

文章编号:1004-7220(2011)03-0279-07

主动脉内血泵的全程滑模控制器设计

高斌, 谷凯云, 常宇, 刘有军
(北京工业大学 生命科学与生物工程学院 北京 100124)

摘要: 目的 为消除传统滑膜算法固有的抖震现象对控制器及被控对象的影响,使主动脉内血泵准确地响应人体的生理需求,本文设计了基于全程滑膜算法(global sliding mode controller, GSMC)的主动脉内血泵控制器。方法 采用动态干扰补偿算法来估算主动脉内血泵控制系统的不确定性,并利用计算机仿真实验和体外循环实验来验证控制系统的动态特性和稳定性。结果 由于通过动态干扰补偿算法估算系统不确定性,消除了滑膜算法固有的抖震现象。当系统设定流率为5 L/min时,系统的响应时间为80 ms,并且不存在超调和稳态误差。当控制器的负载转矩增加到 $0.4 \text{ N} \cdot \text{m}$ 时,控制器的响应时间为25 ms。当输入一个搏动的流量信号作为控制系统的设定流率时,其动态响应时间为80 ms,流速最大误差为0.03 L/min。在体外循环实验中,由于实验中转速信号和流速信号的反馈频率低于理想情况,所以控制器的效果相比于计算机模拟有所下降。实验结果显示,当设定流率为5 L/min时,该控制器的响应时间是0.26 s,流率的误差为0.1 L/min。结论 本文提出的控制器可以根据参考流量的要求准确地调节主动脉内血泵,并且对于系统的干扰和不确定性有良好的鲁棒性。由于动态干扰补偿算法的应用,算法的输出不存在抖震现象。

关键词: 主动脉内血泵; 全程滑膜算法; 动态干扰补偿器; 计算机仿真; 血流动力学
中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Design of a global sliding mode controller for intra-aorta pump

GAO Bin, GU Kai-yun, CHANG Yu, LIU You-jun (School of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: Objective To design a global sliding mode control algorithm for the purpose of eliminating the chattering effect in conventional sliding mode control algorithm on both the controller and controlled plant from the conventional sliding mode control algorithm and regulating the intra-aorta pump in response to the demand of blood circulation system in human. **Methods** A dynamic disturbance compensator was used to estimate the uncertainty of the intra-aorta pump control system. Computer simulations and *in vitro* experiments were also conducted to verify the dynamic characteristics and robustness of the controller. **Results** As the dynamic disturbance compensator was used to estimate the uncertainty of system, the chattering effect in sliding mode control algorithm was eliminated. When the reference flow rate was set at 5 L/min, the response time was 80 ms without any overshoot and static error. When the load torque of the controller was increased to $0.4 \text{ N} \cdot \text{m}$, the response time was 25 ms. When the pulsatile signal was input as the reference flow rate, the dynamic response time was 80 ms with the maximum error of flow rate being 0.03 L/min. In the *in vitro* experiments, as the feedback frequency of flow rate signal and pump speed signal were lower than that in the ideal condition, the controller performance was deteriorative compared with computer simulation. The experimental results demonstrated that when the reference flow rate was set at 5 L/min, the response time was 0.26 s with the error of flow rate being 0.1 L/min. **Conclusions** The controller provided in this paper can accurately regulate the intra-aorta pump according to the reference flow rate. Furthermore, it has a strong robustness for the uncertainty and disturbance of the control system.

收稿日期:2011-01-05; 修回日期:2011-02-15

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10872013, 11072012, 31070754),北京市自然科学基金(3092005),北京工业大学人才强教深化计划——创新团队项目。

通讯作者:常宇, Tel: (010)67392855; E-mail: changyu@bjut.edu.cn.

Due to the use of dynamic disturbance compensator, the chattering effect of the algorithm has been eliminated.

