DOI:10.19344/j.cnki.issn1671-5276.2019.06.021

微型章动心室辅助泵的流体动力学仿真与实验

郑荣业1,张隆1,姚立纲1,陈刚2

(1. 福州大学 机械工程及自动化学院,福建 福州 350116; 2. 三明学院 机电工程学院,福建 三明 365004)

摘 要:血液在高转速下可能出现溶血的现象,利用章动原理设计了一款新型的心室辅助泵, 有效地降低了设计转速。首先对微型章动心室辅助泵进行三维建模,之后对泵体内部流场开 展实时仿真,获得心室辅助泵内部的流动特性,最后对微型章动心室辅助泵进行实物加工,开 展水介质的性能实验,验证了微型心室辅助泵的可行性。 关键词:微型心室辅助泵;章动运动;数值分析 中图分类号:TH69; TP391.9 文献标志码:A 文章编号:1671-5276(2019)06-0082-04

Fluid Dynamic Simulation and Experiment of Miniature Nutation Heart Pump

ZHENG Rongye^a, ZHANG Long^a, YAO Ligang^a, CHEN Gang^b

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350116, China;

2. School of Mechanical and Engineering, Sanming University, Sanming 365004, China)

Abstract : Due to the hemolysis of blood at high rotational speed, a new type of ventricular assist pump is designed based on the nutation principle. It can be used to greatly reduce the design speed. 3D modeling of the miniature nutation ventricular assist pump is implemented firstly, then, the dynamic real-time simulation of flow field inside the pump body is done, in order to obtain the flow characteristics. And then, this assist pump is made and the water-medium experiment is conducted to verify its feasibility. Keywords; micro heart assist pump; nutation motion; numerical analysis

0 引言

心力衰竭是 21 世纪引发死亡最严重的病症之一,也 是心血管科治疗最具挑战的病症。目前对于重度心力衰 竭患者的主要治疗方法为心脏移植,即利用捐献者的心脏 对患者做心脏器官更换。心脏移植一直存在两个无法解 决的难题,一个是由于人体组织免疫排斥反应的存在,对 移植的器官起排斥反应,;另一个是心脏供体太少。由于 社会道德观念和奉献意识的缺乏,使捐献器官出现严重的 供不应求。于是,研究者从 20 世纪 50 年代开始研究人工 心脏以代替自然心脏用于移植和过渡期治疗。

人工心脏发展初期,采用搏动式血泵,推送血液是以 搏动流输送的形式,其容积可变的腔室是由弹性材料制 成。推送腔体运动有电动或气动的方式,模拟心脏收缩舒 张等动作。第一代人工心脏即是搏动式血泵,可直接植入 心尖。可用于长期心室辅助的第二代连续流式泵在 20 世 纪 90 年代开始发展起来^[1-2]。第二代心室辅助泵普遍由 高速旋转的叶轮驱动血液流动,从而为人体提供辅助循 环。由于植入型连续流式泵具有体积小、携带方便、性能 稳定等优点,在市场上占据了一定优势^[3-4],代表性产品 有 HeartMateII^[5],Jarvik2000^[6]以及国内朱晓东^[7]、钱坤 喜^[8]、菌嫦燕^[9]等团队研发的辅助泵。目前磁悬浮支承 是心室辅助泵的一个研究方向。非接触式轴承设计应用 于第三代悬浮式心室辅助装置中,血泵中的叶轮同其他部 件无机械接触。叶轮悬浮并旋转驱动血液流动,为人体提 供辅助循环,具有噪声小、能耗低、发热少和寿命长等优 点^[10],但其长期稳定性尚不确定。

连续流式心室辅助泵虽然发展很快,但是它在临床应 用中仍然存在着致命的问题:当血液流经血泵时,血液中 的红细胞将受到不同程度的破坏,释放出血红蛋白而发生 溶血。血细胞的破裂既和切应力有关,也和高速叶片对其 的拍打有关,且转速越高,叶片对血细胞的破坏就越严 重^[11]。因此,从减小或消除溶血现象的角度出发,应该适 当降低血泵的工作转速。然而,连续流式泵在尺寸不变和 低转速下,输出流量无法满足设计要求。本文提出了一种 基于章动原理的心室辅助泵,外径为 24 mm,可以在较低 转速下(4000 r/min)达到输出流量的要求,并对该泵内部 流场进行仿真以获得流动细节,最后开展了水介质性能实 验以对其性能进行初步验证。

