

新型推板式左心辅助血泵的体外模拟试验

潘仕荣, 吴敏, 郑振声

(中山医科大学附属第一医院人工心脏研究室, 广东广州 510080)

摘要: 【目的】评价可变频率模式运行下的推板式左心血泵的体外模拟试验。【方法】在模拟台上, 分别以可变频率模式和固定频率模式运行推板血泵, 先后改变充盈压和主动脉压, 记录泵输出量和搏动频率, 比较两种模式的血泵性能。【结果】可变频率模式下的推板血泵能根据回心血流压力大小来控制搏动频率和泵输出量, 比较符合生理特性。【结论】可变频率模式结构简单实用, 运行可靠, 性能优越, 比固定频率模式和心电模式更先进。

关键词: 辅助循环/仪器与设备; 左心室辅助装置; 气动推板泵

中图分类号: R318.11

文献标识码: A

文章编号: 1000-257X(2001)04-0251-03

In Vitro Mock Test of the New Push-Plate Left Ventricular Assist Device

PAN Shi-rong, WU Min, ZHENG Zhen-sheng

(Artificial Heart Laboratory, First Affiliated Hospital, Sun Yat-sen University of Medical Sciences, Guangzhou 510080, China)

Abstract: 【Objective】To evaluate the *in vitro* mock test of push-plate left ventricular assist device operated in variable rate mode. 【Methods】The push-plate pump in mock loop was run in variable rate mode or fixed rate mode. The filling pressure and aorta pressure were adjusted respectively, and the pump output and rate were recorded. Pump performances of the two modes were compared. 【Results】The push-plate pump run in variable rate mode could control its rate and output based on the filling pressure back to ventricle of heart, and better agree with physiological parameters. 【Conclusion】The variable rate mode is simple in structure, reliable in running, perfect in performance, and is a more excellent mode than the fixed rate mode and the ECG mode.

Key words: assist circulation/instrument and equipment; left ventricular assist devices; push-plate pneumatic pump

左心室辅助装置(LVAD)是一种利用机械辅助循环来治疗晚期心脏病的重要方法, 其作用是部份地替代衰竭的左心室以维持循环功能, 减轻衰竭心脏的负荷, 使之得以在代谢水平下进行恢复。它适用于心脏直视手术后发生低排而不能脱离体外循环的患者, 以及急性心肌炎、心肌梗死患者的治疗。它还可作为心脏移植的过度, 解决供体心到来之前因衰竭心脏造成的供血不足问题^[1]。对晚期心脏病患者, 在药物治疗、体外反搏、主动脉内球囊反搏(IABP)等手段无显效的情况下, 可考虑使用左心室辅助装置^[2]。据国外报道, 40%~50%濒临死亡的

的左心严重衰竭的患者通过左心辅助可以重获生机, 而且生活质量亦较满意。Z-4型血泵是我室1995年研制的新型推板式左心血泵^[3,4], 该血泵采用了可变频率控制模式, 本试验主要研究该模式运行下的左心血泵的体外模拟试验以及血泵性能。

1 实验方法

1.1 血泵

Z-4型推板式左心辅助血泵基本结构见图1。血泵外形尺寸 $\Phi 110\text{ mm} \times 40\text{ mm}$, 全质量320 g。内

收稿日期: 2001-02-20

基金项目: 中山医科大学基金资助(1995)