Key words: Intra-aorta pump; Global sliding mode control algorithm; Dynamic disturbance compensator; Computer simulation; Hemodynamics

近几十年以来,心室辅助装置已经逐渐作为心脏移植的过渡手段^[1]被用于心衰的治疗中。近年来,旋转式心室辅助系统逐渐成为晚期心力衰竭永久治疗方法之一^[2]。由于旋转式心室辅助装置只能依靠改变血泵转速来调节血泵的工作状态,因此其对于血泵控制算法提出了更高的要求。为了实现这一要求,研究人员提出了很多控制策略。例如,2003年,Giridharan等^[3]提出了循环系统的数学模型并根据该模型设计了控制策略。该控制策略通过维持左心室和主动脉之间的压力差恒定约9 997.5 Pa来保证充足的生理灌注。2006年,Volkron等^[4]提出了一种控制策略,该策略根据患者的平均心率来计算血泵的参考流量并根据该流量调整血泵的工作状态。2009年,Boston等^[5]设计了一个抽吸检测算法用来检测是血泵是否处于抽吸状态。

北京工业大学人工心脏小组自主开发了主动脉内血泵。该血泵由动力系统和血泵本体两部分组成(见图1)。动力系统放置在体外,由永磁体和无刷电机组成。血泵本体放置在体内,其由叶轮、导尾、轴承和外壳组成;为了减小对于主动脉瓣的损伤,他被植入到主动脉根和主动脉弓之间。与传统血泵相比,主动脉内血泵有很多优势:一方面避免了因为经皮的导线而引起的感染,另一方面避免了传统血泵产生的温升问题。但是主动脉内血泵的特殊结构也导致其控制系统存在较大的不确定性和干扰。这主要是因为传统的心室辅助装置通过线圈驱动叶轮,而主动脉内血泵是利用磁耦合技术将动能从动力系统传递给血泵本体。根据相关资料,动力系统与血泵本体之间的磁场力是关于两者之间的距离、夹角和血泵的转速是非线性函数关系。由于这个过程中包含大量的不确定性,因此很难得到精确的数学模型。也就是说,主动脉内血泵控制系统的不确定性大于传统心室辅助系统。此外,主动脉内血泵控制系统还存在很大的外部干扰。本文中外部干扰被定义为血泵输出流量的导数、血管外周阻力和磁场力作为输入的非线性函数。因为传统的算法如PID算法等都是针对线性系统设计控制率,所以这些算法

不适合控制主动脉内血泵这种具有较大不确定性和干扰的非线性系统。

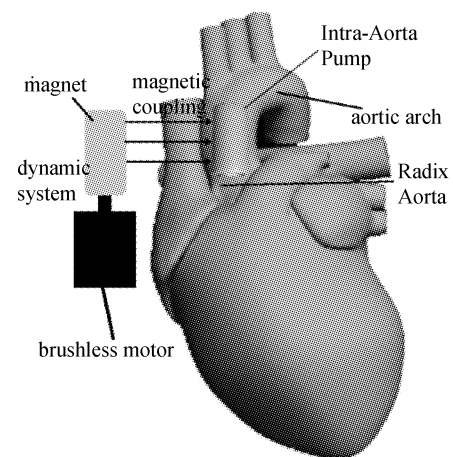


图1 主动脉内血泵原理图

Fig.1 The intra-aorta pump diagram

滑膜控制算法因其具有稳定性和瞬态特性而被广泛的应用^[6]。1992年,Utkin等^[7]首次提出滑膜控制算法,并证明该算法对于具有系统不确定性的非线性系统具有不变性。1998年,Yan等^[8]提出了全程滑膜变结构算法,这种算法消除了传统滑膜算法中的到达阶段,从而获得了全局的鲁棒性。2001年,Choi等^[9]设计了一种基于SMC的无刷直流电机的控制算法,该算法利用多项式函数建立了时变的滑膜面,并获得了良好的性能。全程滑膜变结构算法(global sliding mode control, GSMC)在控制具有高度不确定的非线性系统上有很好的效果。根据滑膜算法理论,只要控制系统达到滑膜面并停留在滑膜面上,滑膜算法对于具有不确定性的非线性系统就具有不变性^[6]。而GSMC算法的特点正是消除了传统滑膜算法的到达阶段,即GSMC算法从一开始就处在滑膜面上。因此,GSMC算法适合控制具有较大不确定性的主动脉内泵系统。

