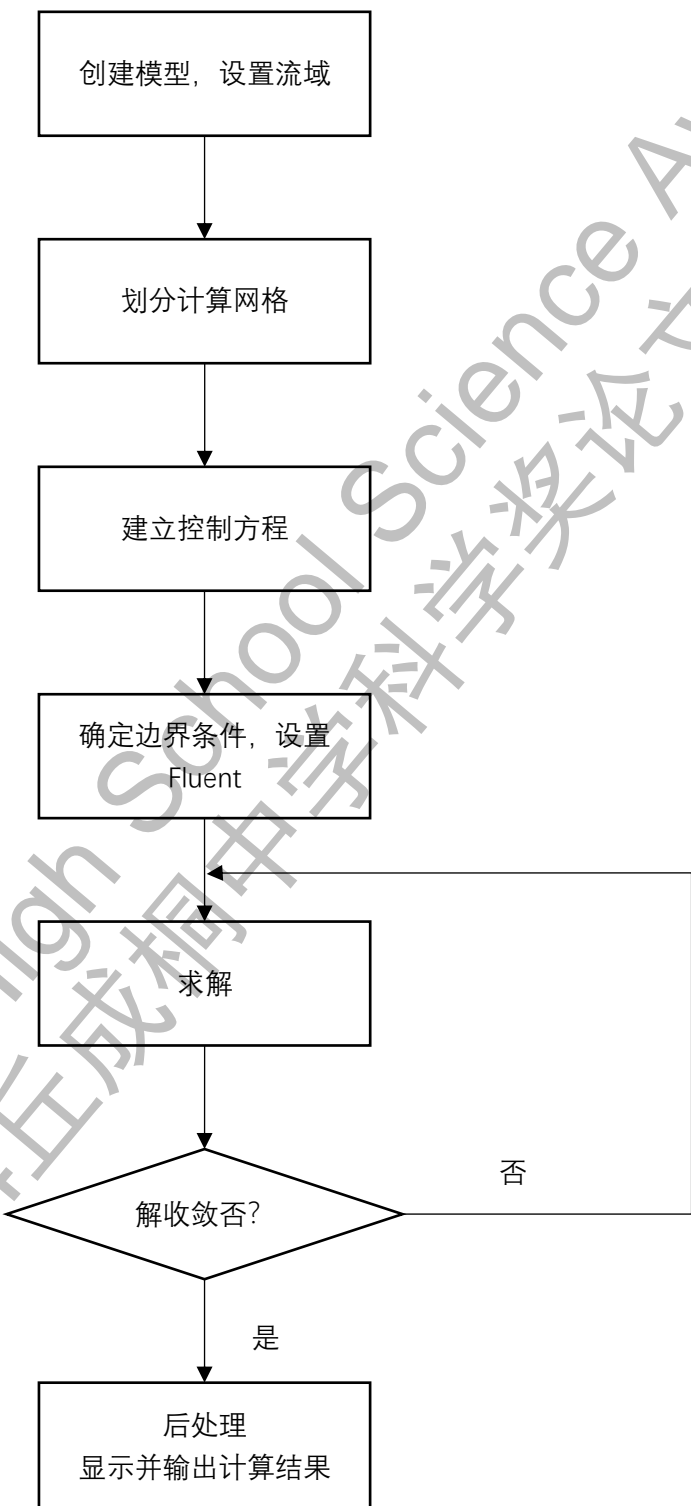


图 22 数值仿真流程图

3.2 仿真模型建立

3.2.1 仿真模型总体设计

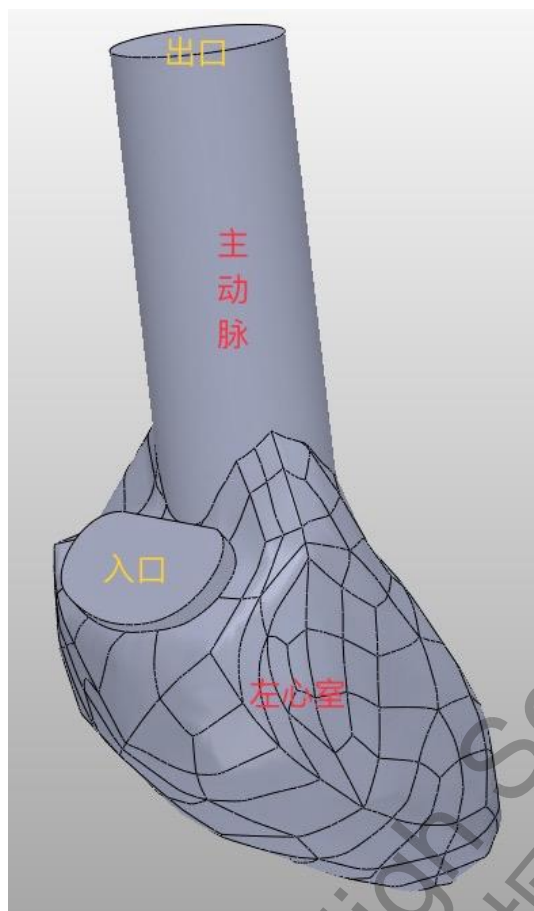


图 23 左心室+主动脉模型

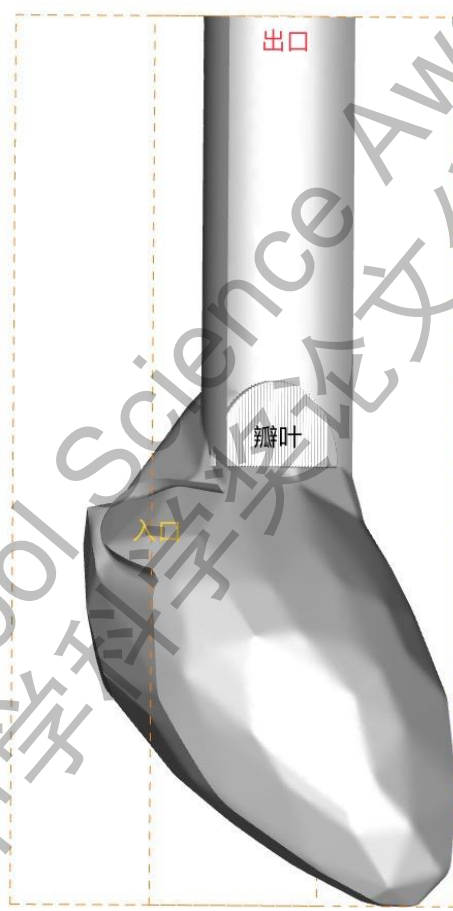


图 24 添加对称面后模型（对称面未显示）

本模型大致由两部分构成：左心室腔体和主动脉腔体。图 23 中显示的是模型的壁面，模型实际是中空的，中间为流域。其中左心室腔是使用布尔减运算将腔体从左心室模型中分离的；其中主动脉则使用的是 25mm 直径的直筒子模拟的。为了简化模型，主动脉和心室均不变形，其效果类似刚体，忽略血管顺应性。因为心室不收缩，模拟泵血功能由改变二尖瓣处入口的流量实现。本研究在二尖瓣（左心房和左心室之间）位置设置了质量流量入口，没有模拟二尖瓣瓣叶。出口为压力出口，详细设置及原因在 3.4.4 中说明。心室壁面和主动脉壁面则采用无滑移壁面边界条件。在主动脉开始处添加了两片瓣叶，瓣叶厚度为 1.3mm，间隔为 4.6mm，瓣叶半径 12.3mm。为了节省网格数量，降低计算成本，故将模型设置一个对称面，如图 24。这样就节约了一半的计算量。图 24 中可见一个瓣叶，将模型对称即可想想有两片完全相同的瓣叶，模拟双叶瓣完全打开时的情况（见图 1）。

因为主动脉窦处在瓣叶后方，对瓣叶区域流场影响不大，为了减小模型复杂

性，减小网格数量，提升网格质量，节省计算成本，因此本模型没有设置主动脉窦。因为同样的原因，本研究没有忽略了主动脉的弧度，忽略了冠状动脉等从主动脉分支的动脉。

3.2.2 机械瓣运动特点以及主动脉流动函数

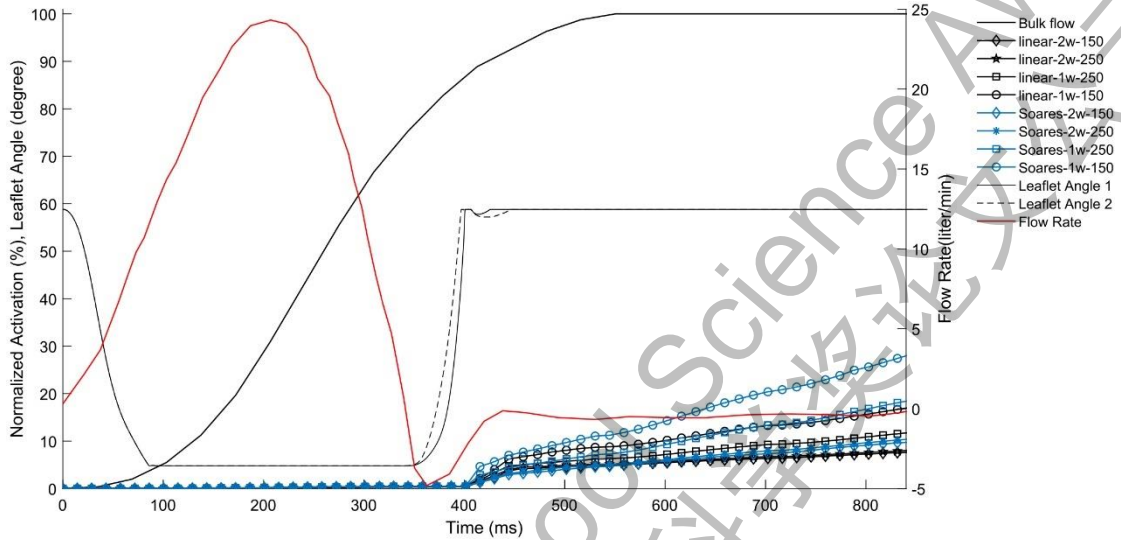


图 25 瓣叶开合角度与流量随时间关系

图 25 中，其心动周期大约 0.83s，一分钟大约循环 72 次。红线为体积流量率（单位 L/min），其每个周期大致可以拟合这个函数：

$$\begin{cases} Q = -2712t^3 + 610.88t^2 + 104.67t & (0 \leq t \leq 0.338s) \\ Q = 0 & (t > 0.338s) \end{cases} \quad (7)$$

图 25 中可见瓣叶角度在 $0 \leq t \leq 0.338s$ 中的大部分时间都处于最大开启角度，且最大开启角度小于 5° 。因此，本研究忽略瓣叶运动情况，将瓣叶维持在 0 度攻角（与来留平行），忽略实际小于 5° 的攻角（实际存在一个很小的攻角是因为需要这个攻角产生的升力使瓣叶关闭）。

3.2.3 仿真瓣叶设计

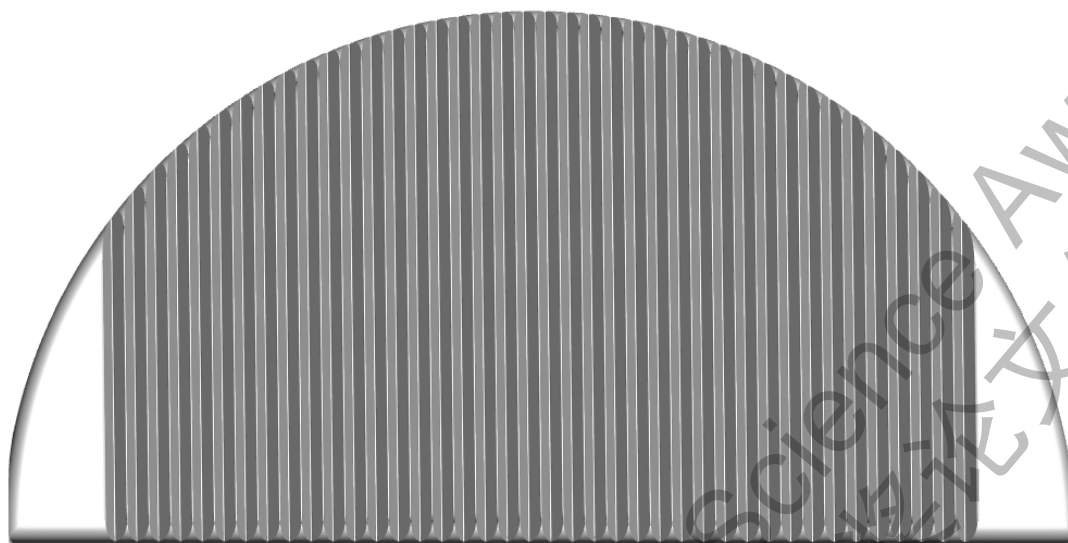


图 26 53°0.5mm 深沟槽瓣叶侧视图



图 27 53°0.5mm 深沟槽瓣叶俯视图

如图 26 和图 27，仿真瓣叶采用底面半圆（半径 12.3mm）的底面的柱体，厚度 1.3mm。其瓣叶卡死，平行来流，省略铰链结构。瓣叶中央 20mm 双面刻出沟槽，周边因为本身需要安装铰链，故此处空出不再设置沟槽。瓣叶柱体底面和侧面相接的楞上设置了半径为 0.4mm 的 1/4 圆弧形倒角。其主要目的是为了保证流线顺利绕过瓣叶，而不是直接撞飞造成不必要的流场干扰（见图 28 和图 29）。真实瓣叶在前端为较为复杂的几何构造，每个型号的具体设计都不尽相同。但其都会设置一个斜置的平面保证关闭时两片瓣叶贴合完整。其在打开状态时作用也和倒角类似，即保证流线均匀绕流，故本模型设置的较为合理。

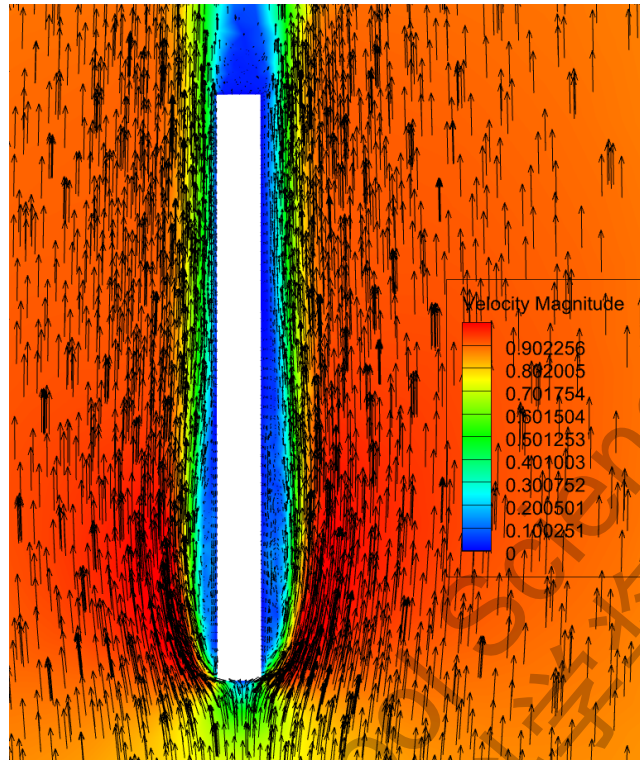


图 28 无倒角瓣叶横截面速度矢量图（经过沟槽顶端）

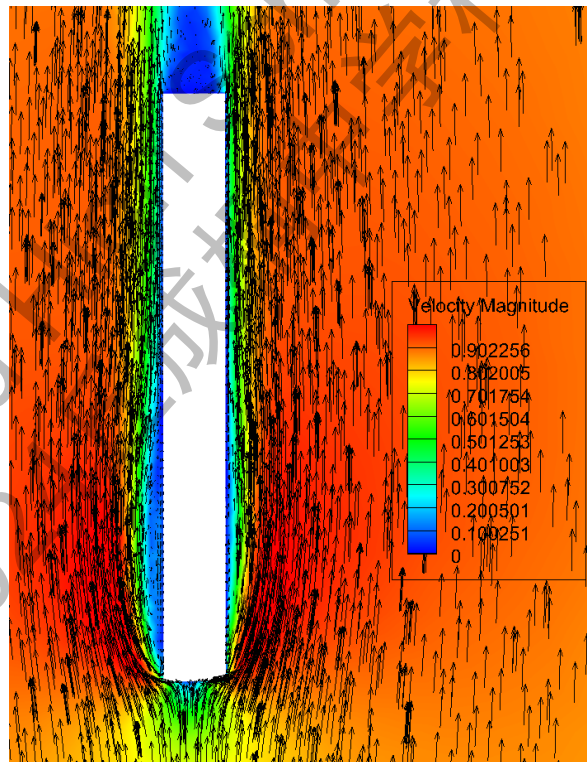


图 29 无倒角瓣叶横截面速度矢量图（经过沟槽底端）

图 28 和图 29 为模拟未倒角瓣叶的流场状态，其流体为血液，流域为 25mm 管径的直管，流量曲线采用函数 6，截面均截取在流速最大时刻。其瓣叶左侧是光滑的，右侧设置了 0.5mm 深 53 度角的沟槽。图 28 为通过沟槽顶端的截面，

