

气动肌肉的三元素模型辨识研究^①邢科新^{②*} 徐建明* 何德峰* 张贵军* 吴 军**

(* 浙江工业大学信息工程学院 杭州 310023)

(** 华中科技大学控制科学与工程系 武汉 430074)

摘 要 基于 Reynolds 所提出的气动肌肉三元素模型理论,通过实验对自制的气动肌肉进行了模型参数辨识,结果表明三元模型的有效力系数 F 与压力 P 呈近似线性关系,弹簧系数 K 与压力 P 呈近似的分段线性关系,且随 P 的增加先减小后增大。因此,采用分段模型对 Reynolds 三元素模型进行了改进。考虑到阻尼系数 B 数值相对较小,对气动肌肉动力学方程的贡献较小,改进的模型采用有界的函数来表示阻尼系数 B 。最终,设计了两种不同的滑模控制方法,通过控制实验证明了辨识模型的有效性。

关键词 气动肌肉(PM),三元素模型,弹簧系数,分段模型,有界函数

0 引 言

气动肌肉(pneumatic muscle, PM)是根据仿生学原理设计的一种拉伸型气动执行元件,与传统的电机、气缸等执行器相比具有许多独特的优点^[1]。但气动肌肉具有严重的非线性和时变特性,因而难以精确地进行控制,因此国内外学者对其建模进行了广泛深入的研究。Chou 和 Hannaford 根据能量守恒原理建立了气动肌肉的基本理论模型^[2],得到了气动肌肉收缩力、压强和长度之间的关系式。随后,他们又在模型中进一步考虑乳胶管壁厚度的影响^[3]。Tondur 和 Lopez^[4]则考虑了气动肌肉两端变形的影响,增加了一项可变收缩率。Klute 和 Hannaford^[5]则考虑了气动肌肉内橡胶材料特性所引起的弹性力,在基本的原理模型表达式基础上用非线性的 Mooney-Rivlin 数学表达式来描述内部橡胶管特性。在国内,刘荣和宗光华^[6]对 Chou 提出的气动肌肉理论模型进行了改进,并建立了以拮抗肌形式组成的气动肌肉驱动关节的数学模型。哈尔滨工业大学的隋立明等^[7]通过建立力、压力和长度关系的多项式,采用实验拟合多项式的参数,并对气动肌肉驱动关节进行了分析。华中科技大学的杨刚等^[8]等则把气动肌肉看做变截面的气缸,考虑其充放气的热力学过程,获得了气动肌肉的动力学模型。虽然理

论模型非常直观地描述了气动肌肉的特性与其几何结构相关物理量之间的关系,但是理论模型都非常复杂,要通过实际测量得到气动肌肉的每个参数非常困难,因此理论模型很难用于实时控制。为了满足闭环控制的要求,一些研究者开始寻找能合理描述气动肌肉动态特性的现象模型。Colbrunn^[9]等人提出了一个气动肌肉的现象模型,模型采用弹簧、粘性阻尼和库伦摩擦单元并联组成。而 Reppeger^[10]等人则提出了另一个现象模型,将气动肌肉视为变刚度弹簧,气动肌肉所产生的力包括稳态和瞬态弹簧力。Reynolds 等则采用收缩单元、弹簧单元和阻尼单元并联组成,由三元素模型描述气动肌肉的动态特性,并通过实验得到了气动肌肉充气压力在 206.844 ~ 620.532kPa 范围内的模型参数^[11]。本研究主要围绕气动肌肉建模展开。研究指出了 Reynolds 气动肌肉三要素模型存在的问题,通过实验辨识获得了气动肌肉三元素模型的参数,并给出了实验结果与分析。