在本文中设计了基于指数型GSMC的主动脉内泵控制系统。同时,在磁场力模型未知情况下,利用动态干扰补偿器算法直接估算主动脉内泵控制系统

的内部不确定性和外部干扰,以消除传统滑膜算法固有的输出抖震现象。利用计算机模拟和体外实验,测试 GSMC 控制器的稳定性和动态特性。

1 材料和方法

1.1 主动脉内泵模型

动力系统的模型由电压方程和转矩方程组成^[10]:

$$L \frac{di}{dt} = U - Ri - e \quad (1)$$

$$L \frac{dw}{dt} = T_{em} - F_w - T_L(t) \quad (2)$$

式中: U, R, i 和 e , 分别表示相电压、相电阻、相电流和线圈的反电动势, L 表示电动机的线电感, J 表示转动惯量; $T_{em}, F_w, T_L(t)$ 和 w 分别表示电磁转矩、阻尼系数、负载转矩和电动机转速(rad)。如果电动机的反电动势波形是梯形,则 T_{em} 与相电流成正比,反电动势的幅值与血泵转速成正比。他们可以表示为

$$T_{em} = K_e i \quad (3)$$

$$e = K_u w \quad (4)$$

式中: K_e 为转动扭矩常数; K_u 为反电动势常数。

根据之前相关研究^[11],主动脉内血泵出入口的压力差可以表示为关于流速、压力差和血泵转速的非线性函数,即:

$$P_p(w, Q_{p0}) = 0.0115w^2 + 0.079w - 15.5 - (0.086w - 0.58)g(w - w_{limit}) \quad (5)$$

$$g(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \quad (6)$$

式中: Q_{p0} 为血泵的流率(L/min); P_p 为血泵的压力差(mmHg, 1 mmHg = 133.322 Pa); w 为转速,单位是 r/s; w_{limit} 为模型的阈值转速; $g(\cdot)$ 为阶跃函数。式(5)用来作为流量环的被控对象,流量环的输出作为血泵控制器的参考转速。血泵的转速及其导数作为血泵控制系统的状态变量。根据公式(1)~(4),主动脉内血泵的速度环状态方程可表示为

$$\begin{bmatrix} \dot{w} \\ \ddot{w} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -\frac{RF + K_e K_u}{LJ} & -\left(\frac{F}{J} + \frac{R}{L}\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w \\ \dot{w} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{K_e}{LJ} \end{bmatrix} U + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} d(t) \quad (7)$$

式中: $d(t)$ 表示控制系统的不确定性,是关于模型参数的变化、负载转矩及其导数的未知的非线性函数。其中负载转矩又是关于血泵流率、磁场力和血泵压力差的函数。

1.2 全程滑模变结构控制器的设计

基于主动脉内血泵的数学模型,设计了滑膜算法的切换函数和控制率。假设系统的初始条件为

$$X(0) = [w(0), \dot{w}(0)]^T = [0, 0]^T$$

血泵转速及其导数的误差定义为

$$e(t) = [w_{ref}(t) - w(t), \dot{w}_{ref}(t) - \dot{w}(t)]^T,$$

式中: $w_{ref}(t)$ 是血泵的参考速度; $w(t)$ 为血泵的实际转速。这里假设主动脉内血泵的不确定性变化频率远远小于系统的采样频率。

根据上述定义,GSMC 算法的开关函数被表示为

$$s(e, t) = Ce(t) - Ce_0 E(t) \quad (8)$$

$$E(t) = \text{diag}[e^{-\beta_1 t}, e^{-\beta_2 t}] \quad (9)$$

式中: C 为开关函数的参数矩阵; e_0 为系统的初始误差; $\beta_i (i=1, 2)$ 是衰减系数($Re[\beta_i] > 0$),它用来调节系统的响应时间; $E(t)$ 是一个对角矩阵。因为控制系统在一开始就处于在滑膜面上,所以 $S(e, t)$ 在整个控制过程中都近似为 0^[9]。为了确保系统的最大响应时间小于 0.1 s,控制器的极点设定成(-0.649 3, 0),被设定成 0.649 3。