图 29 为通过沟槽底端的截面，因此两张图片中显示的瓣叶（白色区域）厚度不同。图中箭头方向代表速度方向，箭头大小代表速度大小。可见不论是光滑还是带沟槽的面，血液均被“弹飞”，然后再在后方撞击回瓣叶，流场混乱，不符合真实情况且不利于研究，故应在瓣膜模型上设置倒角。

3.3 划分网格

3.3.1 网格划分方法及质量

本研究利用 Fluent Meshing 划分计算网格。为了节省计算网格，设置了对称面。本研究主要关注瓣叶附近的流场，为了在有限的算力中实现更精确的计算效果，因此心室的网格较为稀疏，并且对瓣叶附近网格进行加密处理。其中体网格采用四面体网格，这是常规比较可靠的体网格划分方法。另外本研究设置了三层的边界层，其网格增长率为 1.2。在靠近边界层的地区剪应力更大，因此网格需要加密。由于四面体网格是立体的，因此展示面网格。四面体网格是依据面网格划分的，因此使用面网格能体现网格划分情况。面网格划分情况如下：

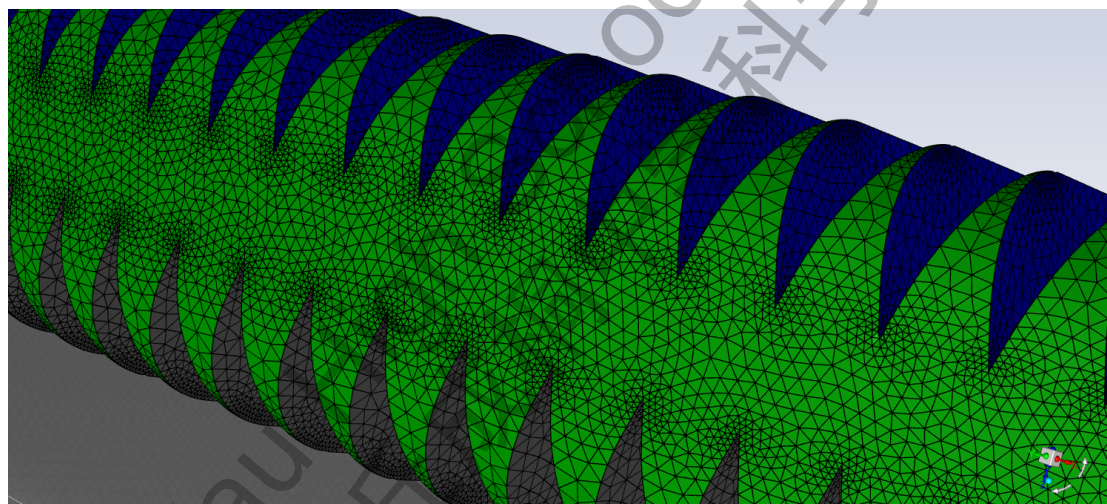


图 30 28 度 0.5mm 深瓣叶前端的面网格划分图像

三角形锯齿状沟槽模型四面体网格数据如下：

表 1 三角形沟槽网格参数

沟槽高度 (mm)	网格参数	28 度	53 度	90 度
0.3	平均网格正交质量	0.63292085	0.72712543	0.7483617
	最好网格正交质量	0.99962474	0.99994435	0.99967433
	四面体网格总数	8343804	9536573	2698028
	最小网格尺寸 (mm)	0.02	0.01	0.03
0.4	平均网格正交质量	0.66493119	0.74287694	0.74866674
	最好网格正交质量	0.99956837	0.99983921	0.9960953
	四面体网格总数	7389195	8076098	1611371
	最小网格尺寸 (mm)	0.02	0.015	0.03
0.5	平均网格正交质量	0.75478208	0.75573522	0.72712543
	最好网格正交质量	0.99652148	0.9999234	0.99994435
	四面体网格总数	4301032	8069901	11601509
	最小网格尺寸 (mm)	0.02	0.015	0.01
0.6	平均网格正交质量	0.70782005	0.7659205	0.74782935
	最好网格正交质量	0.99992447	0.99999326	0.99808329
	四面体网格总数	6707858	8016817	1743048
	最小网格尺寸 (mm)	0.02	0.015	0.03

光滑瓣叶网格与网格无关性验证中加密后模型的网格参数如下：

表 2 光滑与加密后模型网格参数

	光滑	加密
平均网格正交质量	0.773777	0.705967
最好网格正交质量	0.999862	0.999785
四面体网格总数	933526	7951417
最小网格尺寸 (mm)	0.03	0.015

光滑瓣叶的网格数量比沟槽瓣叶模型略少，因为其瓣叶表面积更小，近壁面加密网格数量少。文献中表示最贴近壁面的一层网格尺寸只要接近 $y^+=1$ 就可以认为网格质量良好^[13]。 y^+ 无量纲公式同 s^+ (公式 3)。代入可得出 y 约为 0.03mm，本研究中每个模型的最小网格均小于 0.03mm，可基本认为网格精度达标。同时本研究中靠近壁面的网格达到了柯尔莫哥洛夫 (Kolmogorov) 尺度。小于此尺度的涡流将被耗散，在此尺度下黏性其主导作用，故也称耗散尺度。耗散尺度 η 为：

$$\eta \sim \frac{L}{Re^{\frac{3}{4}}} \quad (8)$$

其中 Re 为雷诺数，无量纲，在 3.4.2 中有详细介绍，本研究中取 6500； L 为大涡尺寸，本研究中取主动脉直径 25mm。可计算出柯尔莫哥洛夫尺度位于 0.035mm。本研究最小网格小于这个尺度，因此可以认为本研究网格质量较好。

网格正交质量可以衡量网格的好坏，其是一个 0~1 间的数值，数值越接近 1 网格质量越高。本研究中四面体网格平均正交质量普遍大于 0.7，可认为网格质量良好。

网格总数肯定是越多越好，本研究中网格数量均为数百万，已经算比较多的了。因为计算能力受限，因此没能使用更多的网格数量。但是这个量级的网格已经足够支持本研究目标，且较好的通过了网格无关性验证（3.3.2）。

3.3.2 网格无关性验证

网格数量在一定程度上影响计算结果，为了保证计算结果的准确性和严谨性，需要进行网格无关性验证。网格过少会导致计算结果失真，但网格过多需要耗费巨量算力，十分浪费。因此，需要对同一模型划分不同网格数量，分别进行仿真，对比仿真结果。

本研究对 28 度 0.5mm 沟槽网格加密到原来的约两倍，从原先的约 430 万网格（4301032）加密到约 800 万（7951417）个四面体网格，最小网格大小从原先的 0.02mm 变为 0.015mm（可见网格尺寸的减小需要指数级增加网格数量）。

以下为距离瓣叶前端 6mm 的速度云图对比：

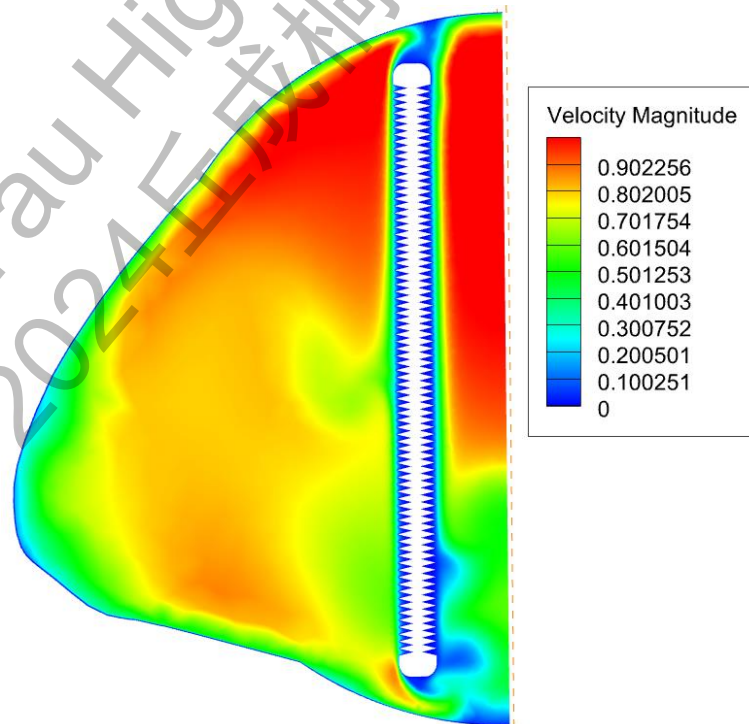


图 31 网格总数加密两倍后特征截面速度模长云图

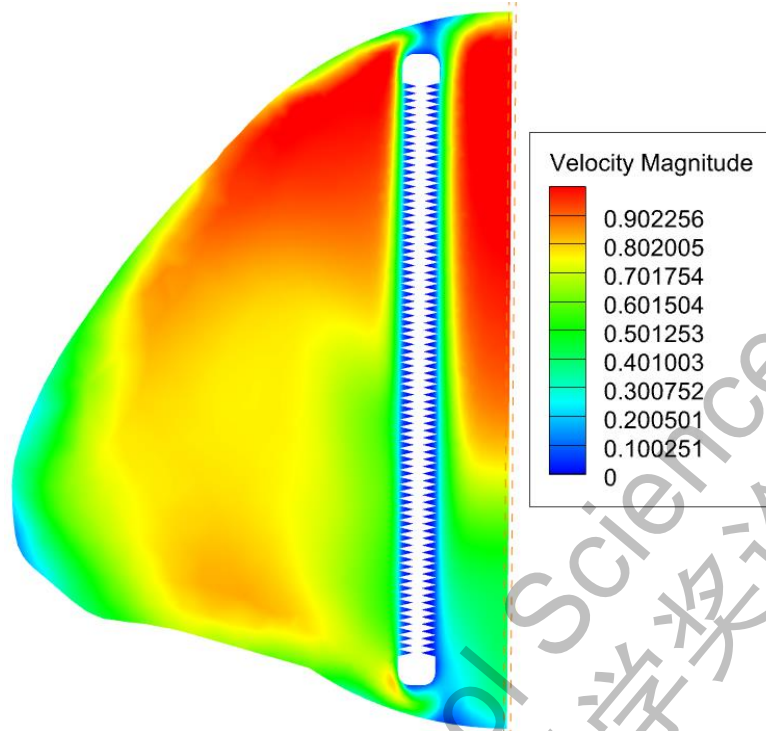


图 32 原网格特征截面速度模长云图

模型左下角多出的一点是为了平滑衔接主动脉和心室而不得不添加的，其对瓣叶区域流场的影响较小。可见加密网格前和加密后速度云图基本一致，沟槽对流场影响趋势一致（沟槽内速度低沟槽外速度大），数值和等高线形状均基本一致。据此，可以认为原网格数量以及足够支撑本研究的研究目标——探究微沟槽对剪应力场的影响（其并不需要各个数值极端精确，误差容忍度较大）。因此为了节省计算成本，增加计算速度，本研究采用加密前网格数量进行计算。由于其余沟槽模型和本模型也基本相同，本研究参考这个 28 度 0.5mm 模型加密前网格数量对其它模型进行网格划分。其次，可以合理推断认为其余模型也均通过了网格无关性验证。

3.4 数值模拟方法介绍（Fluent 软件）

3.4.1 控制方程

Fluent 仿真过程是用控制方程计算的。首先流体流动中质量守恒，因此我们可以使用流体流动的连续性方程来进行计算：

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0 \quad (9)$$

其中 ρ 为流体密度， t 为时间， u, v, w 各为速度矢量在 x, y, z 方向上的分量。

引入散度（有时也用 ∇ 点乘表示） $\text{div}(\mathbf{a})$ ：

$$\text{div}(\mathbf{a}) = \nabla \cdot \mathbf{a} = \frac{\partial a_x}{\partial x} + \frac{\partial a_y}{\partial y} + \frac{\partial a_z}{\partial z} \quad (10)$$

则（9）其可改写为：

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u}) = 0 \quad (11)$$

其中 \vec{u} 为速度矢量。对于不可压缩的液体（本研究中为血液）来说， ρ 为常数，(9)可化简为流量守恒：

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (12)$$

即速度场的散度为0。这是显然的，因为对于液体来说，流域中质量守恒且流体密度不变。散度代表通量（本式(12)中为体积流量）的体密度，即高斯公式：

$$\oint_{\partial V} \vec{u} \cdot \vec{n} dS = \iiint_V \nabla \cdot \vec{u} dV \quad (13)$$

其中 ∂V 表示区域 V 的边界， \vec{u} 表示三维速度矢量， \vec{n} 表示单位法向量。其左侧使用围道积分代表流过边界的通量，右侧使用体积分代表其区域内所有散度的贡献。中不可能存在体积流量的正源或者负源，液体不可能凭空产生或消失，通量的体密度即散度自然也等于0。

雷诺时均（RANS, Reynolds Average Navier-Stokes）方程是另一组重要的控制方程：

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial t} + \bar{u}_j \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \bar{P}}{\partial x_i} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial x_j} (\bar{u}_j - \rho \bar{u}_i \bar{u}_j) \quad (14)$$

其中 \bar{u} 表示湍流速度的平均值， $\rho \bar{u}_i \bar{u}_j$ 为雷诺应力张量。这个公式保证了动量守恒，其实质是牛顿第二定律，可以由动量定律推倒得出。由于每一个微元体都必须遵守动量守恒定律，所以其动量对时间的偏导数等于微元体所受的合力。RANS可以用来模拟湍流，具体可见3.4.2湍流设置。

由于本研究中不涉及热交换与组分变化，所以能量守恒方程和组分质量守恒方程便不予提及。

3.4.2 湍流设置

湍流是流体的流动状态，其不稳定，难以通过简单的公式直接分析。一般用雷诺数（Reynolds Number）来表示流体流动的状态，其定义为流体中惯性力与粘滞力的比，是无量纲数，公式如下：

$$\text{Re} = \frac{\rho v D}{\mu} \quad (15)$$

其中 Re 是雷诺数，无单位； ρ 为流体密度，国际制单位 kg/m^3 ； v 为流体速度，国际制单位 m/s ； D 为特征长度，国际制单位 m ； μ 为黏性系数，国际制单位 $\text{Pa}\cdot\text{s}$ 。

引入运动黏度 ν （kinematic viscosity），单位为 m^2/s ：

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (16)$$

则(15)改写为：

$$\text{Re} = \frac{vD}{\nu} \quad (17)$$

其中 V 为流体流速, ν 为运动黏度。

ρ 取血液密度 1050kg/m^3 , ν 取 1m/s , D 取主动脉直径 0.025m , μ 取 $0.004\text{Pa}\cdot\text{s}$ 。可计算得出本模型在最大流速下的雷诺数约为 6562.5 。层流与湍流直接并没有明确的, 单一的雷诺数界限, 其转换是渐变的。雷诺数小则意味着流体流动时黏性力占主导因素, 相反的, 雷诺数大意味着惯性力占主导。据公式可见, 雷诺数与速度成正比。一般认为, 雷诺数小于 2300 为层流, $2300\sim 4000$ 为过渡态, 大于 4000 则为湍流。因此本模型需要湍流模型支持。

湍流模型分为直接数值模拟法 (Direct Numerical Simulation, DNS) 和非直接数值模拟法。非直接数值模拟根据近似方法不同, 分为大涡模拟法 (Large Eddy Simulation, LES)、雷诺时均法 (RANS) 和统计平均法。其中精度 DNS 最好, 但是由于计算量是天文数字, 并未应用在实际工程研究; LES 精度略差于 DNS, 但精度仍然很好, 其通过瞬时 N-S 方程直接模拟大尺度涡, 小尺度涡则用近似模型考虑, 但因其计算量仍巨大, 需要巨量网格, 因此应用范围仍受限; RANS 模型则采用求解时均化的 N-S 方程 (14), 应用最为广泛, 精度尚可, 但次于 LES 模型。本研究使用经典的标准 $k-\varepsilon$ 湍流模型, 其采用的为 RANS 中涡黏模型中的二方程模型, 即湍动能方程 k 和湍流耗散率方程 ε 。其作为经典的 RANS 湍流模型, 使用时间长, 较为可靠, 模拟精度在可以接受的范围内。文献中在数值模拟沟槽时也采用 $k-\varepsilon$ 湍流模型^[14]。

