

文章编号:1000-8055(2011)06-1370-07

叶轮式辅助心脏泵装置优化设计

杨晓琛^{1,2}, 张 岩³, 桂幸民^{1,2}

- (1. 北京航空航天大学 能源与动力工程学院 航空发动机数值仿真研究中心, 北京 100191;
2. 阜外心血管病医院 心血管外科, 北京 100037)

摘 要: 叶轮式血液泵 LAP-I 采用了航空叶轮机械中使用的设计思想方法, 该装置是针对亚洲患者的临床应用而设计. 综合航空叶轮机械技术和医学需求, 采用整体转子和悬臂静子结构设计, 并对其串列叶栅静子结构做了进一步的优化改进, 得到叶轮式血液泵 LAP-II. 计算流体动力学(CFD)模拟结果表明, 血泵 LAP-II 的压升性能达到医学需求, 泵体内流动状况顺畅. 最大比较剪切应力(S)值得到明显降低, 流线显示血液通过泵体的最长时间得到减小, 抗溶血应用性能得到提高.

关 键 词: 叶轮式辅助心脏动力装置; 航空叶轮机械; 计算流体动力学; 整体转子; 悬臂静子;
抗溶血应用性能

中图分类号: V23; R318

文献标志码: A

Optimization and design of an impeller assist heart pump device

YANG Xiao-chen^{1,2}, ZHANG Yan³, GUI Xing-min^{1,2}

- (1. Aeroengine Numerical Simulation Research Center, School of Jet Propulsion,
Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100191, China;
2. Department of Cardiovascular Surgery, Fuwai Hospital, Beijing 100037, China)

Abstract: Design ideas and techniques applied in aeronautical turbomachinery were used to develop the impeller blood pump LAP-I, which was designed for clinical use for Asian patients. By combining aeronautical turbomachinery technique with medical need, an integrated rotor and a cantilever stator were applied in the structure design, a further improvement was made in the tandem cascades stator and the impeller blood pump LAP-II was obtained. The simulation results of computational fluid dynamics show that, the pressure rise characteristic of blood pump LAP-II meets the medical requirement, and the flow status in the pump is fluent. The maximal comparative shear stress (S) value is reduced evidently; and the streamlines show that the longest time required for blood to travel through the pump is decreased, thus the property of anti-hemolytic application is improved.

Key words: impeller assist heart power device; aeronautical turbomachinery;
computational fluid dynamics; integrated rotor; cantilever stator;
property of anti-hemolytic application

血液泵作为人工心脏的重要组成部分, 其设计和发展一直受到关注^[1-2]. 国际上研究较为成功

的叶轮式血液泵有: 美国航空航天局(NASA) Johnson 空间中心和 Baylor 医学院联合开发的

收稿日期: 2010-05-25; 修订日期: 2010-09-26

基金项目: 国家自然科学基金(50676004, 50736007)

作者简介: 杨晓琛(1984-), 男, 山东泰安人, 博士生, 主要从事叶轮机械设计及其相关交叉学科领域研究.

DeBakey 血泵;美国 Virginia 大学和 Utah 人工心脏研究中心联合研制的 LEV-VAD(悬浮式心室辅助装置)泵;德国 Aachen 大学研制的植入式微型轴流血泵 Impella^[3-5]. 以上成功的设计都是借助于航空叶轮机械中的设计、加工和实验技术,本研究小组同样遵循了这样的研发路线.

叶轮式血液泵的设计,首先是满足对血液工质的增压要求,然后要保证流场中没有分离流动的发生. 流场好坏直接决定了血泵的实际应用情况,不规律的流动状况(涡流、倒流等)会增加血液所受的剪切应力,并且延长血液暴露在剪切应力下的时间,叶片的高速旋转也会带来较高的剪切应力^[6-8],这些都会导致血液有形成分的破坏(红细胞的细胞膜撕裂及血小板破坏等),从而导致其丧失携氧能力或凝血功能障碍,即医学中的溶血及出血问题.