根据滑膜算法定义,其控制律有等效控制部分和开关控制部分组成,即

$$u = u_{eq} + u_{dis} \quad (10)$$

式中: u_{eq} 为等价控制变量; u_{dis} 为开关控制变量,将式(8)和(9)代入式(7),得到等效控制率:

$$u_{eq} = (CB)^{-1}(C | \dot{w}_{ref}(t), \ddot{w}_{ref}(t) |^T - CA[w(t), \dot{w}(t)]^T - Cd(t) - Ce_0 \dot{E}(t) \quad (11)$$

式中: A 为(7)中的系数矩阵, C 是开关函数的系数矩阵, $C = [83, 1]$ 。由于不确定性 $d(t)$ 未知,故等效控制率不能直接用来计算控制器输出。为了解决这个问题,采用动态干扰补偿器来实时估算 $d(t)$ ^[12]。因为系统的不确定性变化频率远远小于系统采样频率,所以本文中用 $d(t - T_s)$ 代替 $d(t)$ 。因此等价控制率变为

$$u_{eq} = (CB)^{-1}(C | \dot{w}_{ref}(t), \ddot{w}_{ref}(t) |^T - CA[w(t), \dot{w}(t)]^T - Cd(t - T_s) - Ce_0 \dot{E}(t) \quad (12)$$

式中: T_s 代表采样周期, $d(t - T_s)$ 表示前一个控制周期中的不确定性, 其计算方法由 F 式表示:

$$d(t - T_s) = \dot{X}(t - T_s) - AX(t - T_s) - BU(t - T_s) \quad (13)$$

式中: $X(t - T_s)$ 和 $U(t - T_s)$ 分别表示前一个控制周期的状态变量向量和输入向量。从式(13)可知, 当前一个控制周期完成之后, $d(t - T_s)$ 成为已知量。

滑膜算法的开关控制变量由公式(14)表示:

$$u_{\text{dis}} = -M \text{sign}(s(e, t)) \quad (14)$$

式中: M 为开关控制的增益, 被设定成一个小正数; $\text{sign}(\cdot)$ 是符号函数。当开关函数不等于 0 时, 开关控制变量的输出是离散的 ($\pm M$), 这主要是为了克服系统的不确定性, 保证控制算法的鲁棒性。然而开关控制变量也是滑膜算法产生抖震现象的关键原因^[7]。在传统滑膜控制算法中, 抖震现象表现为控制器输出混有有限频率、有限振幅的振荡信号; 他不仅会影响实际的控制效果, 还会缩短设备的使用寿命。本文采用动态干扰补偿器估算系统的不确定性, 保证了在整个控制过程中开关函数 $S(e, t)$ 约

等于 0。因此, 本文中 GSMC 算法省略了开关控制变量。

1.3 GSMC 控制器的模拟

为了验证 GSMC 控制系统的动态特性和稳定性, 本文设计了计算机仿真实验。实验中主动脉内血泵系统的主要参数为: 线电感 $L = 336 \text{ mH}$, 线电阻 $R = 1.4 \Omega$, 反电动势常数 $K_u = 0.0229 \text{ V} \cdot \text{s}/\text{rad}$, 扭矩常数 $K_e = 0.5 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{A}$, 转动惯量 $J = 8 \times 10^{-2} \text{ g} \cdot \text{m}^2$, 阻尼 $F = 1 \times 10^{-2} \text{ g} \cdot \text{m}^2/\text{s}^2$, 参考流率设定为 $5 \text{ L}/\text{min}$, 控制频率为 100 Hz 。