3.4.3 材料属性

本研究模型中不存在固体材料, 使用壁面来约束流域, 因此只说明液体材料属性。本研究中流体域中流体为血液。血液是一种悬浊液, 其中约 55% 容积为血浆, 45% 为血细胞 (主体为红细胞)。本研究假设血液是均匀的同时不可压缩的。血液中高浓度血细胞可能会导致其出现非牛顿流变行为。牛顿流体是指黏度 μ (公式 (2)) 不随剪应力改变而改变的流体, 如果黏度 μ 改变, 则为非牛顿流体。为了简化计算, 本研究假设血液为牛顿流体, 黏度 μ 恒为 $0.004\text{Pa}\cdot\text{s}$ 。同时, 本研究设置血液密度为 1050kg/m^3 , 其略大于水的密度。

3.4.4 边界条件以及入口 UDF

确定边界条件及初始条件是控制方程有确定解的前提。参见 3.2.1 仿真模型总体设计本研究中模型中有一个对称面, 一个质量流量入口模拟左心房到左心室的通道, 一个零压出口模拟主动脉。除此之外的所有边界都采用无滑移边界, 即假设最靠近壁面的流体不与固体边界产生相对移动。不同固体材料 (如果表面粗糙程度都相同且不产生形变) 对流体流场影响极其微小, 均可假设为无滑移边界。质量流量入口设置为脉动流, 其质量流量在入口处均匀分布。入口处质量流量随时间变化的曲线因为连续性原理近似为主动脉处流量, 见图 25, 用 C 语言 UDF

(User-Defined Function) 定义:

```
1. #include "udf.h"
2.
3. /* Define inlet profile function */
4. DEFINE_PROFILE(unst_F_inlet, thread, position)
5. {
6.     real t, fp;
7.     face_t f;
8.
9.     /* Get current flow time */
10.    t = RP_Get_Real("flow-time");
11.
12.    /* Loop over all faces in the specified thread */
13.    begin_f_loop(f, thread)
14.    {
15.        /* Calculate inlet profile based on time `t` */
16.        if (t <= 0.339)
17.        {
18.            fp = (-
2712.6 * pow(t + 0.01, 3) + 610.88 * pow(t + 0.01, 2) + 104.67 * (t + 0.01))/1
20.0;
19.        }
20.        else
21.        {
22.            fp = 0.0; /* Default value if `t` is out of expected range */
23.        }
24.
25.        /* Assign the calculated profile to the face `f` in thread */
26.        F_PROFILE(f, thread, position) = fp;
27.    }
28.    end_f_loop(f, thread);
29. }
```

因为设置了对称面并且要将体积流量 (L/min) 化为质量流量(kg/s), 故将使用图 25 拟合的三次函数表达式 (7) 除以 120 写入 udf。同时为了避免 t=0 时零流量导致的报错, udf 中 t 改为 t+0.01s。

出口为零压出口。由于压力的相对性, 流场只决定于压力差, 而不取决于压强的绝对值。因此设置零压出口或是设置其为大气压对于流场来说并无任何区别。

由于质量流量入口的流量表达式已给定, 所以是否采用电阻回路对流场亦未任何影响。为了简化这些无关参数, 故设置出口为零压出口, 出口处压强均为 0。

3.4.5 求解器设置

Fluent 中求解器分基于密度的求解器 (Density-Based) 和基于压力的求解器 (Pressure-Based)。基于密度的求解其适用与可压缩流体 (气体), 由于本研究中的血液不可压缩, 于是采取基于压力的求解器。Fluent 中压力求解器主要为: 压力速度耦合流场的求解方法 (Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equation, SIMPLE), SIMPLE C (一种基于 SIMPLE 改进的算法, SIMPLE-Consistent), PISO (Pressure Implicit with Splitting of Operators) 和 Coupled。其中 Coupled 算法使用耦合式解法, 其余的则均使用分离式解法。经比对, 本研究发现在本模型应用 SIMPLE C 时收敛性较好, 故选择 SIMPLE C 算法。

3.4.6 其他设置

本研究 Fluent 设置为 Double Precision 模式, 其采用双精度数字存储 (64bit) 精度更好, 比单精度模式更容易计算收敛。因为本研究设置脉动流仿真, 因此设置为瞬态计算。本研究监视器 (Monitors) 额外勾选了入口和出口质量流量进行监视, 其可准确、直观反应出入流量是否一致 (符合连续性原理), 入口流量设置是否正确。此外, 因为本原件时间次数相对较少, 因此写出设置为每个时间步写出一次。

3.4.7 初始化

初始化为计算提供了初值条件 (时间边界), 是控制方程有确定解的必要条件。Fluent 中初始化分混合初始化 (Hybrid Initialization) 和标准初始化 (Standardized Initialization)。采用混合初始化时, Fluent 通过求解拉普拉斯方程进行速度场和压力场设置, 其流域内各个位置速度不同; 标准初始化中流域内速度场合压力场则均是一致的。不同流场经过比对, 本研究中选择的均为混合初始化, 其收敛程度较好。

3.4.8 时间步长与迭代次数

本文设置时间步长为 0.06s, 采用的是 5 步时间步 (0.01s~0.31s)。每个时间步长最大迭代次数为 500 步。本研究没有像传统的心脏瓣膜仿真设置为短时间步长比如 (0.2s), 小迭代次数 (比如 10 步), 进行多个周期取最后一个周期的数据。因为本研究在考虑到此种情况需要大量算力才能收敛, 且进行多个周期时模型中瓣膜并不关闭也会导致干扰。本研究的研究目的为探究微沟槽对流体剪应力场的影响, 流体剪应力显然在流量最大的时候达到最大值, 因而需重点关注流量最大时间点。见图 25, 0.19s 时大约达到流量的最大值, 因此采用 0.06s 的时间间隔。

这个目的使用稳态定常流计算也能达到。本研究虽为瞬态计算，但时间步长较大，迭代次数很大（达到 500 步）结合了瞬态计算和稳态计算的优势，其比定常流计算也更符合心脏瓣膜生理的流量曲线。

3.4.9 残差设置与分析

本文研究延续 Fluent 默认的残差设置，即所有残差小于 0.001 时认为计算收敛。

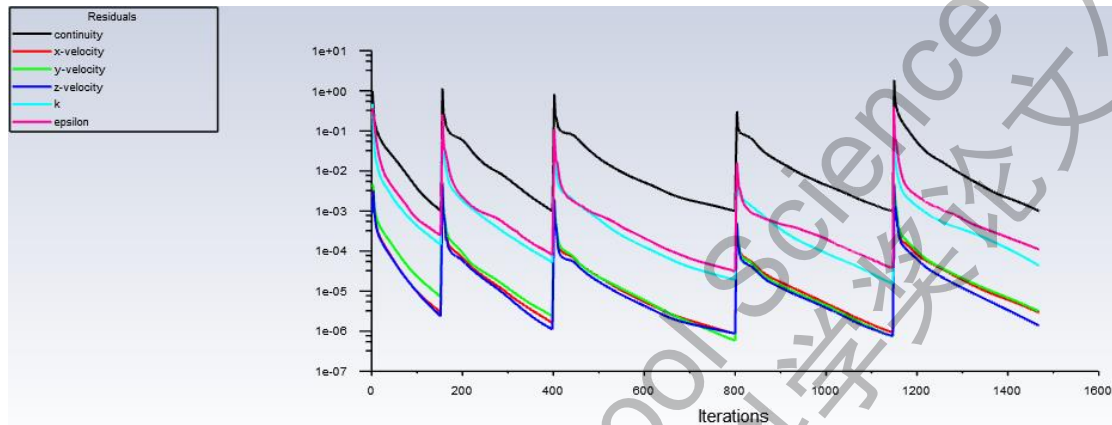


图 33 28 度 0.5mm 沟槽模型的残差曲线

可见进行了 5 个时间步长的计算（出现了 5 次残差峰值），且每步迭代次数很大。可见残差在每步之内不断减小。所有残差均在 500 步快速下降到 0.001 以下，其中 x, y, z 速度均下降到约 0.000001，可认为收敛较好。

3.5 后处理

计算完毕后需要进行后处理：定义公式，展现流线图，矢量图，云图等并绘制图表。这样计算结果才能被评估和分析。经过应用并对比 3 个后处理软件（Fluent 自带，ANSYS CFD-Post 和 Tecplot），本研究选择 Tecplot 作为主要的后处理分析软件。流体剪应力的应用几乎仅限于血液动力学领域，且需要计算大量偏微分，计算量大，因而所有软件均未自带计算流体剪应力功能。所以需要用户自定义剪应力公式进行计算。Tecplot 则能较为方便的编辑公式，计算剪应力和涡量等参数。

3.5.1 三维速度梯度

速度梯度与剪应力密切相关，因此在介绍剪应力前先介绍速度梯度。由于流场是三维的，于是将 1.1.2 中一维速度梯度公式（1）扩展到三维：

$$\nabla V = \frac{\partial V_j}{\partial x_i} e_i e_j = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{\partial v}{\partial x} & \frac{\partial w}{\partial x} \\ \frac{\partial u}{\partial y} & \frac{\partial v}{\partial y} & \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} & \frac{\partial v}{\partial z} & \frac{\partial w}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (18)$$

其中 ∇V 为速度梯度， u, v, w 是速度 V 分别在 x, y, z 三个方向上的分量。由于速度场是一个矢量场，因此速度梯度是一个二阶张量，其物理特质与坐标系选择无关。

流体的速度梯度张量可以分解为一个对称张量和一个反对称张量：

$$\frac{\partial V_j}{\partial x_i} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial V_j}{\partial x_i} + \frac{\partial V_i}{\partial x_j} \right) + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial V_j}{\partial x_i} - \frac{\partial V_i}{\partial x_j} \right) = S_{ij} + \Omega_{ij} \quad (19)$$

其中 S_{ij} 为变形率张量，表示剪切，其和下文的剪应力公式很类似，只是少了粘性系数；二阶对称张量，具有6个独立分量：

$$S_{ij} = \frac{1}{2} (\nabla V + \nabla V^T) = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial V_j}{\partial x_i} + \frac{\partial V_i}{\partial x_j} \right) \quad (20)$$

其中 ∇V^T 表示对速度梯度张量 ∇V 的转置，即 $\frac{\partial V_i}{\partial x_j}$ ：

$$\nabla V^T = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{\partial u}{\partial y} & \frac{\partial u}{\partial z} \\ \frac{\partial v}{\partial x} & \frac{\partial v}{\partial y} & \frac{\partial v}{\partial z} \\ \frac{\partial w}{\partial x} & \frac{\partial w}{\partial y} & \frac{\partial w}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (21)$$

将 S_{ij} 展开：

$$S = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \frac{\partial v}{\partial y} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) & \frac{\partial w}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (22)$$

Ω_{ij} 则为旋转张量：

$$\Omega_{ij} = \frac{1}{2} (\nabla V - \nabla V^T) = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial V_j}{\partial x_i} - \frac{\partial V_i}{\partial x_j} \right) \quad (23)$$

展开得：

$$\Omega = \begin{bmatrix} 0 & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial x} \right) \\ -\frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial x} \right) & 0 & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ -\frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial y} \right) & 0 \end{bmatrix} \quad (24)$$

可见其为一个二阶反对称张量，其主对称元均为0， $\tau_{ij} = -\tau_{ji}$ 。

由于速度梯度是二阶张量，故无法在 `tecplot` 中展现。剪应力与速度梯度密切相关，本研究将剪应力标量化后展现，详见 3.5.3。

3.5.2 涡量

由于涡度并未在 `tecplot` 中自带，因此需用户编辑公式自定义。

涡度(Vorticity)是速度场的旋度，即环量的面密度：

$$\oint_{\partial S} \vec{u} \cdot d\vec{r} = \iint_S \nabla \times \vec{u} \cdot d\vec{S} \quad (25)$$

即斯托克斯公式。其中 ∂S 表示区域 S 的边界， \vec{u} 表示三维速度矢量。左侧是

围绕边界的环量，即速度的围道积分；右侧是曲面上旋度的贡献。

涡度是一个三维向量，等于 ∇ 叉乘速度矢量：

$$\omega = \nabla \times \vec{u} = \left(\frac{\partial w}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial z} \right) \vec{i} + \left(\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial x} \right) \vec{j} + \left(\frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y} \right) \vec{k} \quad (26)$$

其中 \vec{i} , \vec{j} , \vec{k} 分别为 x, y, z 方向上的单位向量。

由于在云图中无法展现向量，故对其求模长：

$$|\omega| = \sqrt{\left(\frac{\partial w}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y} \right)^2} \quad (27)$$

转换为用 Tecplot 能读取的格式表示则为：

{Vorticity Magnitude}=sqrt((ddz({X Velocity})-ddx({Z Velocity}))**2+(ddy({X Velocity})-ddx({Y Velocity}))**2+(ddy({Z Velocity})-ddz({Y Velocity}))**2)

3.5.3 三维剪应力

由于剪应力并未在软件中自带，所以需要用户自己定义公式计算。在本研究中，剪应力是核心优化对象，剪切力过大会导致血小板激活并导致血栓。

类似 1.1.2 所叙述的，三维流体剪应力张量 τ (Stress Tensor) 于黏性 μ 和三维速度梯度 ∇V 有关：

$$\tau = \mu(\nabla V + \nabla V^T + \lambda(\text{tr}(\nabla V)I)) \quad (28)$$

其中 λ 为第二黏度，一般可取 $\lambda = -\frac{2}{3}\text{Pa} \cdot \text{s}$ ； I 为单位矩阵； $\text{tr}(\nabla V)$ 为三维速度梯度张量的迹，即主对角元的和，也就是散度，单位 s^{-1} ，在此用 θ 表示，即：

$$\theta = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \quad (29)$$

将 (16) 展开得：

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} + \theta\lambda & \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \\ \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} + \theta\lambda & \mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) & \mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) & 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} + \theta\lambda \end{bmatrix} \quad (30)$$

三维流体剪应力是一个二阶对称张量，一共有 6 个独立分量。当研究的是不可压缩的液体时， $\theta = 0$ 。其中的主对角元为粘性正应力，比应力张量（同样为二阶张量）的主对角元各少了一个压力项（ $-p$ ）。可见这个矩阵具有对称性， $\tau_{ij} = \tau_{ji}$ ，符合线性动量矩原理。

化简得：

$$\begin{cases} \tau_{xx} = 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} \\ \tau_{yy} = 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} \\ \tau_{zz} = 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} \\ \tau_{xy} = \tau_{yx} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \\ \tau_{xz} = \tau_{zx} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \\ \tau_{yz} = \tau_{zy} = \mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \end{cases} \quad (31)$$

由于三维剪应力是一个二阶张量，无法在云图上显示，所以需要将其标量化，显示数值。其公式为：

$$\tau_{\text{scalar}} = \left[\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum \tau_{ij}^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (32)$$

其中 τ_{scalar} 为数值剪应力（Scalar Shear Stress），国际单位为 $\text{Pa}^{[15]}$ 。将其展开，得：

$$\tau_{\text{scalar}} = \left\{ \frac{1}{3} \left[(\tau_{xx} - \tau_{yy})^2 + (\tau_{xx} - \tau_{zz})^2 + (\tau_{yy} - \tau_{zz})^2 \right] + 2(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2 + \tau_{yz}^2) \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (33)$$

将血液参数 $\mu=0.004\text{Pa}\cdot\text{s}$ 带入，将格式变更为 Tecplot 可以读取的格式，即可在 Tecplot 自定义函数的窗口输入并计算：

```
{taoxx}=0.004*2*ddx({X Velocity})
{taooy}=0.004*2*ddy({Y Velocity})
{taoaz}=0.004*2*ddz({Z Velocity})
{taoxy}=0.004*(ddx({Y Velocity})+ddy({X Velocity}))
{taoxz}=0.004*(ddx({Z Velocity})+ddz({X Velocity}))
{taoyz}=0.004*(ddy({Z Velocity})+ddz({Y Velocity}))
{Scalar Shear Stress}=sqrt((({taoxx}-{taooy})*2+({taooy}-{taoaz})*2+
({taoaz}-{taoxx})*2)/3+2*({taoxy}*2+{taoxz}*2+{taoyz}*2))
```