叶轮式轴流血泵主要由导叶、转子和静子部分组成,其中转子部分对于提高来流血液的压升起了很大作用,然而由于转子转速较高,尤其是叶尖切线速度较高,会导致较高的剪切应力. 静子部分起整流血液出口方向的作用,同时能提高一定的血液压升. 血液从转子流出后,由于获得较高的流动速度和偏转角度,使得静子面对如此恶劣的进口条件,极易出现涡流和倒流等不良流动现象,增加血液的通过时间,引发溶血等问题. 所以如何能一方面提供满足需要的血液压升、获得良好的流场情况;另一方面降低剪切应力、减少血液的通过时间,就是设计叶轮式轴流血泵的关键问题.

1 LAP- I 叶轮式血泵数值模拟

北京航空航天大学与中国协和医科大学阜外医院合作开发设计了一系列叶轮式轴流血泵. LAP- I 是根据亚洲患者临床应用需求而开发的左心室辅助叶轮式轴流血泵,采用了航空叶轮机械结构设计思想. 血泵转、静子叶片叶尖直径为 12.7 mm,设计转速为 9 500 r/min,设计点状态为 4 L/min 流量时提供 13 332.2 Pa(100 mmHg)血液静压升.

1.1 叶轮式血泵物理模型

叶轮式血泵 LAP- I 由 3 片前导叶,2 片带分流叶片的主叶片和串列叶栅静子叶片组成,其中串列叶栅静子叶片由 5 片前排叶片和 5 片后排叶片组成. 转、静子叶片三维结构如图 1.

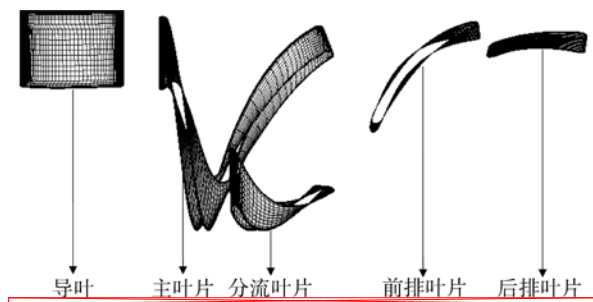


图1 三维叶片叶型

Fig. 1 Three-dimensional blade profiles

LAP- I 的转、静子叶片采用了传统结构形式,转子叶片叶尖与机匣之间留有 0.05 mm 间隙,串列叶栅静子叶片与静子轮毂、机匣固定连接. 转子和静子交界面处采用了图 2 所示的结构形式,转子外伸的转轴支点与静子凹槽之间采用氧化锆耐磨材料填充作为轴承件. 这种结构在转子和静子的贴合交界面处会带来缝隙,在血泵的长期运行工作过程中,血液不可避免地会进入这一缝隙,甚至是里面的凹槽轴承中,血液长期的滞止、团聚不仅会对血泵的运转有影响,而且会产生具有更大危害的溶血问题^[9].

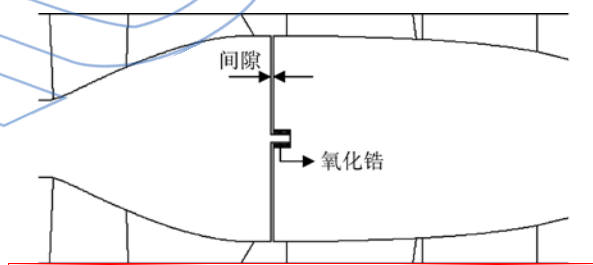


图2 转静子内部交界面子午视图

Fig. 2 Meridional view of the interior interface between rotor and stator

1.2 叶轮式血泵数值模拟

在血泵的绝大部分区域,剪切应变率大于 100 s^{-1} ,此时血液的剪切应力与速度梯度成正比关系,比例系数为固定的黏度值,因此将血液工质作为牛顿流体处理^[10-11]. 工质参数设定如下:比热容为 $3640 \text{ J}/(\text{kg} \cdot \text{K})$,密度为 $1055 \text{ kg}/\text{m}^3$,运动黏度为 $3.318 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$.