参考速度恒定的 GSMC 仿真结果如图 2 ~ 5 所示。

如图 2 所示, 当设定流速为 $5 \text{ L}/\text{min}$ 时, 控制系统的响应时间为 80 ms , 整个调节过程没有过冲和稳态误差。在第 0.12 s , 负载转矩增加到 $0.4 \text{ N} \cdot \text{m}$, 控制器的调节时间为 25 ms , 如图 3 所示。图 4 是 GSMC 控制器的输出曲线, 从中发现, 动态干扰补偿器的引入, 消除了传统滑膜算法固有的抖震现象, 控制器的输出信号非常平滑, 不存在高频振荡现象。

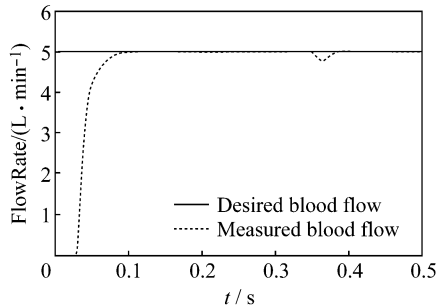


图2 控制系统的流率响应曲线

Fig.2 The flow rate response curve of control system

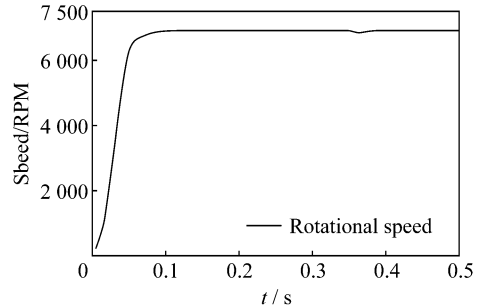


图3 主动脉内血泵转速响应图

Fig.3 The rotational speed response curve of intra-aorta pump

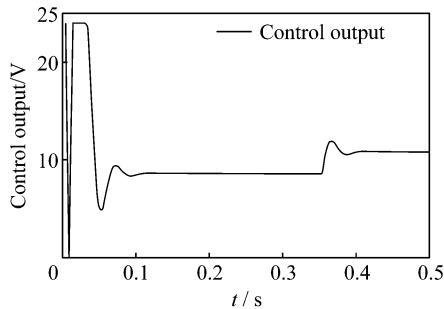


图4 GSMC 控制器输出图

Fig.4 The output curve of GSMC

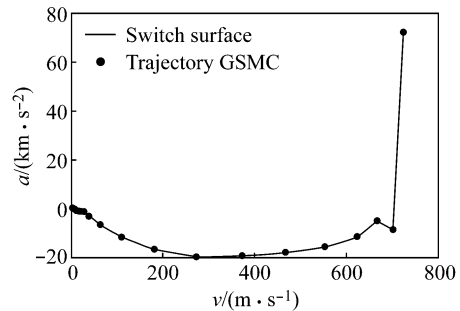


图5 GSMC 相轨迹图

Fig.5 The phase track of GSMC

图5所示为GSMC的相平面图,横坐标为速度误差,纵坐标表示加速度的误差;实线表示设计的滑膜面,点表示控制系统的相轨迹。图5显示GSMC控制器一开始就达到了滑膜面。

为了进一步验证GSMC控制器的动态特性,将搏动的血流作为控制器的输入。搏动血流的数据来源于实际的患者^[14],将其缩小并叠加到恒定血流上来产生控制器的设定流率,可表示为

$$f_{ref}(t) = f_{cons} + \alpha f_{puls}(t) \quad (15)$$

式中: $f_{ref}(t)$ 为设定血流量; f_{cons} 为恒定的血流分量,实验中其被设定成4.5 L/min; f_{puls} 为搏动血流分量;参数 α 代表搏动血流分量的比例系数,实验中被设定成0.05。搏动血流量的GSMC算法模拟结果如图6所示,控制系统的响应时间为80 ms,最大误差为0.03 L/min。