第四章 数值仿真结果及分析

本研究先分析速度场：通过整体流线和速度矢量图掌握整体流场情况，再通过速度云图了解微沟槽对局部速度场的影响。然后，本研究再通过云图分析剪应力场和通过绘制定量的 W 数值图表确定最优的微沟槽形状和尺寸。最后，本研究通过分析壁面剪应力和涡度来补充证明微沟槽的作用，提升通过剪应力得出结论的可信度。

4.1 整体流场分析

4.1.1 流线图

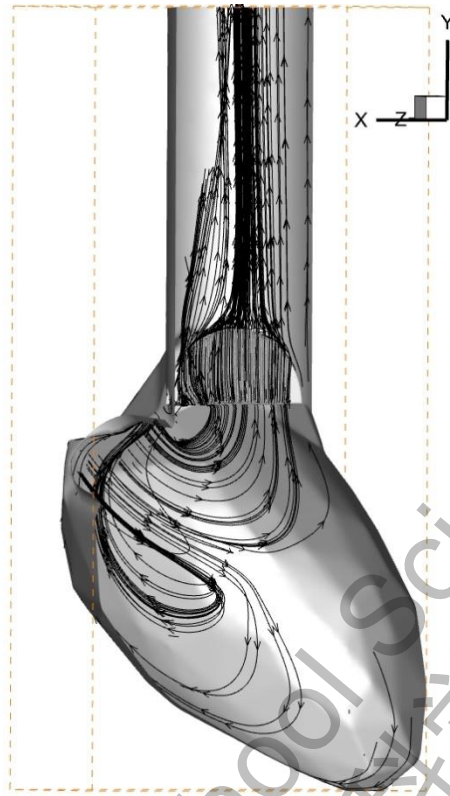


图 34 28 度 0.5mm 深沟槽流线图

通过流线图可以分析出流场的大致形态，其中流线的密集程度代表速度大小（流线越密集速度越大）。把模型沿对称面剖开，展现出一半。时间设置为 0.19s，可见流体从左侧房室瓣处入口流入，经过心室处复杂的流动后流线沿竖直方向均匀地绕过瓣叶后沿着主动脉（用直管子模拟）流向压力出口，流动正常，符合预期。可见流线在左心室腔中较为稀疏，说明在此速度较小；在主动脉处较为密集，说明速度较大。这样的结果符合连续性原理——主动脉处截面积小而心室腔中截面积大。流线没有出现撞击瓣叶后散开的情况，说明瓣叶的倒角有效，模型建立合理。

4.1.2 速度矢量图

为了更好的观察瓣叶周边流场的情况，本研究在垂直于对称面并平行于主动脉轴线的截面上利用速度矢量图和云图进行观察。

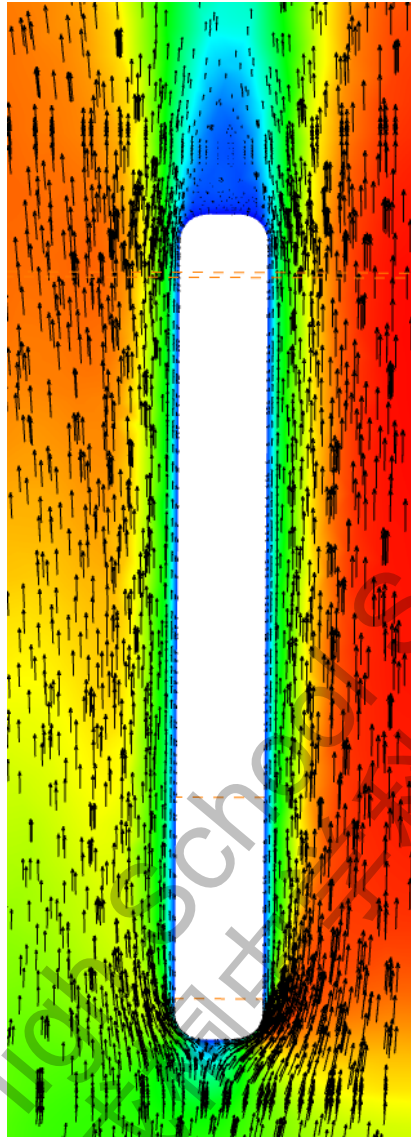


图 35 光滑瓣叶速度矢量图

可以看出总体流场符合预期，靠近瓣叶的地方速度小，远离瓣叶的地方速度大，同时瓣叶在流场中留下一条低速尾迹。其瓣叶两侧速度不均合理的，因为其有两片瓣叶。其中图中右侧的速度分布代表两边瓣叶中间的间隔，图中左侧是左侧瓣叶和血管壁之间的区域。而文献中表示瓣叶间的速度比瓣叶和管壁间的速度大^[13]，与本模型计算结果相符，可验证本研究模型建立合理，数值仿真计算正确。速度矢量箭头也没有像图 28 和图 29 那样被弹开在撞回瓣叶，体现出本模型建立合理，确认仿真计算基本正确。

4.2 特征时间和截面云图结果与分析

由于云图是二维的而流场是三维的，所以必须采取某一特征截面进行对比。由于 0.19s 时流量处于峰值，所以此时剪应力在整个时间段处于最大值，因此是最需要关注的。截面截取距瓣叶前段 6mm，垂直于来流的截面。此时流场已经

稳定下来（而不是开始撞击瓣叶时的状态）。同时这个截面位于瓣叶中央（半径 12.3mm）能代表瓣叶总体情况，并且在截面处瓣叶仍然有足够宽度（如果再往后截，因为瓣叶是半圆形，在图中的宽度会越来越小）。故此选择此特征截面。

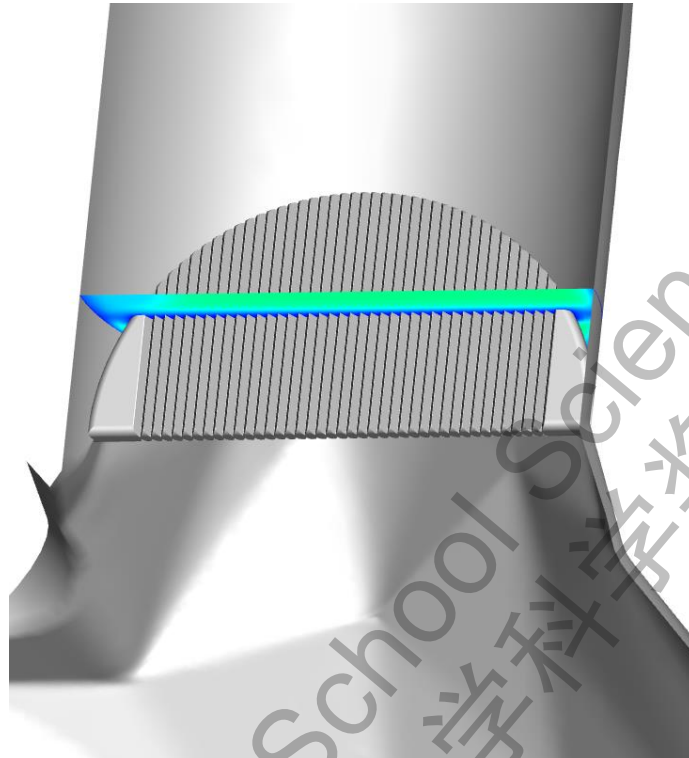


图 36 特征截面位置（彩色部分为截面）

4.2.1 速度云图结果

由于速度云图只能显示标量，无法显示三维的速度矢量，于是用户需要自定义公式将速度矢量求模长：

$$|V| = \sqrt{u^2 + v^2 + w^2} \quad (34)$$

转化为 tecplot 可读的格式：

```
{Velocity Magnitude}=sqrt({X Velocity}**2+{Y Velocity}**2+{Z Velocity}**2)
```

特征截面速度云图可以直观的展现沟槽对于速度场的影响。下图 35~38 中剪应力图范围均为 0~1m/s，图例均一致。下图为了节省论文空间，除了光滑瓣叶外，其他瓣叶剪应力云图均只截取瓣叶附近，因为云图其余部分均与光滑模型类似。

下面展示光滑与不同沟槽的速度云图穷举结果：

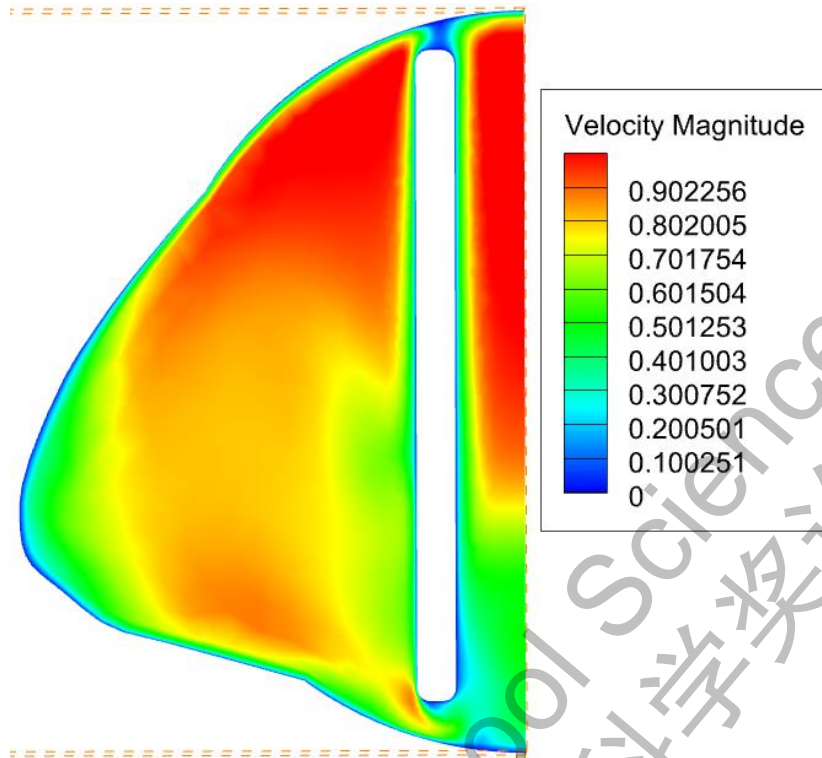


图 37 光滑模型剪应力云图

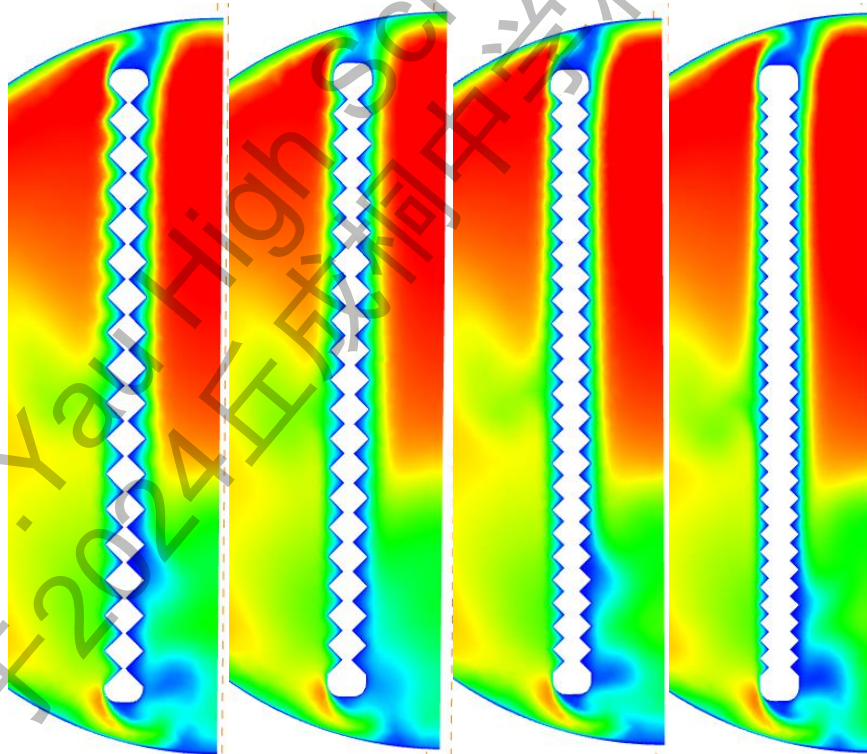


图 38 90 度沟槽速度云图（分别为 0.6, 0.5, 0.4, 0.3mm 深）

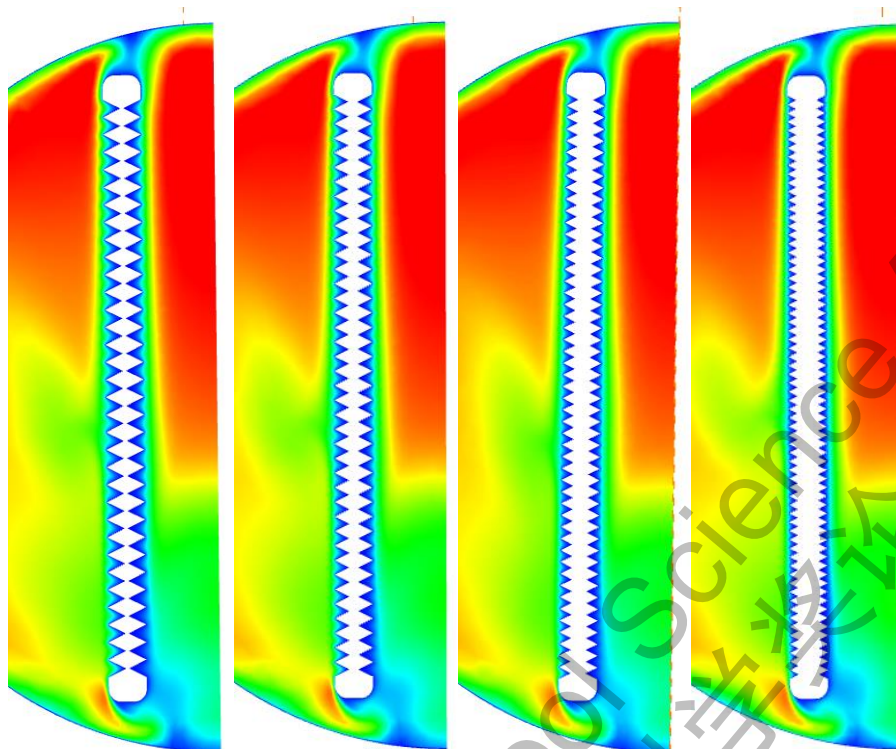


图 39 53 度沟槽速度云图（分别为 0.6, 0.5, 0.4, 0.3mm 深）

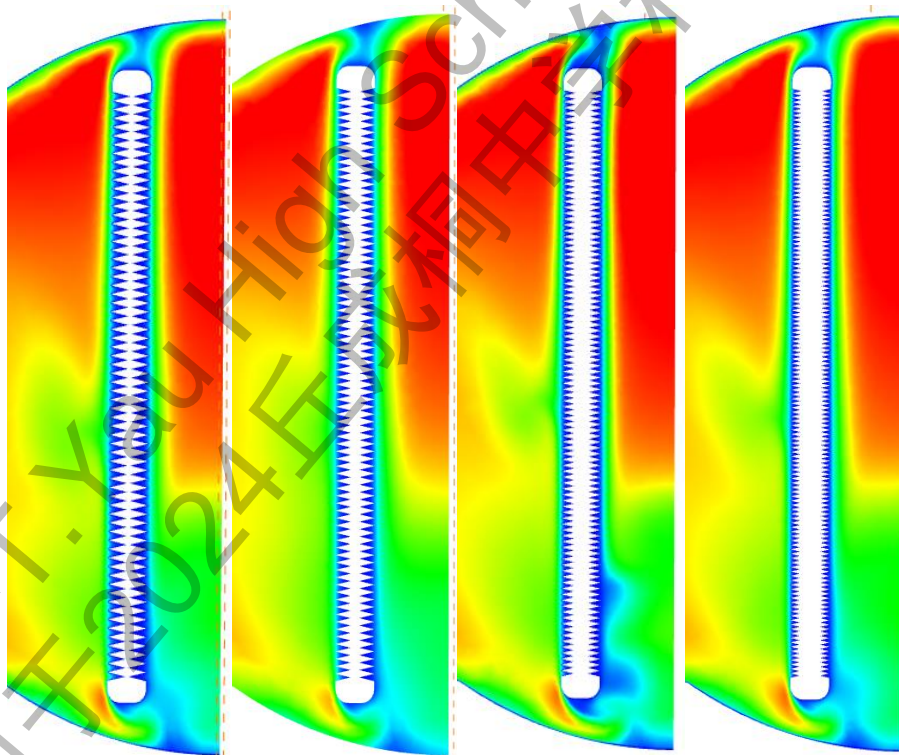


图 40 28 度沟槽速度云图（分别为 0.6, 0.5, 0.4, 0.3mm 深）

为了说明本研究数值计算的正确性，故引用两个研究的沟槽数值模拟云图与本研究进行对照，来验证本研究计算结果：

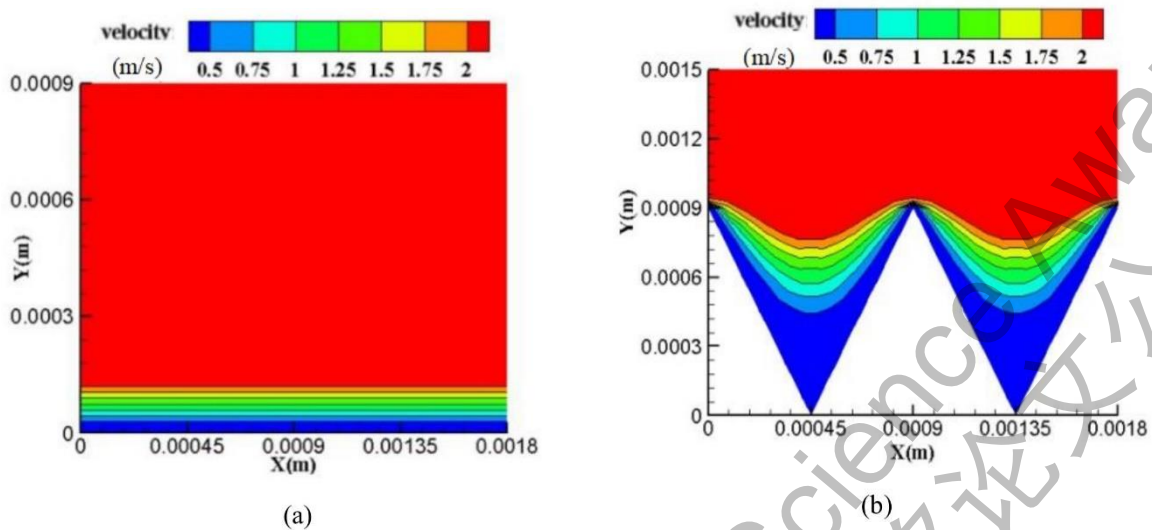


图 41 文献中光滑平面与 53 度三角形沟槽面速度云图对比^[16]