采用 CFX 11.0 数值模拟软件进行计算流体力学(CFD)计算,整个血泵网格共有节点 615 618 个,分布如下:导叶区域 90 882 个,转子区域 293 934 个(包括叶尖间隙区域),静子区域 230 802 个. 数值模拟中为提高收敛性和网格质

量,将远离静子叶片的出口区域段做了适当延长,血液泵整体网格结构如图3所示。

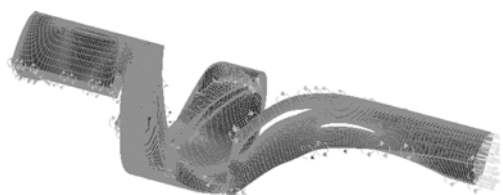


图3 LAP-I 网格结构

Fig. 3 Meshes structure of the LAP-I

进口给定相对大气压力为 1 333.2 Pa (10 mmHg) 的总压力,出口给定静压力值。血泵内雷诺数处于 1×10^4 量级,而且在血泵的 CFX 数值模拟计算中, $k-\epsilon$ 湍流模型得到了很好的应用^[4-5],此处同样采用 $k-\epsilon$ 湍流模型,考虑其低雷诺数特点,近壁面第一层网格 y^+ 控制在 1~5 的范围。

1.3 数值模拟结果

血泵的压升特性和流场计算将在下文的对比中给出。血泵 LAP-I 在设计状态下,不但要提供医学需求的 13 332.2 Pa (100 mmHg) 静压升,而且在植入人体的过程中,还有对其抗溶血性的要求,即:与作用在血液上的剪切应力和血液暴露在该剪切应力区域的时间相关^[7],剪切应力则采用 Bludszweit 发展的比较剪切应力 (S),它将应力张量的六个分量整合为一个标量化的剪切应力^[12]

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

血泵 LAP-I 设计点的数值模拟 S 值如图4所示。

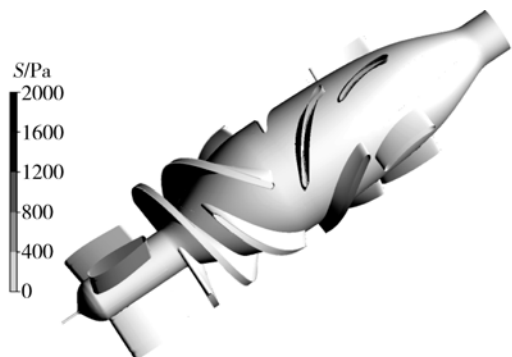


图4 LAP-I 表面 S 值

Fig. 4 S values on the surfaces of the LAP-I

S 值在整个血液泵内绝大部分区域不超过 100 Pa,而在转子叶尖却达到了较高的数值,这是

由于转子叶尖切线速度达到 6.32 m/s,而转子叶尖间隙只有 0.05 mm,在这个区域内会产生非常大的剪切应力。对于静子区域,静子轴向长度达到了 25 mm,过长的轴向长度势必增加血液通过静子区域的时间。并且图2所示的间隙区域在实际运转中会带来不利的影响。

2 Lap-II 叶轮式血泵优化设计措施

针对 LAP-I 所出现的问题,进行以下优化设计工作,最终得到叶轮式血泵 LAP-II。

1) 转子结构部分。采用整体转子结构,整体转子支撑方案的概念在本研究小组被提出过^[13],此处将其应用到血泵 LAP-II 中。整体转子将转子叶片和转子机匣设计为一个整体,从而消除转子叶尖的间隙区域。静子结构部分:将静子叶片支撑改为悬臂形式,静子叶片尖部和机匣固连,静子叶片根部和轮毂之间留有间隙,从而将转子和静子轮毂设计为整体轮毂一起旋转。

2) 优化静子轮毂流道,缩短静子部分的轴向长度;进一步根据改进的静子轮毂形式,优化串列叶栅静子叶型。

2.1 整体转子、悬臂静子结构设计

由于转子高速旋转,叶尖与机匣壁面的相对速度很大,距离很近,其间的速度梯度很大,计算表明这一区域的剪切应力在 1 000 Pa 以上,超过红细胞壁所能承受的极限值;其次,叶尖间隙会造成流体工质从叶片压力面向吸力面的泄漏二次流动,势必增加血液在强剪切力下的暴露时间。

本研究小组提出整体转子的思想,即将转子外机匣同进口导向器以及静子的流道外壁分割开来,而与转子叶片固连在一起,形成“轮毂+叶片+机匣”的整体转子,从而消除转子叶尖间隙。血液泵 LAP-II 子午内部结构见图5,由于转子机匣旋转,对导叶、静子机匣和转子机匣之间的轴向间隙进行曲折回路接触式密封,保证血液不会进入机匣外部。血泵安装在人体外部,由导管接收人体来流血液进入泵内,最终流过静子后输出。转子部分由外轴承支撑,永磁体也可由原来嵌于转子内改为置于转子机匣外侧,随同机匣一起旋转,降低了加工难度。