作者简介: 潘仕荣(1944-), 男, 广东广州人, 研究员, 博士生导师。

腔直径 90 mm, 推板直径 70 mm, 行程 14 mm, 满搏体积 55 mL, 进出口管内径 22 mm, 进出口管与血室成切线方向, 其轴与推板平面交角 30° 。血泵外壳由医用级环氧树脂(美国 Hysol)浇注, 具有良好的透明度。隔膜由耐疲劳良好的聚烯烃橡胶和血液相容性好的医用级聚氨酯(美国 Biomer)两层复合而成。进出口管分别装入碟式机械瓣(兰州医用碳素公司, 27A C-L)。隔膜把血泵分为血室和气室两部分。隔膜与推板牢固连接, 正压周期性地由气泵经管线传送至气室, 带动推板和隔膜完成排血动作, 排血完成后, 正压停止, 快速排气阀开启, 管内的压力消除, 在血液充盈压驱使下(没有使用负压), 血液自然流入血泵, 完成充盈动作, 每次排血和充盈组成一个搏动周期。推板和外壳的对应位置分别装上磁片和 Hall 传感器, 经信号处理后可以实时显示推板位置, 并控制血泵上述的排血动作。

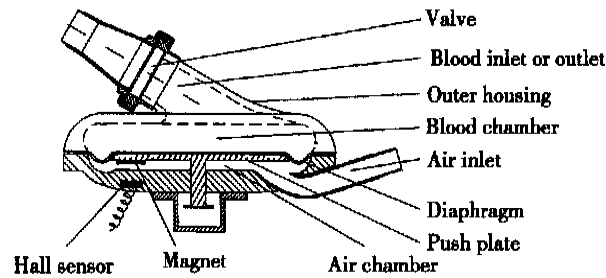


图 1 Z-4 推板式血泵的剖面示意图

Fig. 1 Schematic cross section of the Z-4 Push-plate pump

1.2 驱动系统

由主动脉内球囊反搏(IABP)的驱动装置 Datascope-82 作为该血泵的驱动系统, 为适应血泵的特点, 对装置作适当的改装, 增加正压稳定性, 充盈周期控制在每搏时间的 70%, 搏动频率可实时显示。驱动系统可分别实施可变频率模式和固定频率模式。

1.3 体外模拟台

模拟循环由血泵、动脉腔、阻尼器和静脉腔等组成(图 2)。动脉腔由两个容积各为 210 mL 和 1 210 mL 气密良好的有机玻璃箱体串联而成。波纹管阻尼器装有可调的紧压弹簧, 调节外周阻力(即后负荷)大小可控制主动脉压力(p_{ao})。静脉腔为 7 560 mL 的敞口有机玻璃箱体, 它安放在升降台上, 通过液面升降可使充盈压(p_f)在 0~2.8 kPa 范围调节。模拟循环的相应位置上装上流量计探头和压力换能器, 连接电磁流量计(Narco Scientific 公司)或监护仪(Kontron 公司), 实时监测泵输出量、

主动脉压的数值或波型。往模拟台内注入生理盐水(模拟液), 使动脉腔容量为其箱体容积的一半, 以保持合适的顺应性(compliance)。在确保系统连接紧密, 没有泄漏后, 开动 Datascope, 分别以可变频率模式和固定频率模式运行, 保持驱动正压不变(约 30 kPa)、充盈压和主动脉压两个参数先后固定一个, 改变另一个, 在血泵运行稳定后, 记录充盈压力(p_f)、泵输出量(q_v)、搏动频率(f)和主动脉压力(p_{ao})。