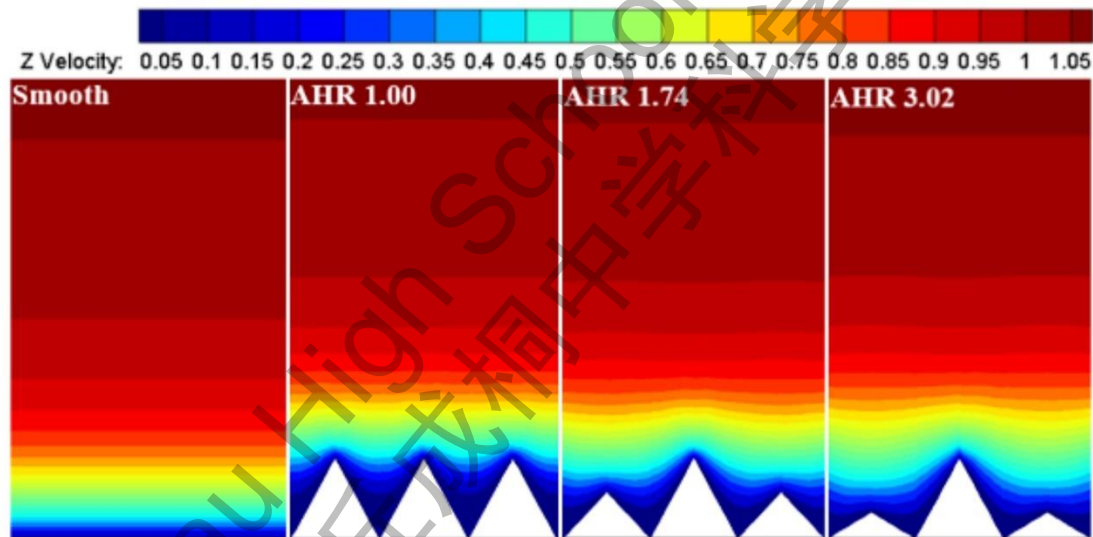


图 42 文献中光滑面与不同沟槽面速度云图对比^[14]

可见虽然这些文献中的沟槽与本研究中的参数不同，工况亦不同，但都呈现除了沟槽内速度小，沟槽为速度大，且速度等高线向沟槽内弯曲的特征和趋势。因此，本研究在较为准确的模型，较为可靠的网格，成熟的计算模型和合理的边界条件基础上，可认为本研究的数值仿真的结果较为可信。

4.2.2 流体剪应力云图结果

特征时间的特征截面的剪应力云图可以清晰的反应不同沟槽对剪应力场的影响，其能比速度场更直接的反应出不同沟槽的优劣，因此本文将将其视作决定最优沟槽的重要标准之一。流场剪应力自然越小越好，下图 43~46 中剪应力图示范围均为 0~15Pa，图例均一致。红色区域代表剪应力较高的区域，因此红色区域越小

越好。为了节省论文空间，除了光滑瓣叶外，其他瓣叶剪应力云图均只截取瓣叶附近，因为云图其余部分均与光滑模型类似。

下面展示光滑与不同沟槽的剪应力云图穷举结果：

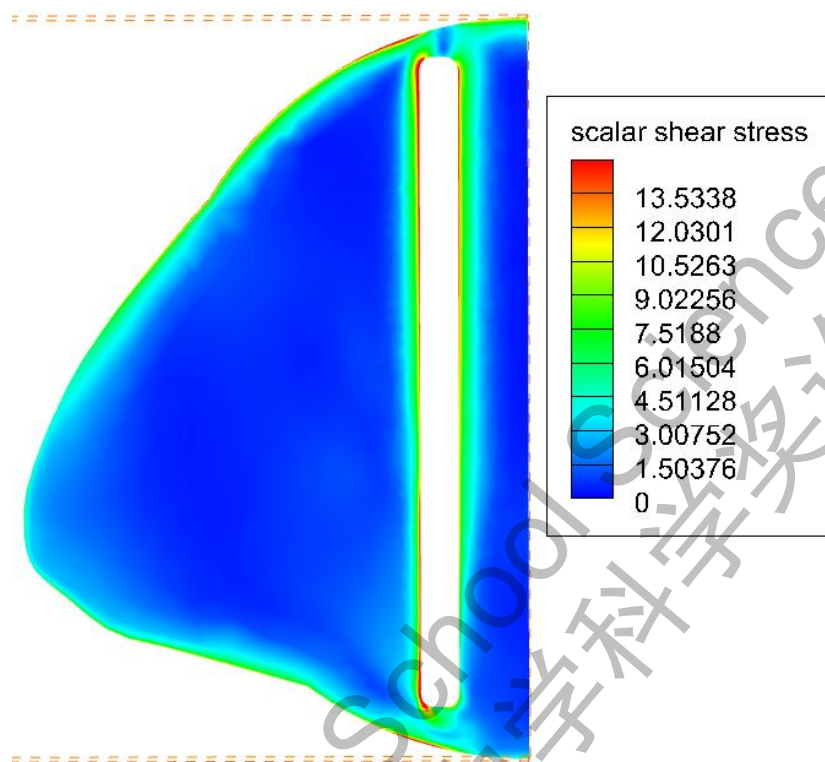


图 43 光滑模型剪应力云图

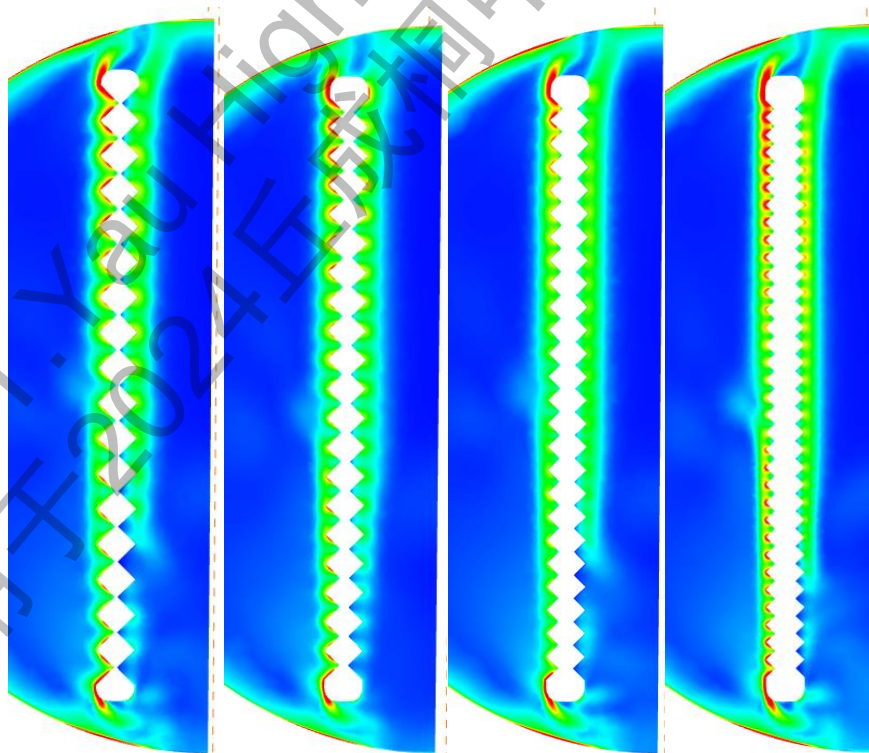


图 44 90 度沟槽剪应力云图（分别为 0.6, 0.5, 0.4, 0.3mm 深）

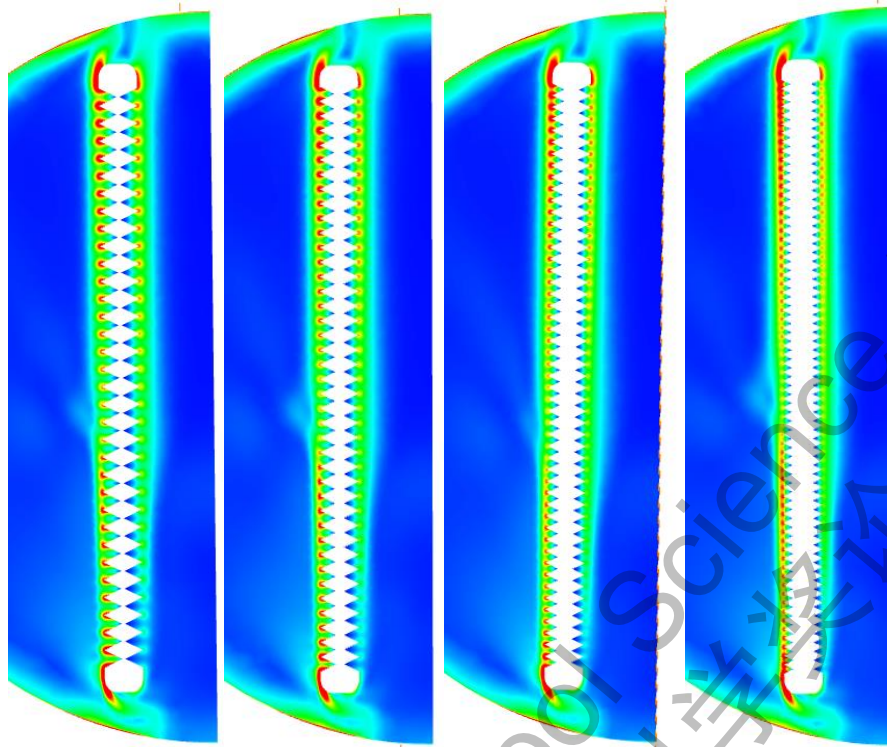


图 45 53 度沟槽剪应力云图 (分别为 0.6, 0.5, 0.4, 0.3mm 深)

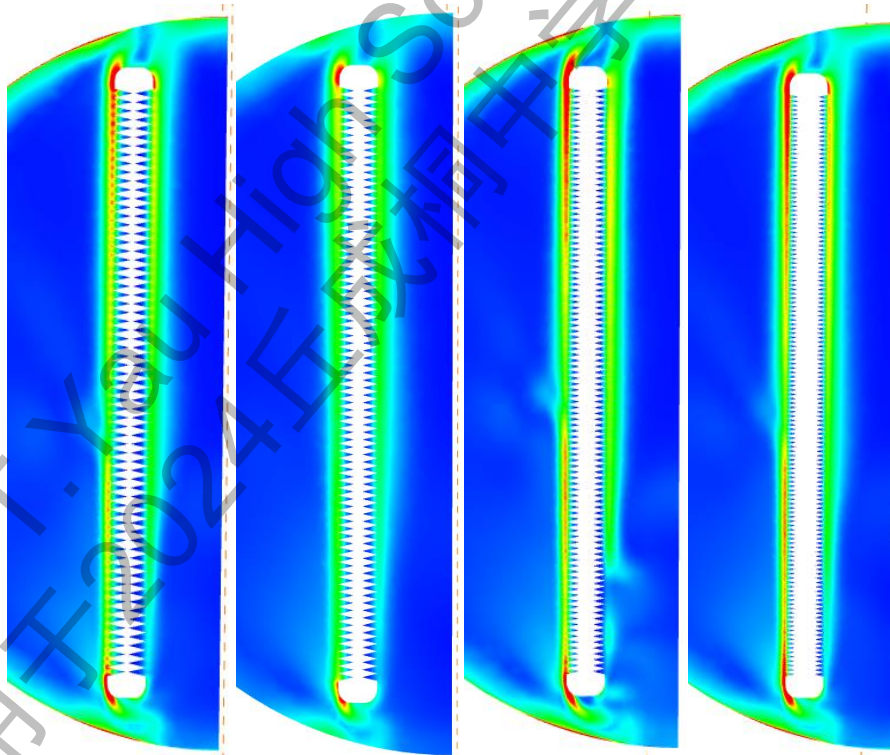


图 46 28 度沟槽剪应力云图 (分别为 0.6, 0.5, 0.4, 0.3mm 深)

4.2.3 云图分析

通过观察 3.3.1 的速度云图结果可以直观看出速度场的情况，因为剪应力正比于速度梯度（速度的变化率）。因此通过观察速度云图可以解释剪应力云图的分布情况。沟槽对剪应力场影响的本质在于其对速度场的影响。

本研究采用无滑移壁面，即认为最靠近壁面的血液流速为 0。由于光滑瓣叶周围液体流速为 0，外部血管内流速较大，因此形成了一个方向垂直于瓣叶的剪应力（二维视角下），且越靠近瓣叶，剪应力越大。

如图 37~46，不论何种沟槽，因为其增大了固液接触的表面积以及突出的高度，边界层（血液流速小区域）的厚度会增加（从沟槽底部计算高度）。因为沟槽对于沟槽内流体的约束作用，沟槽内的流速会很小，因此沟槽内部的速度梯度很小，剪应力也很小。由于沟槽顶端平面的血流有相当速度（而不是像光滑瓣叶表面速度为 0），因此其与外界的速度差小，速度梯度小。但是，沟槽尖端因为深入相对高速的血流，所以尖端附近速度梯度大，剪应力大。

不同深度和角度的三角形沟槽对于速度场和剪应力场的影响不同。沟槽顶角越大，沟槽深度越深，沟槽里的截面积就越大。一般情况，沟槽里的截面积越大，沟槽对内部血液流动的约束作用就越小，因此沟槽内的流速就会越大，靠近沟槽内壁的速度梯度就越大，靠近沟槽内壁的剪应力也就越大。当角度大到 180 度的时候，就是光滑平面了。

因此，可见 90 度顶角沟槽中靠近壁面的剪应力较大，而且因为 90 度角度过大，其截面积在 0.3mm 深度时仍较大，剪应力较大，更小的沟槽加工困难，因此需减小角度尝试。角度大于 90 度的沟槽因此就没有研究。

53 度沟槽内虽然截面积更小，但是由于其对沟槽内血液流动的限制作用仍不足，特别是沟槽顶端那一层血液的流速会较大。且因为其沟槽顶角比 90 度更大，沟槽尖端会“伸”入高速血流，因此沟槽顶端的速度梯度较大，流体剪应力较大（可见图 44 中尖端附近红色区域）。所以其在 0.6~0.3mm 范围内，没有比光滑平面有太大优势。