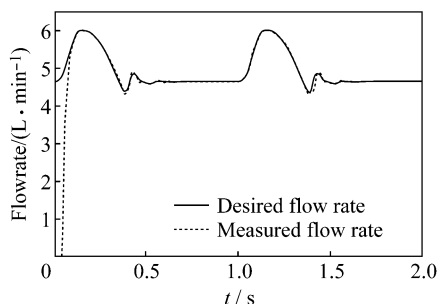


图6 搏动参考流量 GSMC 控制器响应图

Fig.6 GSMC control response curve of reference pulsations flow rate

2 GSMC 控制器的实验验证

为了验证实际GSMC控制器的精确度,本文设计了一个循环模拟装置(见图7),其中包括1个用来模拟左心室压的腔室;直径20 mm的硅胶管模拟主动脉;1个超声流量探头(脉冲多普勒超声血液系统)放在血泵出口测量流量;在主动脉根部和动脉弓之间放置两个压力传感器,用来测量主动脉内血泵进出口压力;通过手动调节阻尼阀,实现所需流量或压差。实验溶液为33%的甘油,模拟37℃时血液的黏度。

在这个实验中,参考流率被设置为5 L/min,控制频率为100 Hz。实验结果如图8和9所示。转速和流速的调节时间为0.26 s,这一结果比计算机仿真的时间(0.08 s)长,并且转速和流速的响应曲线

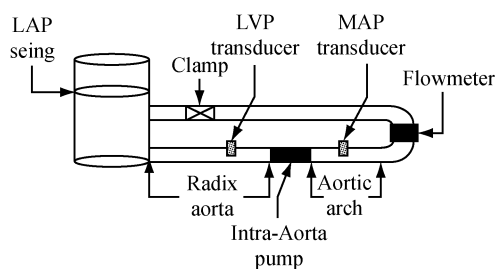


图7 体外循环试验台示意图

Fig.7 The diagram of extracorporeal circulation simulation experiment device

存在波动。这是由于实际的压力传感器和流量探头的信号反馈频率低于仿真实验中的理论值(仿真实验中假设各种反馈信号都可以连续测量)因此相比于仿真结果,控制器实际效果变差。由于流量探头的精度限制,实际血泵流速的静态误差(0.1 L/min)大于模拟结果(0.03 L/min,见图2)。

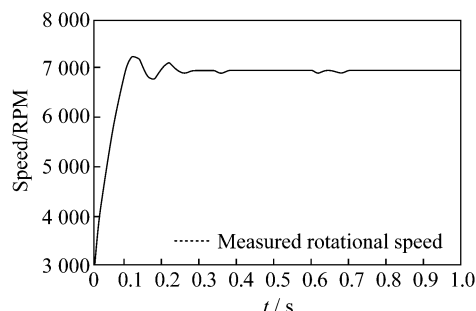


图8 体外实验血泵速度响应图

Fig.8 The rotational speed response curve in vitro

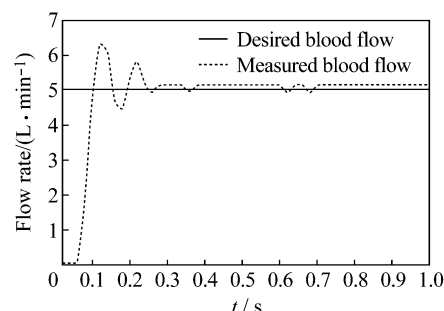


图9 体外实验血泵流量响应图

Fig.9 The flow rate response curve in vitro

3 讨论

抖震现象是传统的滑膜算法固有缺点,其可能导致控制系统稳定性变差。滑膜算法利用开关变量

来克服控制系统的不确定性,但这样却造成了滑膜算法的输出会产生抖震现象^[7]。动态干扰补偿器可以实时估算控制系统的不确定性。因此,利用动态干扰补偿器直接估算控制系统的不确定性,然后根据计算得到的不确定性设计系统控制率。对于这样的系统,可忽略滑膜算法的开关控制变量从而消除抖震现象。动态干扰补偿器要求干扰的变化频率低于系统的采样频率。在主动脉内血泵控制系统中,系统的干扰由负载扭矩干扰及其导数组成。其中负载转矩是关于流速、血泵两端压力差和磁场力的函数,而他们的变化频率都低于采样频率。因此,动态干扰补偿器能够精确地估算主动脉内血泵的不确定性。