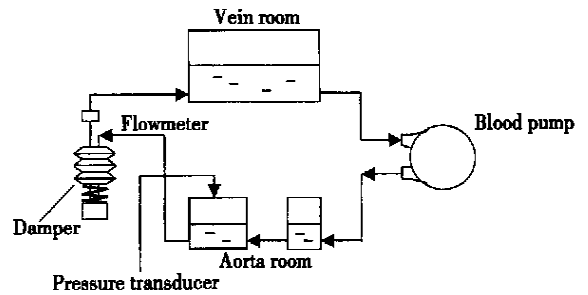


图 2 推板式血泵的体外模拟试验示意图

Fig. 2 *In vitro* mock circulation test of push-plate pump

2 结果

2.1 可变频率模式下血泵的性能

充盈压力、主动脉压力、泵输出量和搏动频率的相互关系见图 3 和图 4。可变频率模式运行下的

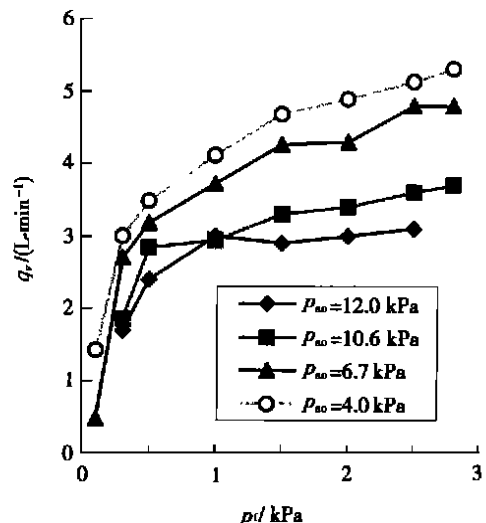


图 3 可变频率模式下推板式血泵充盈压和主动脉压对泵输出量的影响

Fig. 3 The effect of filling pressure and aorta pressure on output of the push plate pump operated in VR mode
 p_{ao} : aorta pressure; p_f : filling pressure; q_v : output of the plate pump operated (volume flow rate)

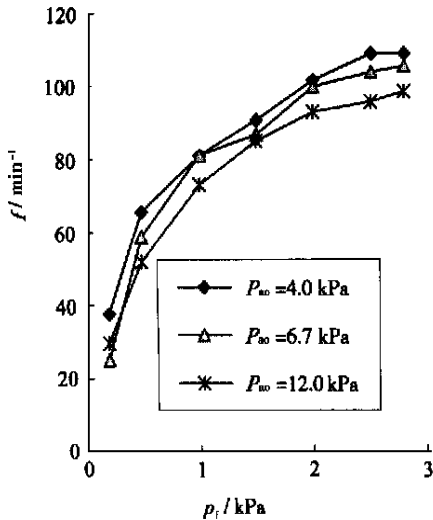


图4 可变频率模式运行下推板血泵的充盈压和主动脉压对搏动频率的影响

Fig. 4 The effect of filling pressure and aorta pressure on rate of push plate pump operated in VR mode

f : rate of push-plate pump operation; p_{ao} : aorta pressure; p_f : filling pressure

Z-4 型推板血泵, 当 $p_f = 2.8 \text{ kPa}$ (没有使用驱动负压), $p_{ao} = 10.6 \text{ kPa}$ 时, 搏动频率达到 95 次/min , 泵输出量约 3.70 L/min 。

2.2 固定频率模式下血泵的性能

充盈压、搏动频率与泵输出量的相互关系见图5。固定频率模式下运行Z-4型推板血泵, 当 $f = 90 \text{ 次/min}$, $p_f = 2.8 \text{ kPa}$, $p_{ao} = 6.70 \text{ kPa}$ 时, 血泵输出量为 3.54 L/min 。

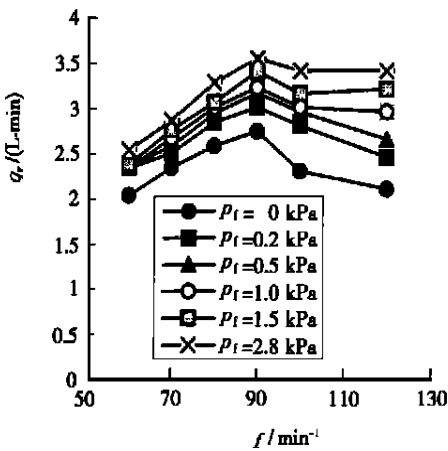


图5 固定频率模式下推板血泵的搏动频率和充盈压对泵输出量的影响

Fig. 5 The effect of filling pressure and rate of push plate pump operated in FR mode

$p_{ao} = 6.70 \text{ kPa}$; q_v : output of the plate pump operated (volume flow rate)