28 度沟槽对于沟槽内血液流动有着较好的约束作用。但是 0.6mm 深沟槽的深度较大，其沟槽顶端流速较大，并且 28 度顶角很小，因此其沟槽顶端速度梯度较大，剪应力较大。0.5mm 深沟槽则是其中最优的沟槽，其沟槽对其中血液的约束适中。如图 46 中左起第二张图，其剪应力分布均匀，且剪应力大的区域较小（红色区域）。如果继续减小沟槽深度，28 度 0.4 和 0.3mm 深沟槽对沟槽内血液限制过强，沟槽内流速过低，导致沟槽内流速低的血液遇到沟槽外流速快的血液产生了较大的速度梯度和剪应力。利用极限思想，假设沟槽对其中血液流动约束作用达到最大，沟槽内血液流速为 0，沟槽内流体就相当于固体，其与外界流体交界的剪应力就和光滑瓣叶无异（最贴近光滑瓣叶的一层液体速度也是 0）。

因此，本研究没有尝试更小的沟槽角度和沟槽大小，同时更小的沟槽角度和尺寸也会导致加工困难和容易折断等问题。

综上，本研究发现 28 度顶角 0.5mm 深对于减小剪应力，减小血栓风险最有利。沟槽对于沟槽内血液的约束作用（减小沟槽内血液流速）是减小剪应力的原因，但此约束作用需要适度。约束作用过大会导致沟槽内血液流速过小，进而和沟槽外血液接触时产生较大剪应力；约束作用过小时会导致沟槽内流速过大，沟槽固体（比如尖端）和血液接触的部分剪应力较大。

4.3 其他时间和截面云图结果与分析

上文中已经给出特征截面的速度和剪应力云图，并得出了 28 度 0.5mm 深沟槽最优的结论，为了增强结论的说服力，故此展示其他截面和时间的云图。

4.3.1 其他截面

为了验证 28 度 0.5mm 沟槽相比于光滑瓣叶的优势，故此额外对比三个截面，其分别距离瓣叶前段 3mm, 9mm, 12mm。其标尺与前文云图的标尺一致。

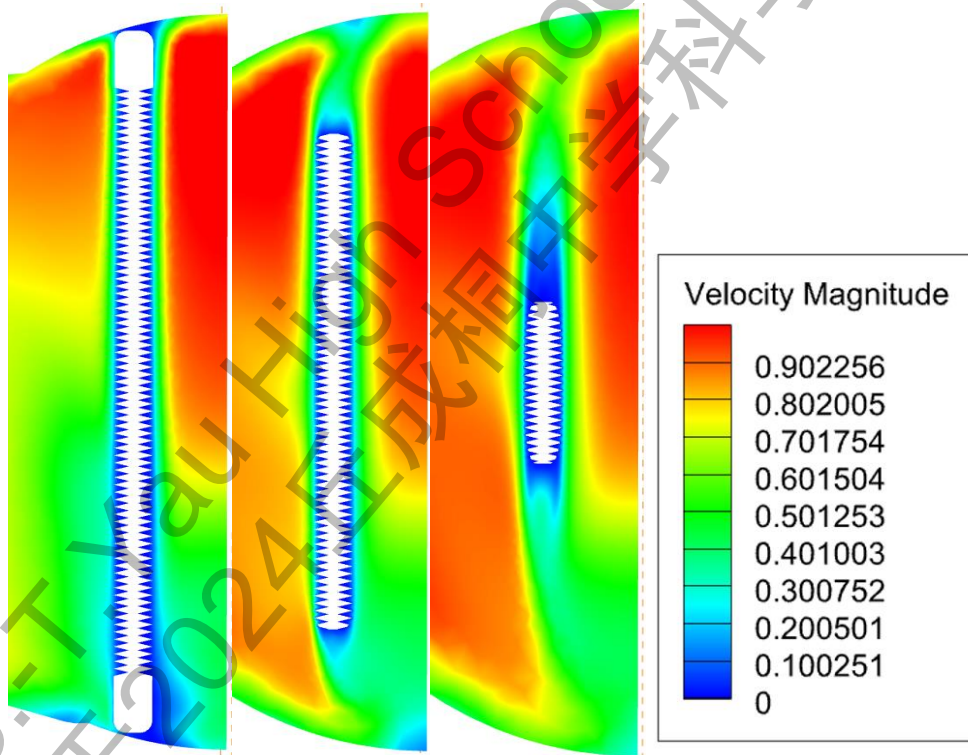


图 47 28 度 0.5mm 沟槽三个截面的速度云图

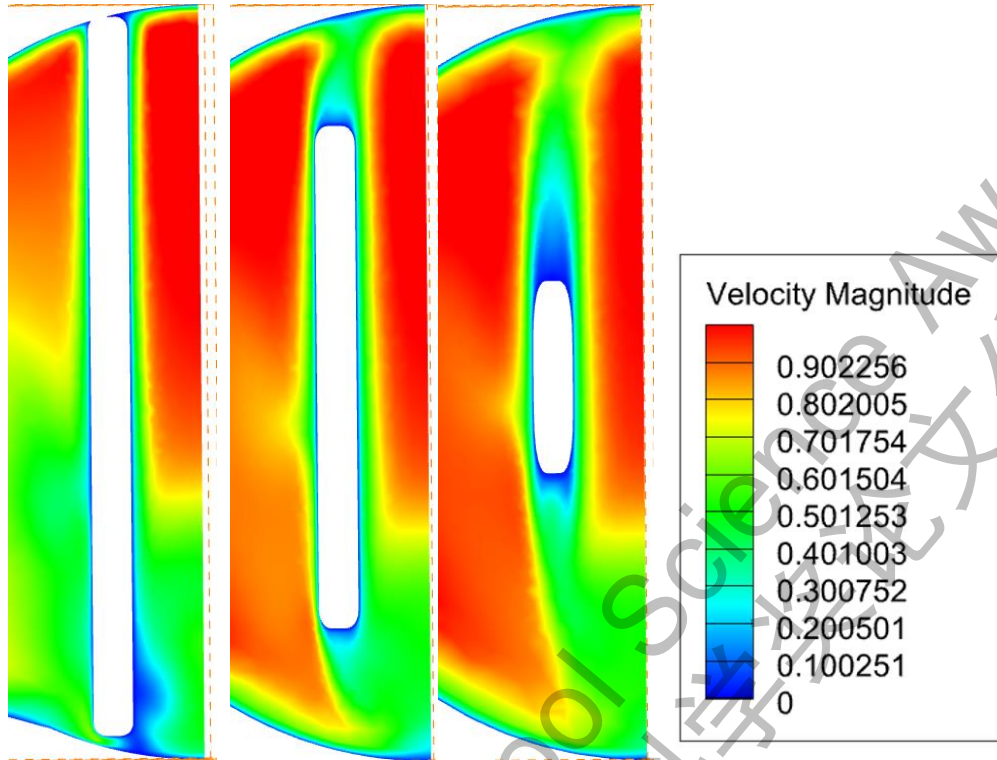


图 48 光滑瓣叶三个截面的速度云图

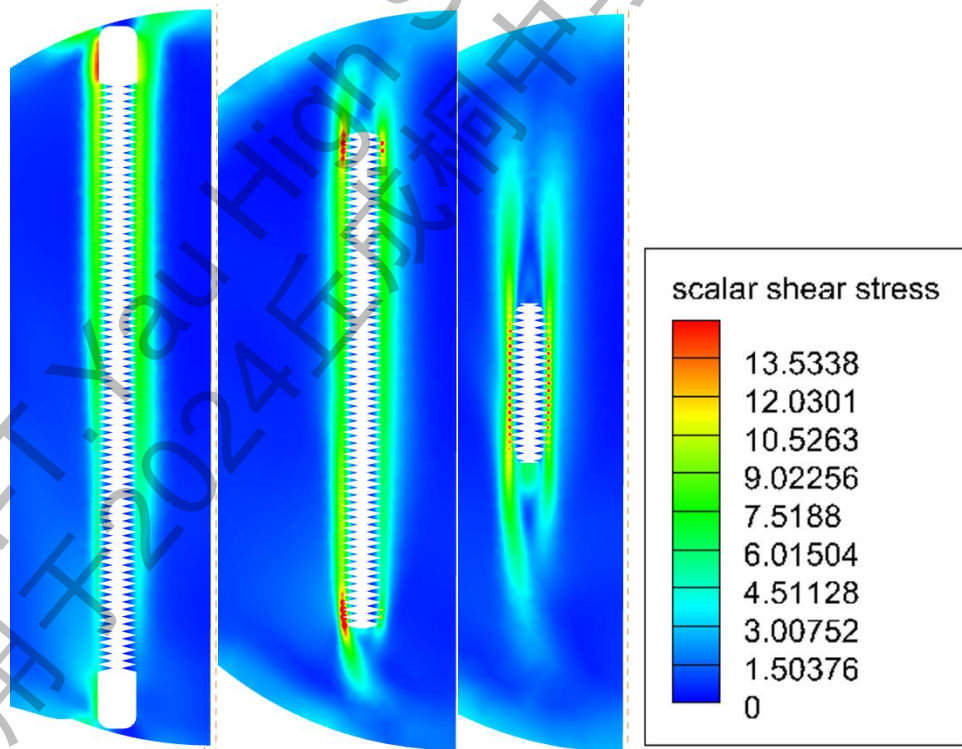


图 49 28 度 0.5mm 沟槽三个截面的剪应力云图

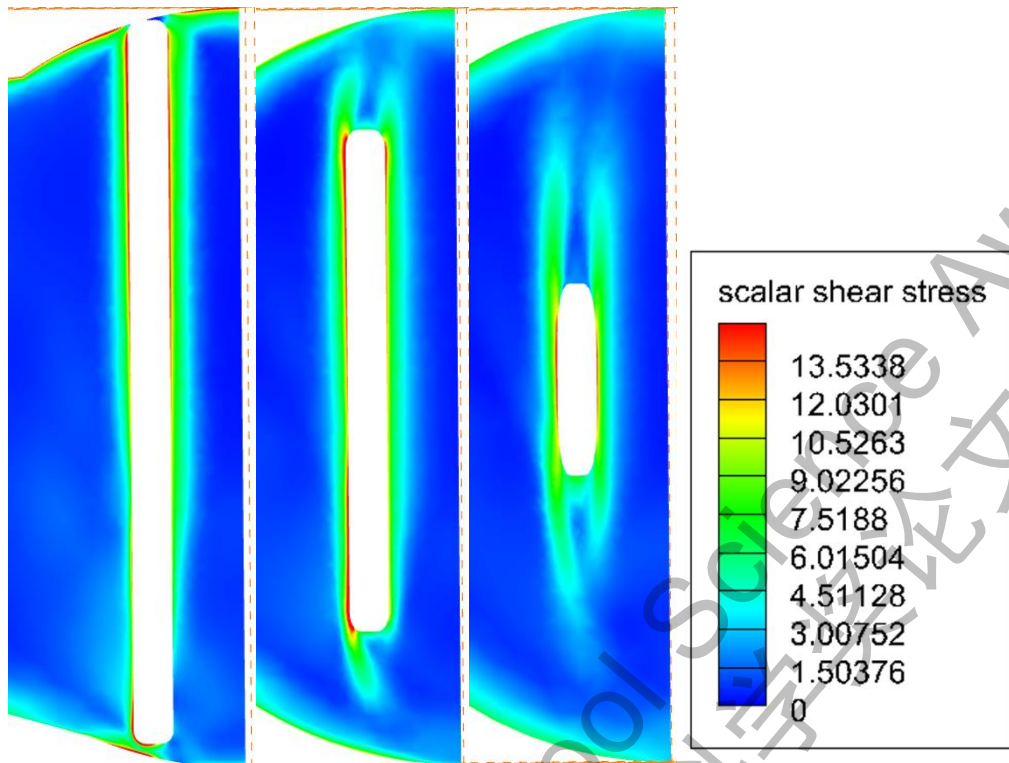


图 50 光滑瓣叶三个截面的剪应力云图

4.3.2 其他时间

为了验证 28 度 0.5mm 沟槽相比于光滑瓣叶的优势，故额外对比两个时间的特征截面（距瓣叶前端 6mm），其分别为 0.13s 和 0.25s。

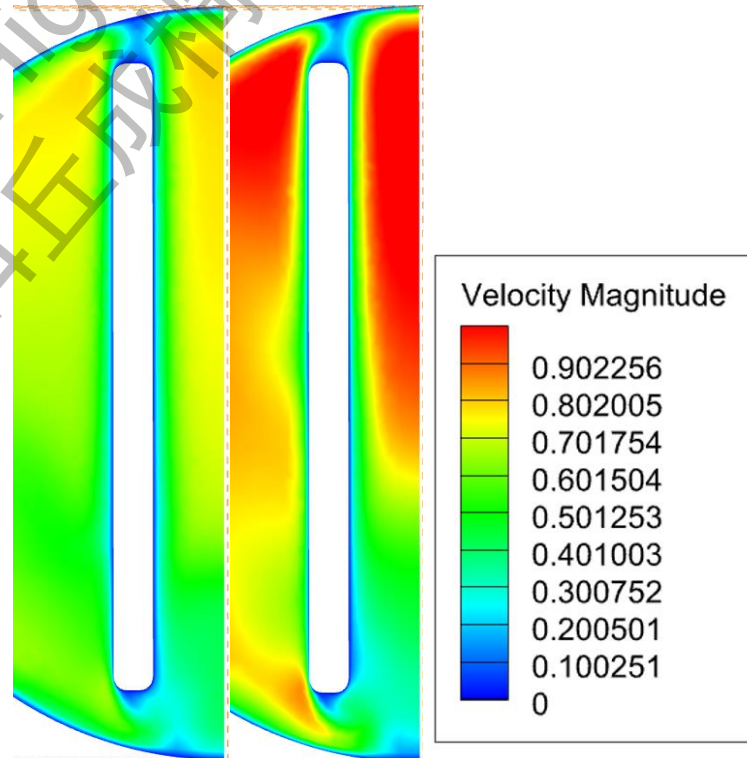


图 51 光滑瓣叶 0.13s 和 0.25s 的特征截面速度云图

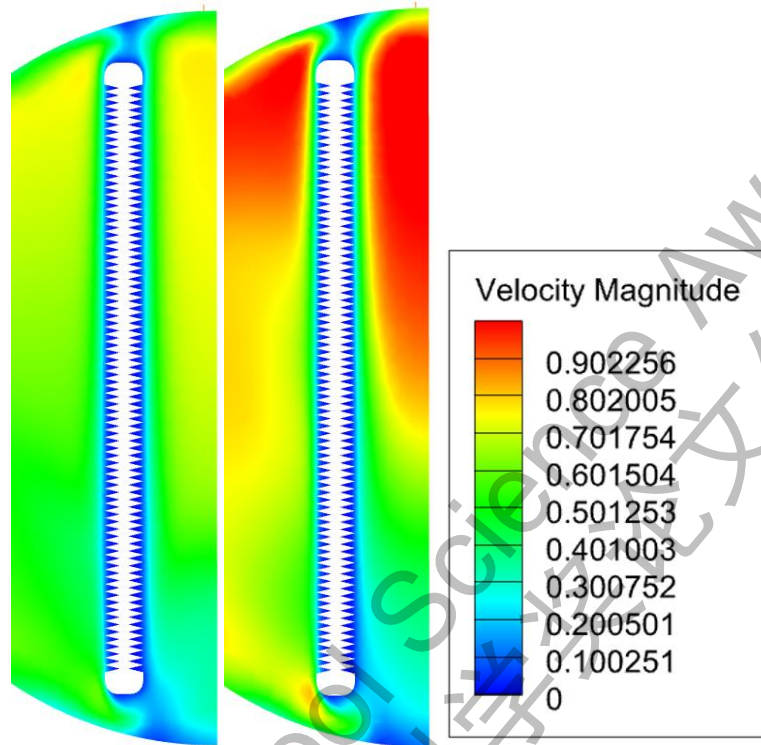


图 52 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶 0.13s 和 0.25s 的特征截面速度云图