1 章动原理及心室辅助泵的结构与 驱动

1.1 章动运动

如图 1a)所示,在桌面上竖直旋转一枚半径为 R 的硬 币,硬币自身轴线同桌面的法线成90°的夹角;紧接着,硬

基金项目:国家自然科学基金(51775114);福建省教育厅基金(JA15087);福建省科技厅自然科学基金项目(2019J01822) 作者简介:郑荣业(1988—),男,讲师,博士,主要从事流体机械设计优化及流动算法研究。

币逐渐开始出现摇晃现象,硬币不仅在做旋转运动,还伴随着摆动运动。这是由于运动过程中的阻力和偏心距的作用,此时硬币自身轴线同桌面的法线成<90°的夹角,如图 1b)所示;随着时间的推移,硬币继续运动直至停止在桌面上,如图 1c)所示。由硬币开始时候的旋转运动到中间的摆动现象,再到最后硬币停止的整个过程即是一个章动运动过程,硬币自身轴线同桌面法线之间不断变化的夹角称为章动角 θ。



1.2 心室辅助泵结构

通过与章动运动原理的结合,微型章动心室辅助泵的 整体结构可分为泵体和驱动电机两部分,用连接螺钉将两 部分进行连接(图2a))。泵体的具体结构可分为8个部 分(图2b)),其中上盖1与下盖5是两个相互对称的部 分。两者结构的特点是带有与水平面夹15°的圆锥面。 章动盘3通过斜套2与上、下盖进行连接,章动盘与上、下 盖的圆锥面相切,形成人为的章动运动轨迹,用平隔板7、 滑槽板8以及金锁螺钉6、9对泵体内部流道循环回路进 行阻隔同时限制章动盘的自转运动,通过泵体圈壳4形成 封闭的定向圆周流道。为了限制回流,章动盘的盘缘半径 与泵体圈壳的内径仅有0.1mm的间隙。



1.3 心室辅助泵的斜套驱动

泵体的驱动方式是采用电机直接驱动。电机轴与斜 套固连,在球副里开一个斜套孔,且斜套的倾角与章动角 相同。电机带动斜套转动的同时斜套带动章动盘沿着上、 下锥面进行摆动运动,如图 3a)所示。完成整个装配后, 泵体内的章动盘会始终保持倾斜状态,与上、下盖的锥面 相切,在两个相切的接触线位置将泵体内的容腔分成上、 下两个部分,其内部剖视图如图 3b)所示。



2 心室辅助泵的 CFD 仿真

2.1 网格划分及动网格建立

由于心室辅助泵内部结构较复杂,本文采用非结构化 网格对泵体内部流道进行网格划分,使用的划分工具为 ANSYS-ICEM。在结构上,章动盘与上、下盖圆锥面相切形 成两个封闭的楔形区域,使得在划分过程中这一楔形所在 区域的网格质量低下,无法进行仿真。因此在章动盘与上、 下盖圆锥面之间留一个 0.1 mm 的间隙,以提升整体的网格 质量。最终生成的网格数量为 234167 个,其中面网格 158 881 个,体网格 75 286 个,如图 4a)所示。

流道的边界随着章动盘的转动而改变,在仿真中将章 动盘设置为刚体,通过推导得到3个坐标轴方向上的角速 度^[12].

$\int \omega \cdot \cos \omega t \cdot \sin \theta \cdot \cos \theta$	
$\omega_{x0} = - \frac{P^2}{P^2}$	
$\omega \cdot \cos\theta \cdot \sin\theta \cdot \sin\omega t$	
$\begin{cases} \omega_{y0} = -\frac{1}{P^2} \end{cases}$	(1
$\omega \cdot \cos^2 \omega t \cdot \sin^2 \theta$	
$\omega_{z0} \equiv \underline{\qquad} P^2$	
$P = \sqrt{1 - \sin^2 \omega t \cdot \sin^2 \theta}$	

图 4b) 给出了流道的外边界,其中 zdp 为章动盘表面,bx1 和 bx2 分别为与章动盘接触的球副外侧面和泵壳内侧面,这 3 个边界面随着章动盘运动而改变。首先定义UDF 函数来描述章动盘表面的运动,随后进行动网格参数设置。常用的动网格的划分模型包括 Smothing(弹簧光顺模型)、Layering(动态分层模型)和 Remeshing(局部网格重划模型)。本文选择弹簧光顺模型和局部网格重划模型相结合的划分方法。设置弹簧弹性系数(spring constant factor)为0,迭代次数(number of iterations)为1。