由于流量和血泵转速反馈频率远远低于仿真实验中的信号反馈频率,并且这些信号在实际中都不能被连续测量,故实际控制器的控制效果相对于仿真结果有所下降^[6]。同时由于流量传感器的精度较低,因此在实验中血泵转速有 0.1 L/min 的静态误差。从实验结果发现,血泵控制器的效果受到流量与血泵转速信号反馈频率的影响。因此及时准确地估算血泵流量和转速是保证控制器效果的关键因素。

主动脉内血泵是一种结构简单的新型心室辅助装置,其需要控制器根据不同的生理需求自动调节转速。由于循环系统的复杂性,很难得到一个控制策略的精确数学模型^[5,15]。模糊控制理论不需要系统的精确数学模型,该算法只需要利用工程师的实际经验来设计控制器。另外,由于循环系统不需要流量环有很高的精度,但要求其输出的变化趋势满足生理需求。因此,模糊控制非常适合流量控制,其中血泵电信号和循环系统生理信号作为控制器的输入,控制器的输出为血泵的参考转速。全程滑膜变结构算法已证明对于存在外部扰动和内部不确定性的系统有良好的精度^[6],因此,适合作为速度环的控制算法。由此可见,将基于模糊控制算法的流量控制和基于全程滑膜算法的速度控制两种控制策略结合使用,更加适合控制主动脉内血泵,以满足手术治疗的要求^[16]和患者生理需求的改变^[17]。

4 结论

本文建立了主动脉内血泵的数学模型,该模型

由压力—流率方程和速度环状态方程组成,压力—流率方程的输出是血泵的参考转速,该输出被用作速度环的输入。通过动态干扰补偿消除系统的不确定性,克服传统滑膜算法的抖震现象。通过仿真验证控制系统的稳定性和动态特性。仿真结果表明本文设计的 GSMC 算法消除了抖震现象。并且无论参考流量是恒定的还是搏动的,控制系统的调节时间均小于 0.1 s,最大误差为 0.03 L/min。为了验证控制器的实际动态特性,本文进行了体外循环实验。实验结果显示,响应时间和静态误差分别为 0.26 s 和 0.1 L/min。由于实验条件的限制,搏动流量的实验没有进行。

参考文献:

- [1] Frazier OH, Timothy JM, Robert KJ, *et al.* Research and development of an implantable, axial-flow left ventricular assist device: The Jarvik 2000 heart [J]. *Ann Thorac Surg*, 2001, 71(3): 125-132.
- [2] Georg M, Schima H, Dworschak M, *et al.* First experiences with outpatient care of patients with implanted axial flow pumps [J]. *Artif Organs*, 2001, 25(5): 331-335.
- [3] Guruprasad AG, Mikhail S. Control strategy for maintaining physiological perfusion with rotary blood pumps [J]. *Artif Organs*, 2003, 27(7): 639-648.
- [4] Michael V, Heinrich S, Leopold H, *et al.* Control of implantable axial blood pumps based on physiological demand [C]//*Proceedings of the 2006 American Control Conference*. Minneapolis:[s. n.], 2006: 697-700.
- [5] Antonio F, Robert B, James FA. A control system for rotary blood pumps based on suction detection [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2009, 55(3): 656-665.
- [6] Wilfrid P. *Sliding mode control in engineering* [M]. New York: Marcel Dekker, Inc, 2002.
- [7] Vadim U, Jurgen G, Jingxin S. *Sliding mode control in electromechanical systems* [M]. London: Taylor & Francis, 1999.
- [8] Yan WS, Xu DU, Zhang R. Global sliding-mode control for companion nonlinear system with bounded control [C]//*Proceedings of the 1998 American Control Conference*. Philadelphia:[s. n.], 1998.
- [9] Hyeung-sik C, Yong-heon P, Yongsung C, *et al.* Global sliding-mode control-Improved design for a brushless DC motor [J]. *IEEE Contr Syst Mag*, 2001, 21(3): 27-35.
- [10] Stefán B. BLDC motor modelling and control-A matlab/simulink implementation [D]. Germany: Chalmers Teknis-