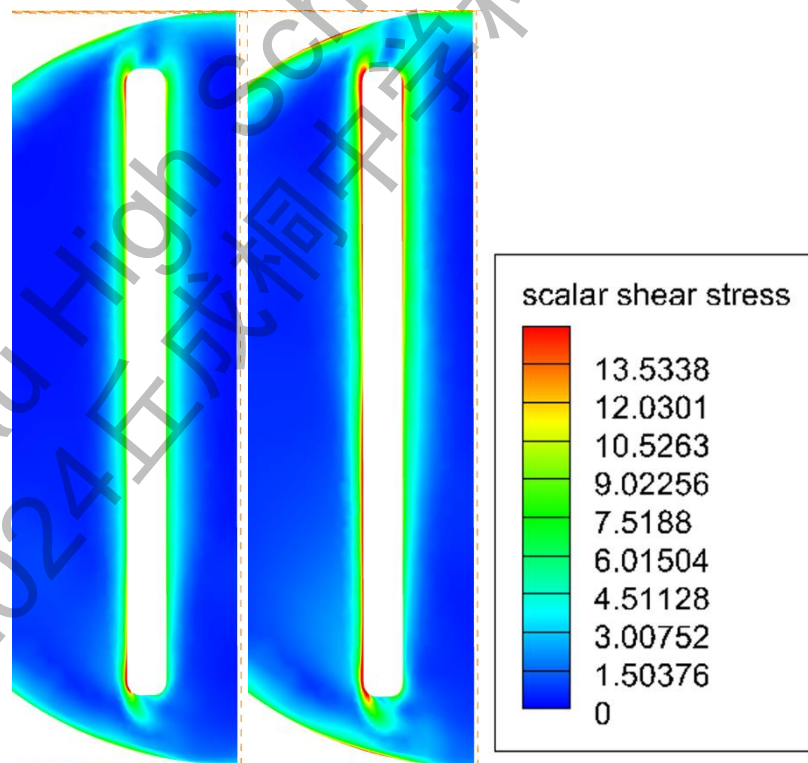


图 53 光滑瓣叶 0.13s 和 0.25s 的特征截面剪应力云图

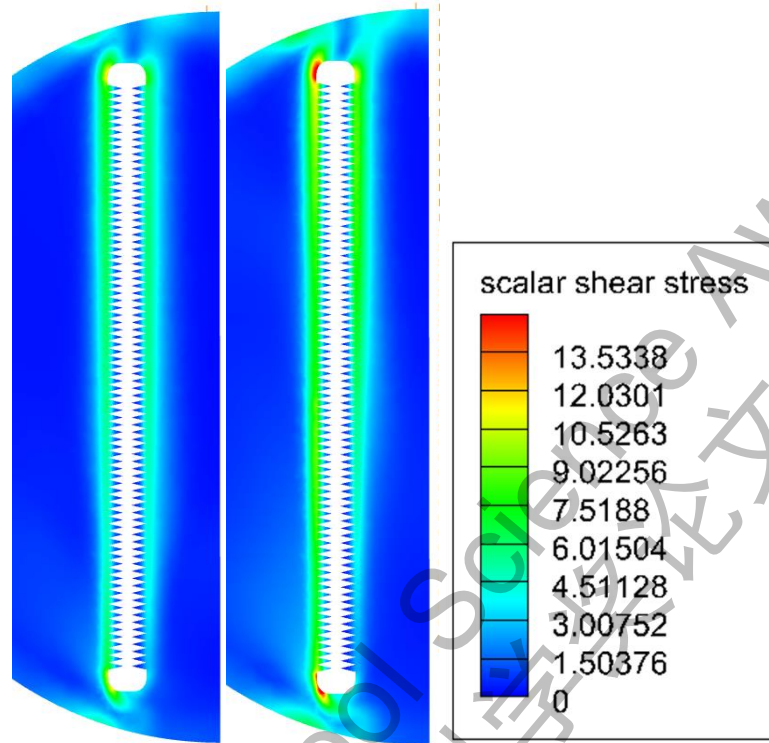


图 54 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶 0.13s 和 0.25s 的特征截面剪应力云图

可见 28 度 0.5mm 深沟槽不仅只在 0.19s 时能减小剪应力, 其在 0.13s 和 0.19s 相比光滑瓣叶依旧有优势。据此可以合理推断 28 度 0.5mm 深沟槽在主动脉流速较大时均能有效减小剪应力, 而流量较大时剪应力也是最大的。因此, 28 度 0.5mm 深沟槽降低剪应力、减小血栓风险的性能是比较令人满意的。

4.4 流体剪应力积分图表

云图对比只能作定性分析, 如果要定量分析, 则需要抓住单个或者几个特征值进行绘制图表并进行分析。时间点依旧取 0.19 秒。由于血小板活化阈值在 10Pa 左右, 于是本研究决定在流域中所有 10Pa 以上的体积部分用数值剪应力对体积积分, 符号用 W 表示:

$$W = \int_{V_{\tau > 10}} \tau_{scalar} dV \quad (35)$$

其中 W 代表流体数值剪应力对流域中所有剪应力大于 10Pa 区域体积的积分, 单位为 J, 量纲为 ML^2T^{-2} ; τ 为剪应力, 单位为 Pa; $V_{\tau > 10}$ 代表剪应力 τ 大于 10Pa 的体积部分, 单位为 m^3 。在 $V_{\tau > 10}$ 的体积一定时, $V_{\tau > 10}$ 部分的 τ 的平均值越大, W 越大; 在 $V_{\tau > 10}$ 部分的 τ 的平均值一定时, $V_{\tau > 10}$ 的体积越大, W 越大。因此 W 可以一定程度上反应剪应力场对血小板的损伤程度, 进而衡量血小板活化和血栓风险。利用 Tecplot 的 Blanking 和 Integration 功能可实现此积分。得出数据表格为:

表 3 不同沟槽流域中 W 数值 (单位 $10^{-7}J$)

深度 \ 角度	28°	53°	90°	光滑
0.3mm	7.375454	7.584497	8.045815	5.116219
0.4mm	2.438335	6.950831	5.039187	
0.5mm	2.307784	7.207954	4.358982	
0.6mm	5.882671	7.154711	5.381078	

将表格转化为曲线图:

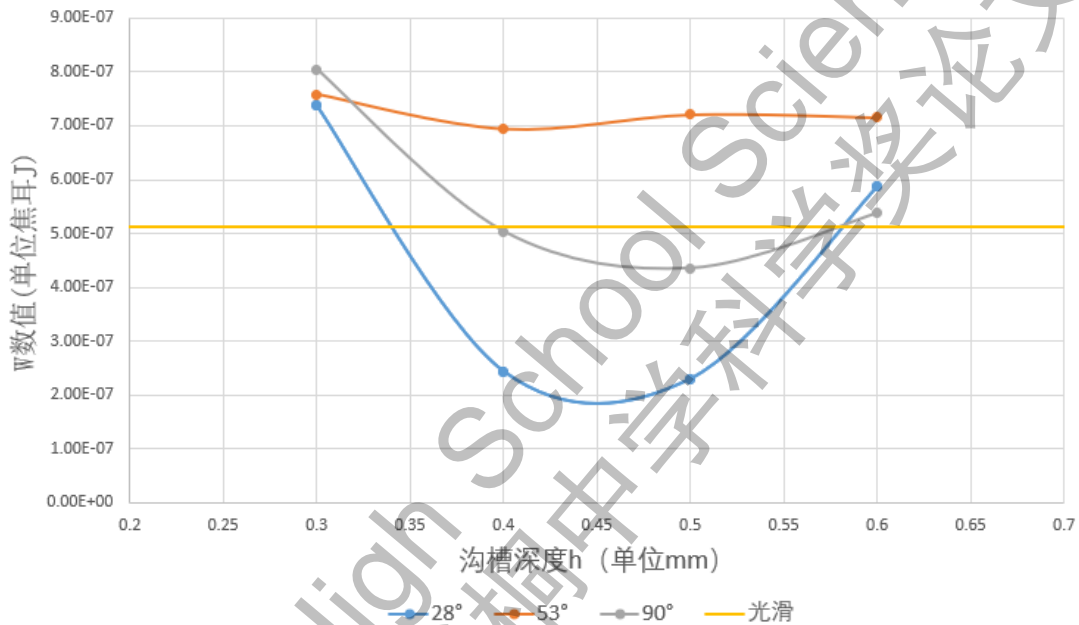


图 55 不同沟槽的 W 数值曲线图

图中曲线代表同一角度的沟槽在不同深度时 W 数值变化的趋势，黄线为光滑瓣叶的 W 数值。可以直观的看出在本研究中穷举的最优的三角形沟槽参数为 0.5mm 深顶角 28 度，其 W 数值显著小于光滑瓣叶模型。

4.5 壁面剪应力分析

壁面剪应力 (Wall Shear Stress, WSS) 在 1.2.2 中已经详细介绍过。大的壁面剪应力会导致血小板活化，并导致血栓形成^[17]。同时，由于壁面剪应力和流场剪应力的密切关系，如果刻有 28 度 0.5mm 沟槽瓣叶的壁面剪应力小于光滑瓣叶的壁面剪应力，即可说明前者更优，佐证前文通过流体剪应力场做出的判断。

由于壁面剪应力是一个三维矢量，Tecplot 之中只给出了其在 x, y, z 坐标上的分量，因而本研究对其求模长，利用 tecplot 公式表达 (逐项平方相加后开方)：

$$\{\text{Wall Shear Magnitude}\} = \sqrt{(\{\text{Wall shear-1}\})^2 + (\{\text{Wall shear-2}\})^2 + (\{\text{Wall shear-3}\})^2}$$

在 0.19s 时对光滑瓣叶和 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶壁面剪应力进行对比:

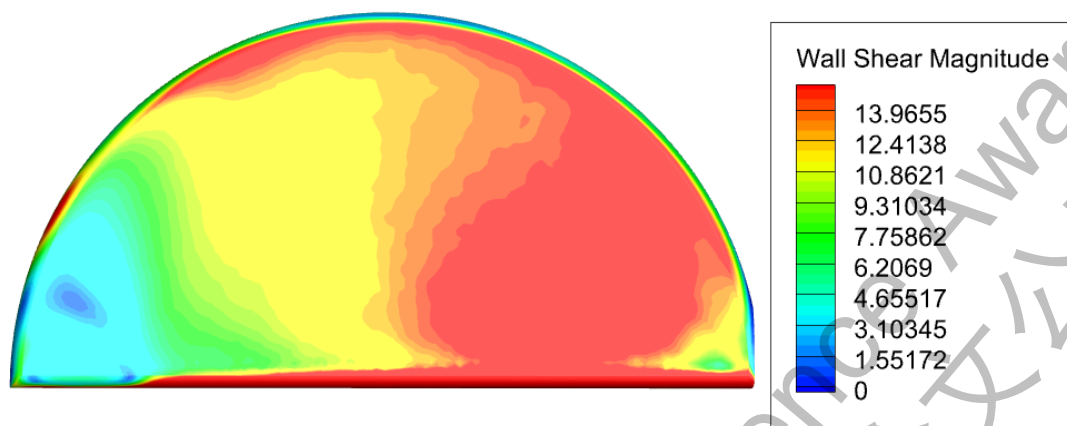


图 56 光滑瓣叶内侧的壁面剪应力云图 (单位 Pa)

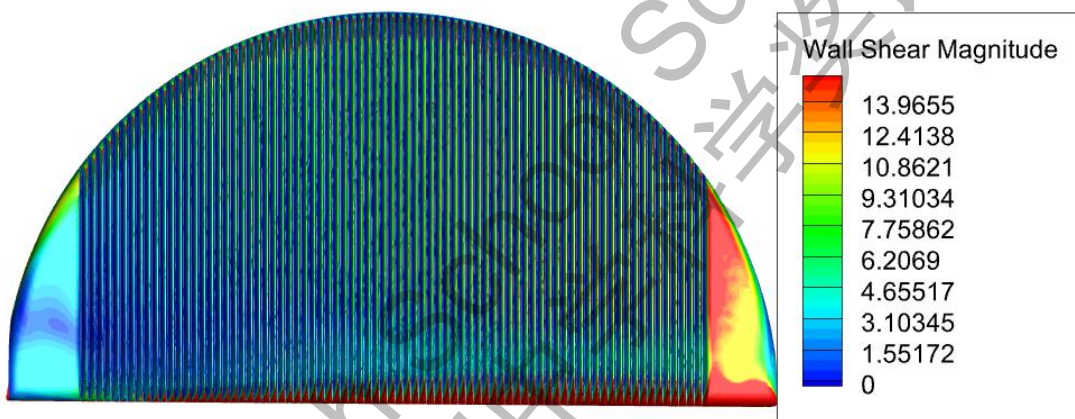


图 57 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶内侧壁面剪应力云图(单位 Pa)

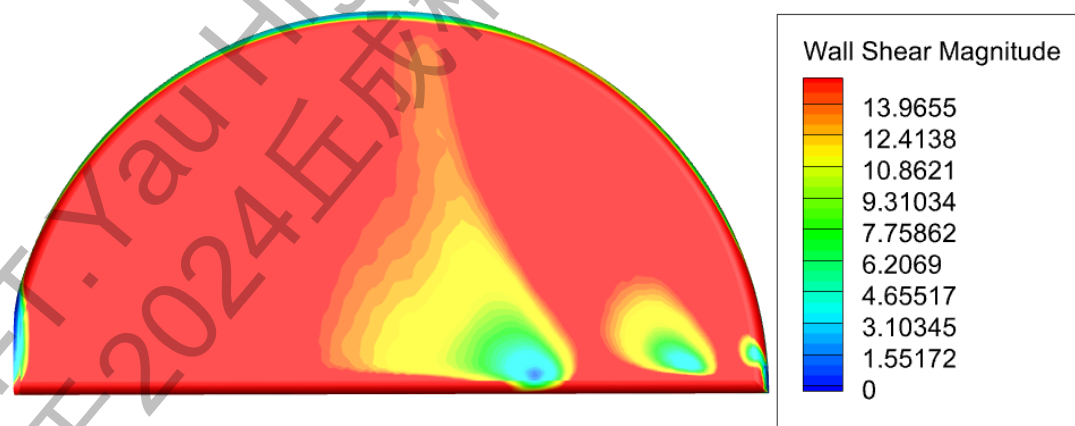


图 58 光滑瓣叶外侧的壁面剪应力云图 (单位 Pa)

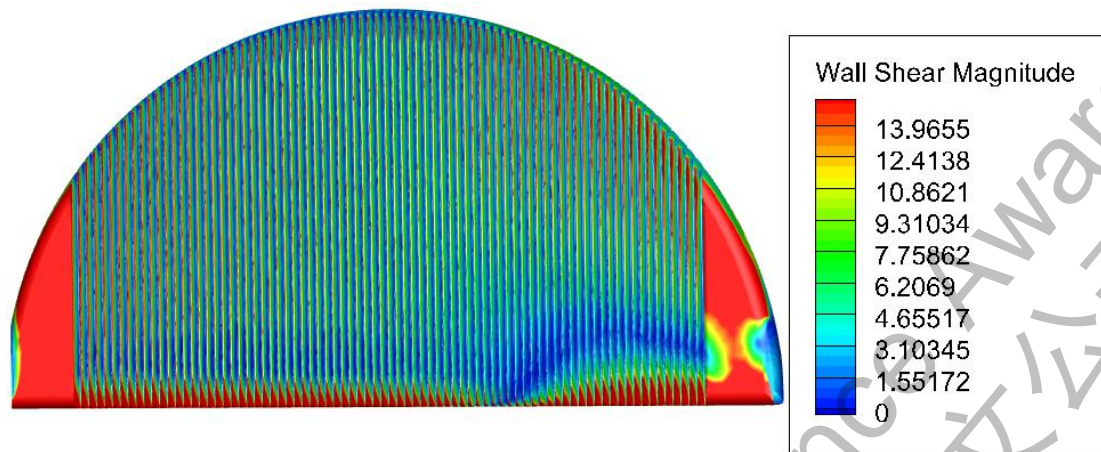


图 59 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶外侧壁面剪应力云图(单位 Pa)

其标尺范围均为 0~15Pa。可以清晰的看见，因为沟槽面的表面积远大于光滑表面，其内外侧壁面剪应力均远小于光滑表面。可得出 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶更优的结论。

沟槽减小血栓风险（剪应力）的效果其实要好于其减阻效果。因为摩擦阻力是壁面剪应力 WSS 的积分。因为更大的表面积，WSS 在大部分区域一定是降低的，但是因为更大的表面积，积分起来的总数减小的幅度就没有那么明显。但是对于减小血栓风险来说，只关注高剪应力的区域就行了，低于血小板活化阈值 10Pa 的剪应力没有意义，因此如图 56~59 可以看到沟槽在这个方面的效果显著。

4.6 涡量分析

涡度如 3.5.2 所叙述的，是速度场的旋度。对于血流来说，自然是均匀的流场最好，所以涡度越小越好。当然涡度高不一定代表有旋涡（vortex）存在。比如当存在一个速度梯度时，将叶轮放入其中，叶轮会因为两侧受力不均而旋转，自然旋度的模也较大。如果刻有 28 度 0.5mm 沟槽瓣叶附近流场的旋度小于光滑瓣叶附近流场的旋度，即可说明前者更优，佐证前文通过流体剪应力场做出的判断。