采用整体转子后,串列静子叶片采用悬臂形式(图5),静子叶片叶根部分与轮毂留有 0.05 mm 间隙,将静子和转子轮毂作为一个整体轮毂,从而消除了图2中的转、静子交界面区域。

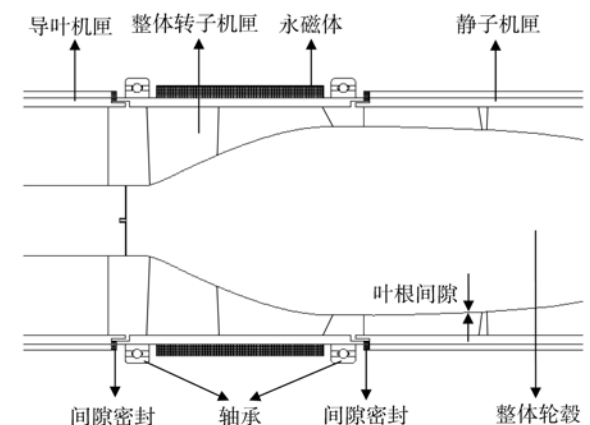


图 5 血液泵 LAP-II 子午内部结构

Fig. 5 Meridional inner view of the blood pump LAP-II

2.2 静子轮毂、静子叶片优化设计

一方面为加快血液通过静子区域,减少血液暴露在剪切应力下的时间;另一方面由于采用转子-静子整体轮毂方案,加工得到的较长整体轮毂在高速旋转中容易引起不稳定振动问题,所以将 LAP-I 静子轮毂缩短,最终设计得到 LAP-II 静子轮毂结构如图 6 所示。

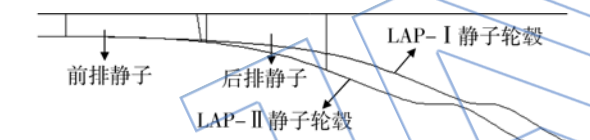


图 6 血液泵静子的子午视图对比

Fig. 6 Meridional view comparison of the blood pump stators

LAP-II 的静子轮毂在轴向长度上比 LAP-I 缩短了 2 mm,长度的缩减量占原静子轴向长度的 8%。同时为防止在静子叶片区域流道过快扩张而产生流动分离现象,没有继续缩短静子的轴向长度。基于血泵 LAP-II 的静子轮毂结构,对其串列叶栅叶片叶型进行了优化改型。图 7 为串列叶栅静子叶片根部和尖部的叶型对比。

LAP-II 静子轮毂流道的扩张程度较 LAP-I 更大,为防止发生流动的分离,在这一区域将叶片弯角降低;将对流动方向起更多折转作用的区域前移到流道扩张舒缓的区域。经过一系列的改进优化得到:沿轴向方向, LAP-II 前排静子叶片根部前 60% 部分的弯角比 LAP-I 增加 4.9° ; LAP-II 前排静子叶片尖部前 50% 部分的弯角比 LAP-I 增加 10.6° 。在后排叶片位置,流道的扩张更为剧烈,所以 LAP-II 采用了减小后排叶片弯角的

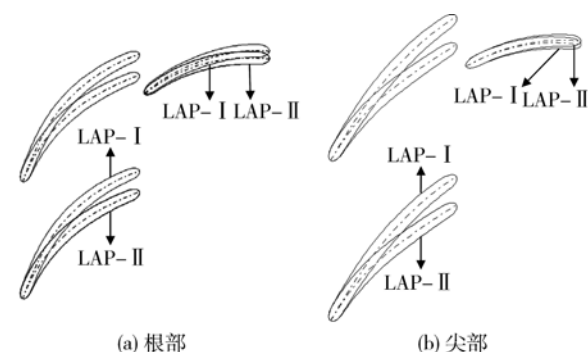


图 7 静子根部、尖部叶型对比

Fig. 7 Blade profile comparisons on stator hub and shroud

措施,最终分别在叶片根部和尖部减小弯角 5.9° 和 3.4° 。根据新的叶型弯角,进行最大厚度位置的调整。最终在前排叶片根部,将叶片最大厚度位置由位于轴向 50% 位置前移到 42% 位置;在前排叶片尖部,将叶片最大厚度位置由位于轴向 51% 位置前移到 40% 位置。