- ka Högskola, 2005.
- [11] Chang Y, Gao B. Modeling and identification of an intra-aorta pump [J]. *Asaia J*, 2010, 56(6): 504-509.
- [12] Qu SC, Wang YJ. Discrete time sliding mode control based on dynamic disturbance compensator [J]. *Control Decis*, 2004, 19(3): 311-318.
- [13] Bertram CD. Measurement for implantable rotary blood pumps [J]. *Physiol Meas*, 2005, 26(4): 99-117.
- [14] McDonald DA. Blood flow in arteries [M]. Baltimore: Williams & Wilkins, 1974.
- [15] Kevin MP, Stephen Y. Fuzzy Control [M]. California: Addison Wesley Longman, Inc, 1998.
- [16] 刘有军,乔爱科. 基于血流动力学仿真的心血管外科手术规划进展[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(6): 395-400.
- Liu YJ, Qiao AK. Progress of basod on hemodynamics simulation cardiovascular surgical planning [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(6): 395-400.
- [17] 姜宗来. 心血管生物力学研究的新进展[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(5): 313-315.
- Jiang ZL. Recent advances in cardiovascular biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 313-315.

(上接第 255 页)

必需的,因此抑制骨重建的药物如二磷酸盐等在增加骨量的同时,也许会影响显微损伤的修复,导致裂纹的积聚和骨质量的下降。因此对于在植入物手术后服用二磷酸盐类药物的效应需要更多的评估和研究。

参考文献:

- [1] Huja SS, Katona TR, Burr DB, *et al.* Microdamage adjacent to endosseous implants [J]. *Bone*, 1999, 25(2): 217-222.
- [2] 宋国路,汤亭亭,戴尅戎,等. 皮质骨机械性显微损伤的形态分析及其研究价值[J]. *中国骨质疏松杂志*, 2007, 13(4): 225-228.
- [3] 宋国路,于志锋,汤亭亭. 正常和去势大鼠胫骨皮质机械性显微损伤的比较研究[J]. *中国骨质疏松杂志*, 2009, 15(4): 259-262.
- [4] Frost HM. Bone microdamage: Factors that impair its repair. in Uthoff HK ed. *Current concepts in bone fragility* [M]. Berlin: Springer-Verlag, 1985.
- [5] Burr DB. Targeted and nontargeted remodeling [J]. *Bone*, 2002, 30(1): 2-4.
- [6] Chapurlat RD, Arlot M, Burt-Pichat B, *et al.* Microcrack frequency and bone remodeling in postmenopausal osteoporotic women on long-term bisphosphonates: A bone biopsy study [J]. *J Bone Miner Res*, 2007, 22(10): 1502-1509.
- [7] Parfitt AM. Targeted and nontargeted bone remodeling: Relationship to basic multicellular unit origination and progression [J]. *Bone*, 2002, 30(1): 5-7.
- [8] Hazenberg JG, Freeley M, Foran E, *et al.* Microdamage: A cell transducing mechanism based on ruptured osteocyte processes [J]. *J Biomech*, 2006, 39(11): 2096-103.
- [9] Burr D. Microdamage and bone strength [J]. *Osteoporos Int*, 2003, 14(Suppl 5): 67-72.
- [10] Burr DB, Hooser M. Alterations to the en bloc basic fuchsin staining protocol for the demonstration of microdamage produced in vivo [J]. *Bone*, 1995, 17(4): 431-433.
- [11] Bentolila V, Boyce TM, Fyhrie DP, *et al.* Intracortical remodeling in adult rat long bones after fatigue loading [J]. *Bone*, 1998, 23(3): 275-281.
- [12] Li J, Sato M, Jerome C, *et al.* Microdamage accumulation in the monkey vertebra does not occur when bone turnover is suppressed by 50% or less with estrogen or raloxifene [J]. *J Bone Miner Metab*, 2005, 23 (Suppl): 48-54.
- [13] Martin RB. Targeted bone remodeling involves BMU steering as well as activation [J]. *Bone*, 2007, 40(6): 1574-1580.