在 0.19s 时对光滑瓣叶和 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶模型距瓣叶前端 6mm 处特征截面的涡量云图进行对比：

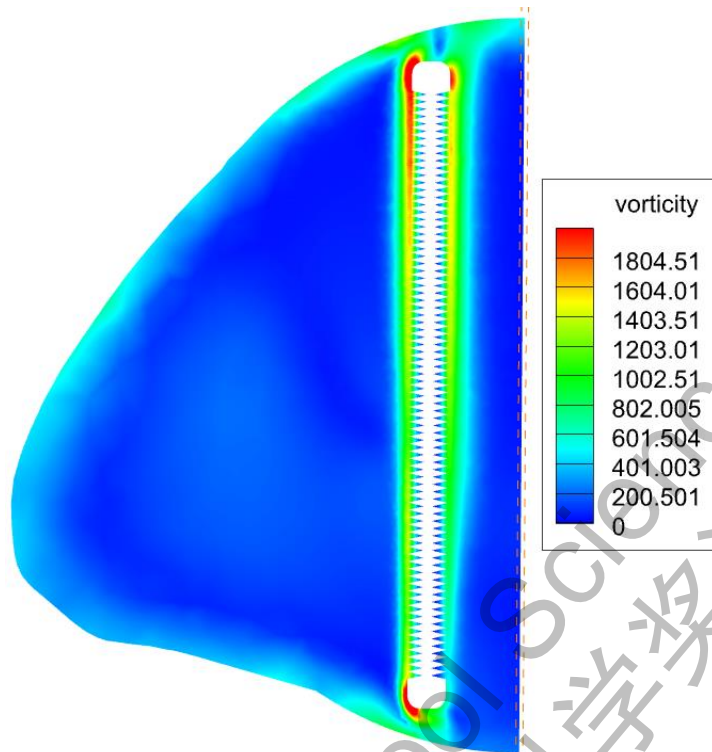


图 60 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶流场截面涡量云图

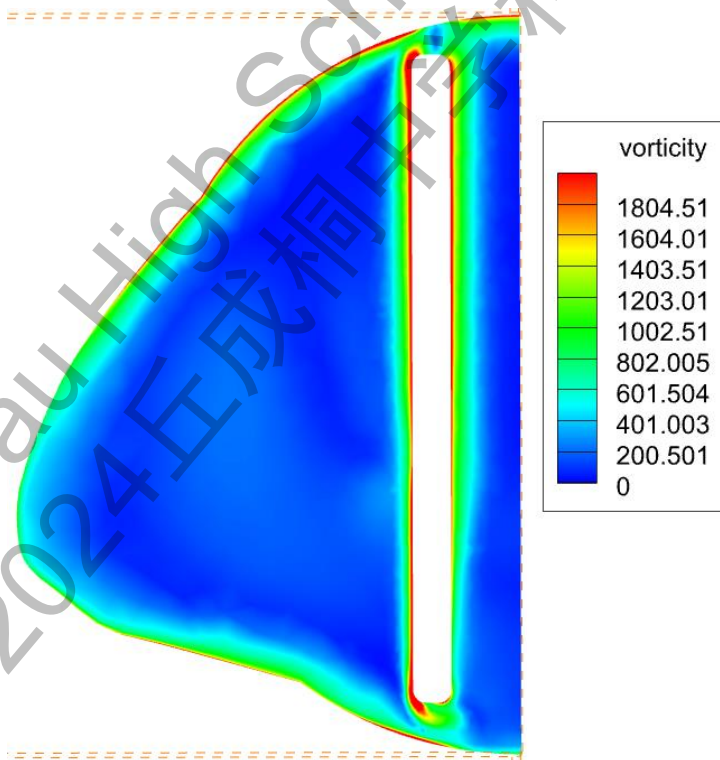


图 61 光滑瓣叶流场截面涡量云图

其中单位均为 Pa，标尺范围均为 0~2000Pa。可见 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶周边流场涡量大的区域（红色）明显小于光滑瓣叶附近流场。可得出 28 度 0.5mm 深沟槽瓣叶更优的结论。

第五章 讨论

本研究先通过 PIV 实验确认了沟槽在瓣叶上能够减阻并增大血流量，然后基于数值仿真证明了 28 度 0.5mm 深沟槽对于减小剪应力是最优的。同时文献中说明了血液所受的剪应力大小与血栓风险成正相关关系，因此可以有效地证明应用此种沟槽能降低机械瓣患者的血栓风险。仿真得出的最优沟槽参数与前文文献得出的最优减阻参数并不完全一致，可见减小流体剪应力与减小阻力之间存在一些差异，并且可见心脏瓣膜工况的复杂性。

由于几乎所有实体实验都难以拍出沟槽内的流场，不用说计算剪应力场。PIV 实验只能拍摄瓣叶后方流场。因此数值计算虽然不像实体实验那样绝对可靠，但其是对此问题最好的研究方法。由于血栓生长所需时间长（数周甚至数月），长期模拟体内血流环境几乎不可能。因此更为直接的研究方法只能是加工瓣叶，将其植入动物体内进行动物实验。受制于伦理审批，实验室条件，经费和研究时长等现实因素，本文未进行动物实验。

心脏机械瓣工况十分复杂，存在多种因素不断耦合的情况。在其实际应用之前还需要做以下工作：

1. 创造更细致、能开闭的、使用具体机械瓣型号的模型，完善铰链处结构。由于本研究旨在说明微沟槽对剪应力场的影响机制，而非实际研发一款产品，因此并未使用指定的一款机械瓣模型，而是用半圆形片模拟瓣叶。并且其机制具有普适性而非局限在一种机械瓣型号上。在实际开发产品过程中，必然需要有明确添加微沟槽的产品对象。虽然机械瓣在心脏泵血大部分时间段处于完全开启状态，但是医疗产品需要追求极高的可信度，因此需添加铰链和瓣膜开闭结构，观测其对流场的影响。同时需考虑心收缩和主动脉顺应性所造成的流场影响，以提升可信度到达极高的水平。

2. 将网格数量增大数个数量级。本研究模型网格数量在数百万级别，且在沟槽处将网格加密，经对称面对称后整体模型可近似为千万级别网格数量的计算效果，也较好的完成了网格无关性验证。但是由于研究区域靠近壁面，壁面函数是极其复杂的，至今都仍未得到充分彻底的研究。同时微沟槽的尺寸为亚毫米级别，其需要亚微米级的网格大小才能很好的描述其流场特征。整体模型尺寸在亚米级，其尺度跨越极大，模拟环境极其复杂。由于网格数量与网格尺寸是 3 次方反比关系，将网格尺寸降低到原先的 0.1 倍需要将网格数量增加至 1000 倍。如果需要在微沟槽内如此小的尺度可靠的运行 LES 湍流模型可能需要总体数十亿甚至百亿网格进行计算，如果运行 DNS 湍流模型则甚至可能需要数千亿网格。其所需要天文数字的算力，在本研究中不切实际。

3. 更改湍流模型，降低脉动流仿真时间步长，避免偶然性。本研究使用的是应用广泛简单可靠的 RANS 湍流模型。但是其对小尺度涡的模拟肯定不如 LES 和 DNS。为了追求极致的可信度，需要将湍流模型改为 LES 甚至 DNS，配合网格数量加密多个数量级。由于 LES 需要天文数字的网格和巨大的算力支持，且小尺度涡对沟槽整体机制分析和优化影响较小。经过权衡，本研究还是使用传统可靠的 RANS, $k-\epsilon$ 模型。脉动流仿真时间步长仍需缩短，并运行多个心动周期，取稳定后的数据。但由于在 2.4.8 中说明了本研究探究微沟槽对剪应力的影响不需要如此短的时间步，且本研究计算资源受限，故没有进行除此之外的仿真湍流模型，血液模型亦需完善。血液在沟槽内如此小尺度的流动能否被视为均匀的牛顿流体仍需进行研究。

4. 增加穷举数据点密度。本研究受限于计算量限制只遍历了十余个数据点，显然在沟槽研发过程中需要增加数据点密度。由于仅仅三角形沟槽就有两个参数，数据点密度与数据点数量成平方关系，如果变量更多则为更高次方关系，需要巨量的计算成本，以及顶尖计算中心支持。为了能达到极高的优化程度，瓣叶沟槽后续研发过程中可能需要穷举数百个甚至上千个数据点。甚至可以动用 AI 神经网络等进行深度学习优化。

5. 增加血小板活化和血栓形成的控制方程。血小板活化需要用多个微分方程进行控制^[18]。限于算力限制本研究未进行此计算，而是利用剪应力与血小板活化的定性关系进行描述。血栓形成亦需要极端复杂的生化反应控制方程组进行描述，其中包含诸多变量，本研究因为主要探究流场而非生化反应，且因为算力不足亦未进行。但这些工作都是定量描述微沟槽对血栓风险的影响，评估华法林的使用量所需要的。

6. 进行动物实验。最后，在进行人体实验之前，肯定需要进行动物实验。由于体内血液环境的复杂性，在体外几乎无法模拟瓣叶血栓的形成。体外实验的回路，泵，储血容器均会对血液造成破坏，且血液抽出就需要加入抗凝剂（肝素、柠檬酸钠）以防止其凝固。并且血栓形成时一个极其漫长的过程，需要数周甚至数月时间，进行体外实验并不现实，血液成分早已被破坏。在动物（比如羊或牛犊）心脏内植入带有沟槽的机械瓣和正常机械瓣进行对照，就可以清晰、可信地证明微沟槽是否真的能减小双叶机械瓣的血栓问题。

以上展望内容每项都需要在现有基础上扩大数个数量级的计算量，综合来看需要再现有基础上扩大十余个数量级的计算量。这个数量级的计算量在本研究中并不现实。并且在其主要只是起到增强数据可信度和增强结论精确度的作用。本研究侧重于探究沟槽对剪应力场的影响，并不需要如此精确的数据。因此本研究的优化结果仍然比较可信，分析数据得出沟槽减小剪应力的机制也比较可靠。

在实际应用中，由于沟槽尺度远大于血细胞，所以不用担心其会卡住血细胞。

同时关于沟槽里血栓附着问题也不用过分担心，因为瓣叶在持续快速运动。而且本身沟槽能降低剪应力，降低血栓风险。三角形沟槽力学性能良好，如果要进一步增强其力学性能，可以让瓣叶两侧沟槽交错排列，减小应力集中（模型中为凸显对称性两侧沟槽波峰波谷相对排列）。

2024 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2024丘成桐中学科学奖论文公示

参考文献

- [1] Yoganathan A P, He Z, Casey Jones S. Fluid mechanics of heart valves[J]. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 2004, 6(1): 331-362.
- [2] Hoffmann G, Lutter G, Cremer J. Durability of bioprosthetic cardiac valves[J]. *Deutsches Ärzteblatt International*, 2008, 105(8): 143.
- [3] Kheradvar A, Groves E M, Simmons C A, et al. Emerging trends in heart valve engineering: Part III. Novel technologies for mitral valve repair and replacement[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2015, 43: 858-870.
- [4] Jun B H, Saikrishnan N, Yoganathan A P. Micro particle image velocimetry measurements of steady diastolic leakage flow in the hinge of a St. Jude Medical® regent™ mechanical heart valve[J]. *Annals of biomedical engineering*, 2014, 42: 526-540.
- [5] Klusak E, Bellofiore A, Loughnane S, et al. High-resolution measurements of velocity and shear stress in leakage jets from bileaflet mechanical heart valve hinge models[J]. *Journal of biomechanical engineering*, 2015, 137(11): 111008.
- [6] Kheradvar A. *Principles of Heart Valve Engineering*[M]. Academic Press, 2019.
- [7] Bixler G D, Bhushan B. Fluid drag reduction with shark-skin riblet inspired microstructured surfaces[J]. *Advanced Functional Materials*, 2013, 23(36): 4507-4528.
- [8] 王柯. 水下条纹沟槽表面减阻特性研究[D].西北工业大学,2006.
- [9] 杨海霞. 沟槽面湍流边界层减阻的数值研究[D].哈尔滨工程大学,2008.
- [10] 高美红. 基于鲨鱼皮表面微结构特征规律的仿生表面湍流减阻研究[D].吉林大学,2023.DOI:10.27162/d.cnki.gjlin.2023.000710.
- [11] Hedayat M, Borazjani I. Comparison of platelet activation through hinge vs bulk flow in bileaflet mechanical heart valves[J]. *Journal of biomechanics*, 2019, 83: 280-290.
- [12] 强彦, 段天赐, 张民祖, 等. 不同生理状态下主动脉双叶机械心脏瓣膜流场特性 PIV 实验研究[J]. *力学学报*, 2024, 56(4): 1-11.
- [13] Pibarot P, Dumesnil J G. Prosthetic heart valves: selection of the optimal prosthesis and long-term management[J]. *Circulation*, 2009, 119(7): 1034-1048.
- [14] Liu Z M, Chen R, Tang Z Q, et al. Drag reduction performance of triangular (V-groove) riblets with different adjacent height ratios[J]. *Journal of Applied Fluid Mechanics*, 2023, 16(4): 671-684.
- [15] Taskin M E, Fraser K H, Zhang T, et al. Evaluation of Eulerian and Lagrangian models for hemolysis estimation[J]. *ASAIO journal*, 2012, 58(4): 363-372.
- [16] Zhang M H, Zhang D B, Zhuo W W. Research on Composite Drag Reduction Characteristics of Biomimetic Microstructural Surface[J]. *Journal of Applied Fluid Mechanics*, 2021, 14(5): 1337-1350.

[17] Sellers S L, Gulsin G S, Zaminski D, et al. Platelets: implications in aortic valve stenosis and bioprosthetic valve dysfunction from pathophysiology to clinical care[J]. Basic to Translational Science, 2021, 6(12): 1007-1020.

[18] Soares J S, Sheriff J, Bluestein D. A novel mathematical model of activation and sensitization of platelets subjected to dynamic stress histories[J]. Biomechanics and modeling in mechanobiology, 2013, 12: 1127-1141.

2024 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2024丘成桐中学科学奖论文公示

致 谢

大半年的生物英才计划研究时间一晃便过去了。寒假我第一次踏入实验室参观并讨论选题的场景仍历历在目。通过阅读文献，我了解到了心脏机械瓣膜有着诱发血栓的问题。我想到了我从小听到的鲨鱼皮泳衣减阻效果，开始查阅鲨鱼皮的减阻原因并探究其微结构是否能应用在人造心脏瓣膜上。通过与导师沟通，我便确定了这个选题。

首先，感谢我的英才生物力学导师在这么长的时间内对我的悉心指导。春季时，每隔几天项目方案就会被大改一次，甚至被推倒重来多次。沟槽形状和尺寸量级的估计一变再变。春季甚至规划实验用测量压强差的方式来间接观测沟槽效果。数值仿真从开始的被彻底否定，到作为确定沟槽尺寸量级的辅助手段，再到支撑研究的主要部分，整体实验设计隔几周便天翻地覆。在此过程中，导师一直不厌烦地听着我的汇报，并给出建议。有几次我甚至怀疑微沟槽会不会根本不能减小剪应力，导师不断估计我坚持下去，说：“就算不成功这也是一种发现”。

其次，感谢实验室的本科生、硕士生和博士生们。他们不断回答着我关于 DynamicStudio, SolidWorks, ANSYS Fluent (包含 Fluent Meshing), CFD-Post, Tecplot 等软件的各类问题，让我初步学会了使用这些软件并且学会了跑脉动流仿真。此外，他们协助我排除了大大小小的各种 bug，一次次修正了我各类参数的设置问题。

然后，感谢我的校内老师们和学长学姐们。他们回答了我关于各种流体公式和物理量的疑问。最初，我在动手计算过程中甚至将动力粘性系数 ν 当作速度计算，发现不上量纲的情况。后来，我逐渐掌握了流体力学和计算流体力学的一些基础知识。

此外，感谢我的电脑。作为一款 7 年前的笔记本，在春季便开始昼夜不停地跑数值仿真和利用 Tecplot 解偏导数。除了原因五花八门的蓝屏外，其没有关过一次机。有些模型一跑便动辄数天，风扇转得像要散了架，期间会出现各种意料之中和之外的 bug：内存爆满，CPU 崩溃，Windows 系统崩溃，软件闪退，硬盘存储空间不足。谢天谢地我的电脑还能支持我正常的写完这篇论文。

最后，衷心感谢参加评审论文和答辩工作的各位专家和教授。