3 改型后性能、流场对比分析

3.1 叶轮式血泵压升性能对比分析

血泵 LAP-I 和血泵 LAP-II 的整级、静子静压升-流量特性对比如图 8 所示。

其中静压升定义为计算区域的出口与进口静压力的差值。在 9500 r/min 的转速下, LAP-II 基本与 LAP-I 的整体压升特性保持一致,在 4 L/min 的流量下,能够提供满足医学需要的 13332.2 Pa (100 mmHg) 压升。LAP-II 静子的增压能力比 LAP-I 有了一定的提高,主要来自于流道扩压作用的增强和静子轮毂旋转的加功作用。

3.2 叶轮式血泵流场对比分析

血泵 LAP-I 和血泵 LAP-II 在设计点的子午面转子流场对比如图 9 所示。

LAP-I 的转子叶尖间隙虽然只有 0.05 mm ,但相对 $1.1 \sim 4.3 \text{ mm}$ 的转子叶高,间隙的影响不容忽视,同时转子叶尖转速较高,导致在 LAP-I 转子的叶尖附近有严重的间隙二次流影响; LAP-II 采用整体转子方案后,消除了叶尖间隙,叶尖附近流动状态得到改善。

血泵 LAP-I 和血泵 LAP-II 的转、静子叶片中的吸、压力面分布见图 10 (压力为相对标准大气的表压力;横坐标为无量纲化的流向位置:

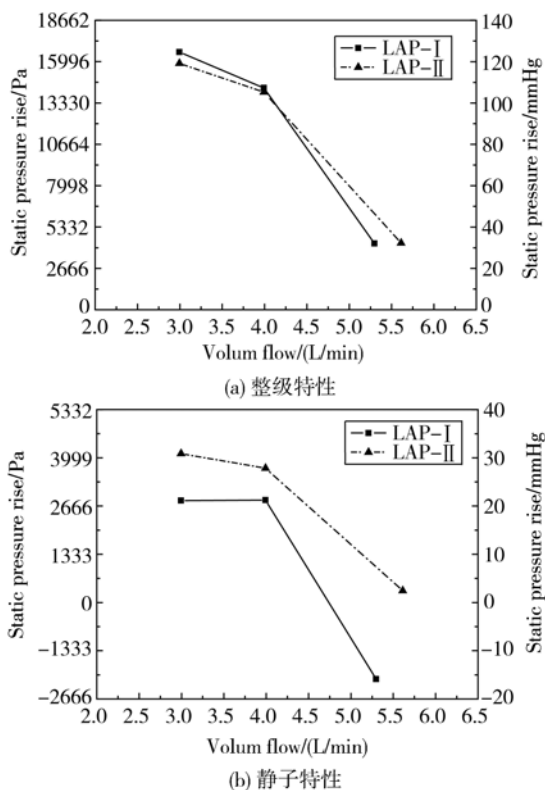


图8 血泵静压升特性对比
Fig. 8 Comparison of the blood pump static pressure rise characteristics

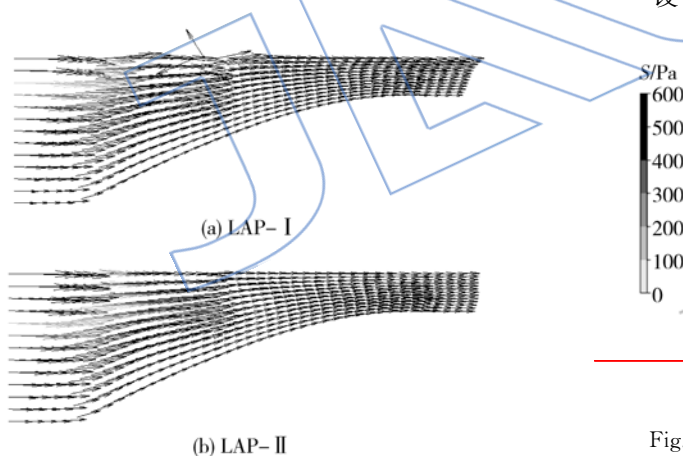


图9 转子子午速度
Fig. 9 Meridional velocity view of the rotor

1.0~2.0 为转子, 2.0~2.8 为串联前、后排静子).