2.2 仿真参数的设定

心室辅助泵的 CFD 仿真为瞬态仿真,所选用的湍流模型 为 RNG k-e 模型。流道内部的流体介质为人体血液,粘度随 剪切率的变化用 Casson 模型描述。选择 SIMPLE 算法用于 压力-速度的耦合求解,对流插值(动量方程)方法采用一阶 迎风格式,湍动能和湍流耗散率的差分格式均为一阶迎风格 式。在心室辅助泵流道进出口设置流量监视器来检测其流 量大小的情况,同时设置时间步长为 s,每步最大迭代次数为 100。人体心脏的进出口压差为 80~120 mmHg。在仿真时,选 取 100 mmHg 作为参考标准,即为 13 333 Pa。设置心室辅助泵 流道的进口为压力进口,设置值为 101 325 Pa,流道出口为压 力出口,设置值为 114 658 Pa,使其进出口压差满足要求,同时 将操作压力设置为 0。

2.3 仿真结果分析

在仿真过程中,在进口压差为 13 333 Pa 的条件下,以 转速为单一变量,分别设置 2000 r/min、3000 r/min、 4000 r/min、5000 r/min、6000 r/min 5 个组别进行仿真,流 量曲线图如图 5 所示。在不同的转速下,曲线的整体轨迹 趋于带若干下凹的直线,分析下凹的原因是章动盘运动到 输出流量半周期的时刻时,与上、下锥面短暂的相离,使得 泵体流道上、下腔的暂时性连通,降低了流量,但下降程度 不超过 9 cm³/s。

除了对输出流量的监测之外,心室辅助泵内部的切应 力分布也是关注的重点之一。NIIMIH^[13]通过实验分析得 到以下结论:血细胞在切应力>1000 Pa 时都会发生破坏, 在切应力<150 Pa 时都不会发生破坏,与其暴露时间的长 短无关;当切应力在 150 Pa 和 1000 Pa 之间,红细胞暴露 时间越长对血液破坏越大。通过在心室辅助泵内部流道 建立一个 Z=0 的截面,观察其切应力分布情况,具体如图 6 所示。



心室辅助泵内部流道的整体切应力为 70 Pa,低于发 生溶血的临界值。在章动盘与圆锥面相切的区域,切应力 有所增大,其大小为 300 Pa 左右,但由于这一相切接触的 现象变化快,使得红细胞暴露的时间短,根据仿真判断辅 助泵正常工作时内部发生溶血的概率很低。

3 水介质实验

3.1 章动泵加工及实验系统设计

整个心室辅助泵实验系统见图 7。其中,电源选用 PS 系列的 PS-350D-II 高精度直流稳压电源,输出电压范围 是 0~30 V,输出电流范围是 0~5A,采用 LED 数码管显示 电流电压值。电源在恒压状态下,电压稳定度 $\leq 0.01\%$ + 2 mV,负载稳定度 $\leq 0.01\%$ + 2 mV,波纹和噪声 ≤ 1 mVrms。 流量计选用 ECLWGY6BLC1SSN 型智能涡流流量计,量程 为 100 L/H~600 L/H,即 1.67 L/min~10 L/min,精度范围± 0.5%。流量计配备有基于力矩平衡原理的 LWGY 系列涡 轮流量传感器,显示流体的瞬时流量或总流量。

为验证辅助泵的动力学性能,本次实验用水作为流体 介质开展实验。直流电机的转速通过分析转速的声音波 形得到。进出口的压差则是通过进出口的高度差来进行 控制。在电机运转平稳后,保持章动泵进口高度 h_1 不变, 调节泵出口高度 h_2 ,则进出口高度差 $\Delta h = h_2 - h_1$,由公式 $P = \rho g \Delta h (\rho$ 为水的密度)计算进出口压差。