3 讨论

搏动式左心血泵的主要类型为囊式泵和隔膜泵, 推板泵是在隔膜泵基础上加上推板发展而成。控制模式是血泵性能和运行可靠性的重要因素之一, 固定频率模式 (fixed rate mode, FR) 和心电图模式 (ECG mode) 是传统的左心血泵控制方式, 但它们在实践中有一定的限制。可变频率模式 (variable rate mode, VR) 是在推板泵特有的控制模式, 它利用推板位移引起的磁电感应变化来监测推板的实时位置, 同时控制推板的排血, 能自发地达到与心脏的搏动同步, 该模式运动平稳, 耐用可靠^[3]。80~90年代以来, 无论在全人工心脏还是心室辅助装置, 可变频率模式已成为国外最普遍采用的控制模式^[6,7]。

3.1 可变频率模式中充盈压 p_f 和主动脉压 p_{ao} 对搏动频率 f 和泵输出量 q_v 的影响

搏动频率 (f) 与排血时间 (t_s)、充盈时间 (t_D) 有下列关系: $f = (t_s + t_D)^{-1}$ 。在本系统中, 推板充盈位置达到全行程的 $0.85 \sim 0.90$ 后, Hall 传感器接受的磁信号转换成电信号, 触发驱动系统中正压电磁阀的开启, 使正压很快进入血泵, 血泵即转入排血动作。在可变频率模式运行下, 依次升高静脉腔液面的高度便能逐步加大血泵的充盈压。从图4可以看到, 在 p_{ao} 固定的条件下, 搏动频率 f 随 p_f 的加大而逐渐加快。由于驱动系统撤掉了负压, p_f 大小成了血泵充盈快慢的决定因素, p_f 越大, 血液进入血泵越快, 充盈时间 t_D 越小, 搏动频率 f 增快, 泵输出量 q_v 也随之增加。另一方面, 在相同 p_f 的条件下, 随着 p_{ao} 的增大, 即后负荷增大, 导致排血阻力增加, 排血时间 t_D 加大, 搏动频率 f 减少, 泵输出量也随之变少。

3.2 固定频率模式中充盈压 p_f 和搏动频率 f 对泵输出量 q_v 的影响

固定频率模式是由 Datascope 发出固定频率的信号控制电磁阀的开启, 使正压按固定周期进入气室, 推板以固定频率上下运动。图5表明, 主动脉压力保持不变 ($p_{ao} = 6.7 \text{ kPa}$) 的条件下, 随着搏动频率增加, 泵输出量 q_v 增加, 但当搏动频率到达 90 min^{-1} , 泵输出量达到最大值, 搏动频率大于 90 min^{-1} , 泵输出量反而下降, 这是因为频率太快, 排

(下转第279页)

- bypass surgery[J]. J Card Surg, 1998, 13(1): 27.
- [4] Magovern J A, Benckart D H, Landreneau R J, *et al.* Morbidity, cost and six-month outcome of minimally invasive direct coronary artery bypass grafting[J]. Ann Thorac Surg, 1998, 66(4): 1224.
- [5] Matsuda H, Sawa Y, Takahashi T, *et al.* Minimally invasive cardiac surgery: current status and perspective[J]. Artif Organs, 1998, 22(9): 759.
- [6] Tasdemir O, Vural K M, Karagoz H, *et al.* Coronary artery bypass grafting on the beating heart without the use of extracorporeal circulation: review of 2052 cases[J]. J Thorac Cardiovasc Surg, 1998, 116(1): 68.
- [7] Bufkin B L, Shearer S T, Vinten-Johansen J, *et al.* Preconditioning during simulated MIDCABG attenuates blood flow defects and neutrophil accumulation[J]. Ann Thorac Surg, 1998, 66(3): 726.
- [8] Wu Z K, Tarkka M R, Pehkonen P, *et al.* Beneficial effects of ischemic preconditioning on right ventricular function after coronary artery bypass grafting[J]. Ann Thorac Surg, 2000, 70(5): 1551.
- [9] Pavie A, Lima L, Bonnet N, *et al.* Perioperative management in minimally invasive coronary surgery[J]. Eur J Cardiothorac Surg, 1999, 16(Suppl 2): 53.