叶片表面压力看出 LAP-I 和 LAP-II 的转子、静子叶片附近没有发生明显的流动分离现象. LAP-II 的转子加功能力与 LAP-I 接近, 只在转子叶片尾缘处稍低于 LAP-I, 作者认为这是受到静子改型的影响, 并且整体轮毂的旋转对转子尾缘产生了一定的影响; LAP-II 前排串联静子

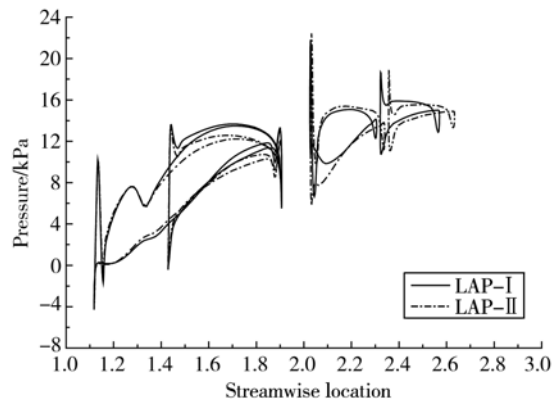


图10 叶片叶中表面静压分布
Fig. 10 Static pressure distributions at the mid-span surface of the blade

(横坐标: 2.0~2.4) 攻角增大, 其增压能力高于 LAP-I, 但后排串联静子 (横坐标: 2.3~2.8) 的增加作用较小, 这也是今后设计需要改进的地方.

4 改型后抗溶血性能分析

以下对作用在血液上的剪切应力和血液暴露在该剪切应力下的时间进行分析.

4.1 比较剪切应力 (S) 分析

设计点 LAP-II 的 S 值分布如图 11 所示.



图11 LAP-II 表面的 S 值
Fig. 11 S values on the surface of the LAP-II

LAP-II 的 S 值绝大部分低于 100 Pa, 其最大值相比 LAP-I 有了较大的降低 (图 4). LAP-I 的 S 较大值出现在转子叶尖区域, LAP-II 的 S 较大值出现在转子叶片尖部和静子叶片根部区域.

转、静子叶片间隙附近区域的 S 值对比见图 12 和图 13. 图中横坐标为无量纲化的流向位置, 纵坐标为 S 值.

血液接触叶片和脱离叶片过程中, 流动处在过渡、变化状态, 从而产生较高的剪切应力, 使得 S 较高值集中在大小叶片的前缘和尾缘附近. LAP-I 沿 98% 展向转子通道已经处在叶尖间隙