1—信号测试仪;2—无刷电调;3—无刷直流电机;4—章动泵; 5—直流稳压电源;6—水槽;7—管道;8—流量计;9—圆柱刻度尺。

图 7 心室辅助泵实验系统

3.2 结果分析

本次实验分别将电机转速以及进出口压差设为实验 变量。1)以转速为变量,分析在相同压差值下,转速对流 量值的影响以及同理论流量的对比,如图 8a)所示。理论 曲线是一条正比例的直线,实际流量的曲线也趋近于正比 例直线,但均小于理论流量曲线。电机转速在 2750 r/min 时,实际流量曲线出现明显下降,这是电机转速增加导致 泵体内泄漏量加大导致。为达到设计流量,需通过增加转 速或增大结构尺寸的办法以弥补内泄漏造成的流量减小。 2)以进出口压差值为变量,分析其在相同转速下,进出口 压差的不同对于流量值大小的影响(图 8b))。以进出口 压差为变量的实验情况下,实际流量曲线图基本趋近于一 条正比例直线,出口压力由 2000 Pa 提升到 7000 Pa,压差 每提升1000Pa,章动泵的输出流量只降低了0.04 L/min。 在进出口压差增大的时候,流量没有明显的波动,保持稳 定。这证明了章动微型泵的输出流量对进出口压差的变 化不敏感,输出流量稳定。



4 结语

本文利用章动原理设计了的微型章动心室辅助泵的 整体结构,通过 Soildworks 进行三维建模,导入到 ICEM 中 进行网格划分,获得泵体内部流道的网格模型,在 Fluent 中开展了流场分析,获得心室辅助泵内部的流动特性。同 时通过实物加工,仿真心室辅助泵相应的工作环境,开展 了水介质性能实验。不同转速下的流量实验值与理论值 均有一定的差距,分析认为是泵体内泄漏导致。实验分析 证实微型章动心室辅助泵的流量基本不随进出口压差变 化而改变,具有体积小、转速低、流量稳定的优点。实验过 程中的泄露问题以及对于心室辅助泵的溶血实验研究还 有待进一步实施。

参考文献:

- [1] JOYCE L D, NOON G P, JOYCE D L, et al. Mechanical circulatory support-a historical review [J]. ASAIO Journal, 2004, 50 (6): 5-7.
- [2] TCHOUKINA I, SMALLFIELD M C, SHAH K B. Device management and flow optimization on left ventricular assist device support[J]. Critical Care Clinics, 2018, 32(2): 453-463.
- [3] COMPOSTELLA L, RUSSO N, SETZU T, et al. A practical review for cardiac rehabilitation professionals of continuous flow left ventricular assist devices: historical and current perspectives
 [J]. Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention, 2015, 35(5): 301-311.
- [4] 李国荣,朱晓东. 左心辅助装置研究及其临床应用进展[J]. 心血管外科杂志,2013,2(4):184-188.
- [5] ZAYAT R, KHATTAB M A, Grottke O, et al. Survival of heartmate ii patients despite cessation of anticoagulation-outcomes and hemostatic analysis [J]. Circulation Journal, 2018, 82 (5): 1309-1318.
- [6] JARVIK R. Jarvik 2000 pump technology and miniaturization[J]. Heart Failure Clinics, 2014, 10(1): 27-38.
- [7]张岩,薛蒿,桂幸民,等.运用三维数值模拟对人工心脏轴流 血泵的设计和改进[J].中国生物医学工程学报,2007,26 (1):35-41.
- [8] 钱坤喜,曾培,茹伟民,等.临床用叶轮式心室辅助装置的改进与完善[J].中国生物医学工程学报,2000,19(4):461-463.
- [9] 蔺嫦燕,李冰一,侯晓彤,等.Ⅱ型轴流血泵的溶血试验研究[J].中国生物医学工程学报,2000,19(4):464-467.
- [10] 杜建军,姚奇,姚英学. 植人式心室辅助设备的发展状况及 其轴承技术进展[J]. 润滑与密封,2016,41(2): 126-131.
- [11] 张岩,薛蒿,桂幸民,等. 运用三维数值模拟对人工心脏轴流 血泵的设计和改进 [J]. 中国生物医学工程学报,2007,26 (1):35-41.
- [12] 沈贺文. 微型章动心室辅助泵的可行性分析与设计[D]. 福州:福州大学,2014.
- [13] NIIMI H. 切变流动中红细胞膜上的交变载荷;溶血的潜在 原因 [J]. 生物医学工程国外分册,1986,9(4):291-296.

收稿日期:2018-09-20