(编辑 黄小延)

(上接第253页)

血和充盈都不充分的缘故,这种血泵性能显然不太符合生理状态。由图5还可以发现,泵输出量 q_p 随 p_f 增加而增加,当 $p_f \leq 0.5$ kPa时,泵输出量随 p_f 的增加较快,但当 $p_f > 0.5$ kPa后,泵输出量随 p_f 的增加变得缓慢。

3.3 可变频率模式和其他模式的血泵性能比较

根据回心血流压力大小来控制搏动快慢和输出的血流量多少,这是辅助循环要求的生理特性,对囊式泵和隔膜泵来说都是难以实现的,因为这需要极其复杂的电子仪器和控制技术,可是在推板式血泵上依靠装在推板和外壳上简单的Hall系统,使用可变频率模式便轻而易举地实现了,这是推板血泵和可变频率模式的实用性所在。对同一血泵, $p_{ao} = 6.7$ kPa时,使用可变频率模式运行的最大泵输出血量可达到4.8 L/min,而固定频率模式的最大泵输出血量只有3.54 L/min,前者比后者大30%,这是因为可变频率模式运行下,血泵的充盈比较充分的缘故。在一定心律范围,采用可变频率模式运行的推板式血泵还能自发地达到与天然心脏同步,而采用心电模式的血泵虽可以实现血泵与天然心脏同步,但是需要常年累月和昼夜不停地从体内检出ECG的P波用以维持血泵的运行,这并非是十分容易的事。

推板式血泵和可变频率模式可以实现根据回心血流压力来控制搏动频率和泵输出血量,结构简单实用,运行可靠,是比固定频率模式和心电模式更为先进的控制模式。推板式血泵由于能实现可变频率模式,所以比囊式泵和隔膜泵有更大的应用前景。90年代后,虽然国外的人工心脏和心室辅

助研究都已向电驱动、无管线和全植入等方向发展,但美加日和西欧各国的人工心脏研究小组仍然乐于采用推板结构和可变频率控制模式^[8],这正是因为推板结构和可变频率模式的优越性所在。

参考文献:

- [1] Aradia F A, Smith R G, Ross D S, *et al.* Success rate of long-term circulatory assist devices used currently for bridge to heart transplantation[J]. Am Soc Artif Intern Organs, 1996, 42: 542.
- [2] Susan J Q. Cardiac mechanical assistance beyond balloon pumping[M]. St Louis Missouri: Mosby-Year Book Inc, 1993. 25~35.
- [3] 潘仕荣. 新型推板式左心泵的流程试验[J]. 生物医学工程杂志, 1998, 15(1): 34.
- [4] 吴敏, 潘仕荣, 郑振声. 用Hall传感器实现心室辅助泵心排量的检测[J]. 现代医疗仪器与应用, 1996, 8(2): 11.
- [5] Takstani S, Harasaki H, Suwa G, *et al.* Push-plate type TAH system operated in the left and right free-running variable rate mode[J]. Artif Organs, 1981, 5(2): 132.
- [6] Porier V L. The heartmate left ventricular assist system: worldwide clinical results[J]. Eur J Cardiothorac Surg, 1997, 11(Suppl): 39.
- [7] Vigano M, Scuri S, Cobelli F, *et al.* Staged discharged out of hospital of the Novacor left ventricular assist system (LVAS) recipients[J]. Eur J Cardiothorac Surg, 1997, 11(Suppl): 45.
- [8] 潘仕荣, 王琴梅. 美国90年代的人工心脏[J]. 国外医学生物医学工程分册, 1998, 21(5): 288.

(编辑 黄小延)