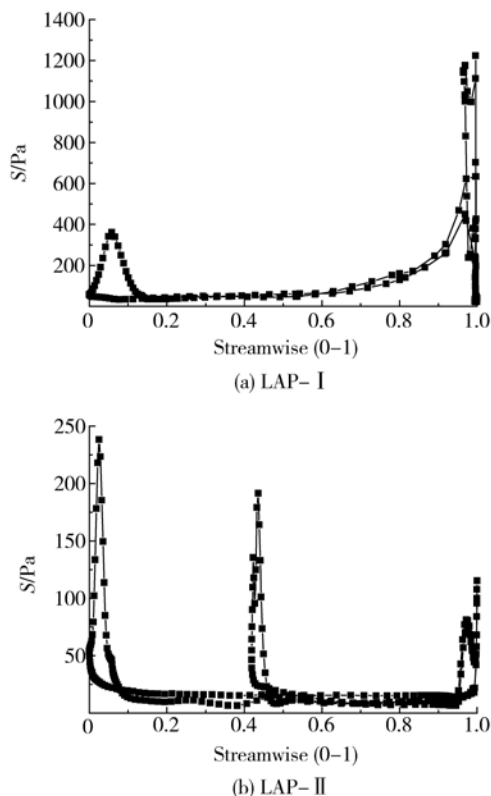


图 12 LAP-I 和 LAP-II 98%展向转子通道的 S 值

Fig. 12 S values on the 98% rotor spans of the LAP-I and LAP-II

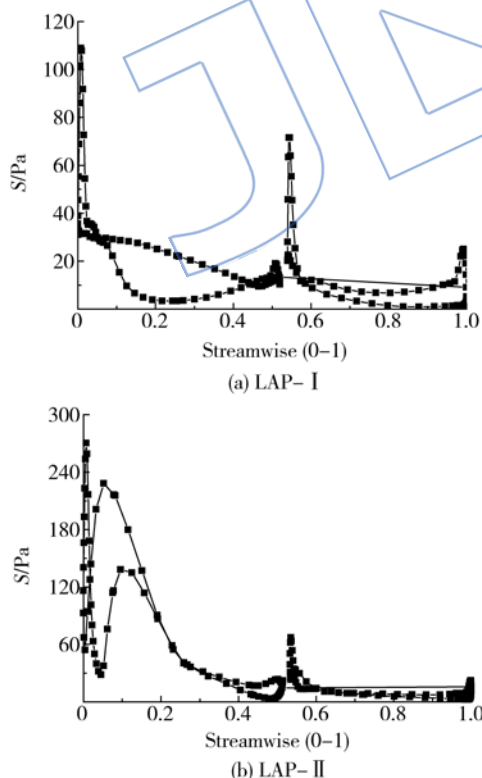


图 13 LAP-I 和 LAP-II 5%展向静子通道的 S 值

Fig. 13 S values on the 5% stator spans of the LAP-I and LAP-II

区域, S 值在大叶片前缘附近达到了 380 Pa, 在叶片尾缘附近达到了 1200 Pa. 采用整体转子方案后, LAP-II 的 S 值均处在 250 Pa 以下, 剪切应力得到极大降低.

S 较大值出现在串联静子叶片的前缘和尾缘区域, 采用悬臂静子结构后, LAP-II 在 5% 展向静子通道 (叶根间隙附近区域), S 最大值达到 270 Pa, 高于血泵 LAP-I (110 Pa 左右). 然而由于静子叶根切线速度仅为 3.63~5.22 m/s, 所以其 S 值得到了有效控制. 最大值分布在前排叶片前缘也是由于扩张式静子轮毂流道在此处的切线速度较高.

4.2 血液通过时间分析

设计点血液的通过时间对比如图 14 所示.

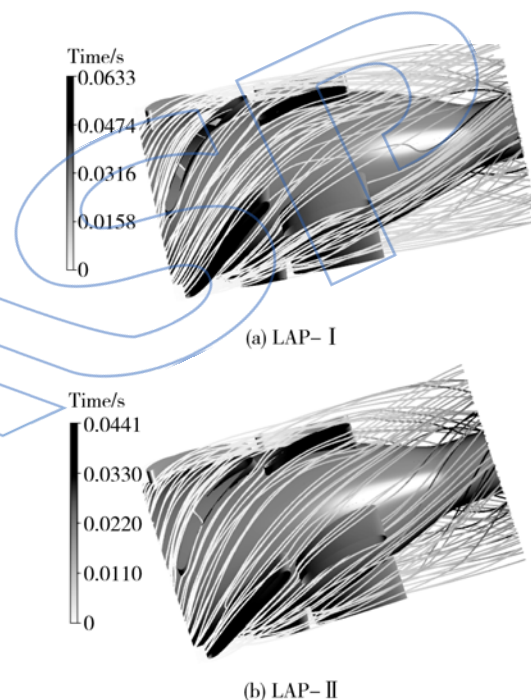


图 14 血液流线及在静子区域的暴露时间

Fig. 14 Blood streamlines and exposure times in the stator region

两者的静子区域流场都较为顺畅, 没有发生涡流、回流等问题, 这不仅降低了剪切应力, 而且加快了血液的通过时间. 静子流道的缩短设计和叶片改型加快了血液通过 LAP-II 静子区域的时间 (44.1 ms), 少于 LAP-I 的 63.3 ms, 而血液通过 LAP-II 的最长时间仅为 80.8 ms.

研究人员 Paul 等发现类似血液通过血泵的过程中, 血液被破坏的标准可定义为血液在剪切应力为 425 Pa 下停留 620 ms 时间^[14]. 在血泵 LAP-II 的绝大部分区域, 剪切应力均远小于此

值,即使局部区域出现较大的剪切应力,总体通过时间更是只有此标准的13%,所以有理由相信LAP-II会具有一个较为良好的抗溶血性能。

血泵LAP-II整体轮毂的旋转导致轮毂出口附近的流动有一定旋转,这也是今后的设计工作要改进的内容,在接下来的工作中也会开展一系列的实验工作(性能测试、粒子图像测速仪(PIV)流动显示实验等)。

5 结 论

血液泵的设计是一个综合了叶轮机械技术和医学需求的过程,并且还要考虑在加工制造、实际运转中会遇到的问题,本文对血液泵开展了以下改进和优化工作。

1) 采用整体转子和悬臂静子结构设计,消除了转子叶尖间隙,消除了转、静子的交界连接面,整体轮毂结构也更有利于血泵的长期运转,使得转子叶尖流动得到改善,降低了血泵内的剪切应力值。

2) 缩短了静子轮毂流道、优化了串列叶栅静子叶型,提高了静子的增压能力,减少了血液通过静子区域的时间。

3) 血泵LAP-II的升压能力在设计点达到医学需求值,泵体内流场状况良好,血泵内S值得到降低,通过时间进一步减少,获得了较好的抗溶血性能,这些措施对今后设计具有更优性能的血液泵都会有所帮助和启发。

参考文献:

- [1] Weiss W J, Rosenbera G, Snvder A J, et al. Recent improvement in a completely implanted total artificial heart[J]. ASAIO Journal, 1996, 42(5): 342-346.
- [2] 展昭, 张岩, 桂幸民. 某轴流式血液泵的实验与改进设计[J]. 航空动力学报, 2008, 23(6): 1061-1066.
ZHAN Zhao, ZHANG Yan, GUI Xingmin. Experiment and design improvement of an axial flow blood pump[J]. Journal of Aerospace Power, 2008, 23(6): 1061-1066. (in Chinese)
- [3] SONG Xinwei, Throckmorton A L, Untaroiu A, et al. Axial flow blood pumps[J]. ASAIO Journal, 2003, 49(4): 355-364.
- [4] Apel J, Neudel F, Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a microaxial blood pump[J]. ASAIO Journal, 2001, 47(5): 552-558.
- [5] Untaroiu A, Wood H G, Allaire P E, et al. Computational design and experimental testing of a novel axial flow LVAD[J]. ASAIO Journal, 2005, 51(6): 702-710.
- [6] Burgreen G W, Antaki J F, Wu Z J, et al. Computational fluid dynamics as a development tool for rotary blood pump[J]. Artificial Organs, 2001, 25(5): 336-340.
- [7] Wernicke J T, Meier D, Mizuguchi K, et al. A fluid dynamic analysis using flow visualization of the Baylor/NASA implantable axial flow blood pump for design improvement[J]. Artificial Organs, 1995, 19(2): 161-177.
- [8] Mitoh A, Yano Y, Sekine K, et al. Computational fluid dynamics analysis of an intra-cardiac axial flow pump[J]. Artificial Organs, 2003, 27(1): 34-40.
- [9] ZHANG Yan, HU Shengshou, ZHOU Jianye, et al. In vivo experimental testing of the FW axial blood pump for left ventricular support in Fu Wai Hospital[J]. ASAIO Journal, 2009, 55(1): 28-32.
- [10] Throckmorton A L, Untaroiu A, Allaire P E, et al. Computational analysis of an axial flow pediatric ventricular assist device[J]. Artificial Organs, 2004, 28(10): 881-890.
- [11] SONG Xinwei, Wood H G, Olsen D. Computational fluid dynamics (CFD) study of the 4th generation prototype of a continuous flow ventricular assist device (VAD)[J]. ASME Journal of Biomechanical Engineering, 2004, 126(2): 180-187.
- [12] Bludszuweit C. Model for general mechanical blood damage prediction[J]. Artificial Organs, 1995, 19(7): 583-589.
- [13] ZHANG Yan, XUE Song, GUI Xingmin, et al. A novel integrated rotor of axial blood flow pump designed with computational fluid dynamics[J]. Artificial Organs, 2007, 31(7): 580-585.
- [14] Paul R, Apel J, Klaus S, et al. Shear stress related blood damage in laminar couette flow[J]. Artificial Organs, 2003, 27(6): 517-529.