1 实验系统及问题提出

1.1 实验系统的组成

系统包括气动肌肉、过滤减压阀、压力比例阀、储气罐、采集卡及信号调理板等装置,其原理如图 1

① 国家自然科学基金(61202203,61075062),浙江省自然科学基金(LY12F01023)和浙江省教育厅项目(Y201121841)资助。

② 男,1977 年生,博士,讲师;研究方向:康复机器人,视觉伺服控制;联系人,E-mail: xkx@zjut.edu.cn

(收稿日期:2012-07-21)

所示。气动肌肉中的气压由储气罐经过减压阀和比例阀提供。气动肌肉的位移通过线性差动变压器 (linear variable differential transformer, LVDT) 式位移传感器测量, 输出力通过连接在气动肌肉一端的 S 型拉压力传感器测量, 传感器所得到的信号通过信号调理板滤波放大后, 由数据采集卡送给 PC 机, PC 机根据控制算法计算出控制量, 再通过采集卡的数模转换模块输出实际控制电压给压力比例阀, 由压力比例阀输出气压控制气动肌肉的动作。实验中 USB-4716 数据采集卡的采样频率设为 10kHz。

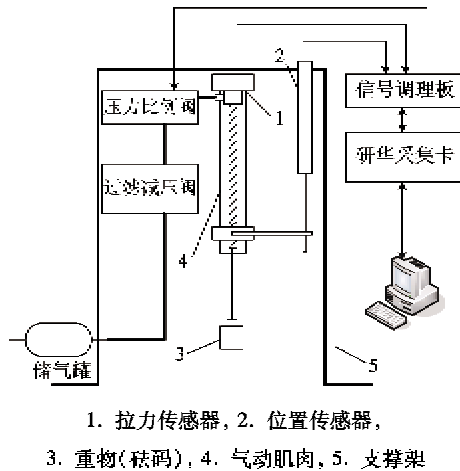


图 1 气动肌肉实验平台框图

1.2 Klute 气动肌肉模型仿真

尽管 Reynolds 提出了气动肌肉的三元素模型, 但其实验结果只适用于一定的气压范围。在 Reynolds 的研究中, 气动肌肉模型压力参数的有效范围是 206.844 ~ 620.532kPa, 压力范围的下限限制了气动肌肉的工作区间。为了说明这一问题, 本文针对 Klute 和 Hannaford^[5] 提出的气动肌肉理论模型 (下称 Klute 气动肌肉模型) 进行了仿真。该模型如下式所示:

$$F = P \left\{ \frac{3(\lambda_1 L_0)^2 - B^2}{4N^2 \pi} \right\} + V_b \left\{ \begin{aligned} & \frac{1}{2L_0^3 \lambda_1^3} \{ 4(C_{10} + C_{01}) L_0^2 (-1 + \lambda_1^4) \\ & + \frac{4L_0^6 (-1 + \lambda_1) \lambda_1^2 (1 + \lambda_1) (C_{10} + C_{01} \lambda_1^2)}{[-4N^2 \pi^2 R_0^2 + L_0^2 (-1 + \lambda_1^2)]^2} \\ & - \frac{4L_0^4 (C_{10} + C_{01} \lambda_1^4)}{-4N^2 \pi^2 R_0^2 + L_0^2 (-1 + \lambda_1^2)} \\ & - \frac{L_0^4 \lambda_1^4 [C_{10} + C_{01} (-1 + 2\lambda_1^2)]}{N^2 \pi^2 R_0^2} \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: F 为气动肌肉的输出力, P 为气动肌肉的压力, R_0 为气动肌肉初始半径, L_0 为气动肌肉初始长度, λ_1 为气动肌肉瞬态长度与初始长度的比率, C_{10} 、 C_{01} 为 Mooney-Rivlin 材料常数, V_b 为乳胶管体积, N 为纤维编织线缠绕圈数, B 为编织线长度。乳胶管的体积 V_b 、纤维缠绕圈数 N 及编织线长度 B 通常分别使用以下三式计算:

$$V_b = \pi L_0 t_k (2R_0 - t_k) \quad (2)$$

$$N = \frac{b \sin \theta_0}{2\pi R_0} \quad (3)$$

$$B = \frac{L_0}{\cos \theta_0} \quad (4)$$

式中: t_k 是乳胶管厚度, θ_0 是初始纤维编织角。

尽管 Klute 理论模型形式非常复杂, 也很难用于实时控制, 但是通过这样的理论模型可对气动肌肉做定性估计。因此本文首先在 Matlab 环境中根据 Klute 气动肌肉理论模型进行了仿真, 其仿真参数选择为: $L_0 = 0.2\text{m}$, $C_{10} = 100\text{kPa}$, $C_{01} = 150\text{kPa}$, $R_0 = 6\text{mm}$, $t_k = 1.5\text{mm}$, $\theta_0 = 22^\circ$ 。仿真结果如图 2 所示。

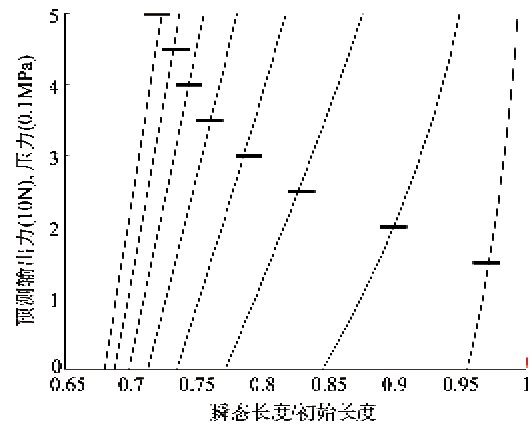


图 2 不同压力下预测输出力 F 与比率 λ_1 之间的关系

从仿真结果可知, 当气压超过 0.25MPa 压力以后, 气动肌肉的刚度随着压力的增加而增加, 这与 Reynolds 研究^[11] 中的结果比较接近。但是在压力较低的地方, 气动肌肉的刚度反而是随着压力的增加而减小, 由此可见, 在压力较低的情况下, Reynolds 的研究结论是不适用的。

2 三元素模型的辨识

Reynolds^[11] 提出的现象模型, 由弹簧、阻尼和收缩元并联组成, 其模型表达式如下:

$$M\ddot{x} + B(P)\dot{x} + K(P)x = F(P) - Mg \quad (5)$$

$$K(P) = K_0 + K_1 P \quad (6)$$

$$B(P) = B_{0i} + B_{1i} P \quad (\text{收缩}) \quad (7a)$$

$$B(P) = B_{0d} + B_{1d} P \quad (\text{伸长}) \quad (7b)$$

$$F(P) = F_0 + F_1 P \quad (8)$$

其中, M 是负载质量; g 为重力加速度; $x = 0$ 对应于不受外力情况下, 气动肌肉完全伸展的初始状态; P 代表气动肌肉内部压力。 $K(P)$ 和 $B(P)$ 分别代表弹簧系数和阻尼系数, $F(P)$ 是收缩元提供的有效力。本文从相对压力为零的位置(即标准大气压)开始对气动肌肉进行模型的辨识。

基本实验步骤设计如下:

(1) 对传感器进行标定。考虑到气动肌肉运动速度不高, 因此只对传感器进行了静态情况下的标定。

位移传感器(LVDT 式)的标定: 依次改变测杆位移到标尺对应的标准刻度, 通过采集卡记录 LVDT 位移传感器的输出电压。重复测量 3 次, 取平均值。测量结果如表 1 所示。对所得数据做回归分析, 拟合所得回归直线为

$$y = 30u + 0.02743 \quad (9)$$

显著性水平为 0.01 情况下, 显著性概率为 $p = 0$, 因此回归方程高度显著, 可决系数 $R^2 = 0.999998$, 模型的方差估计为 $\sigma^2 = 0.00602049$ 。

对比例阀内置的压力传感器和力传感器进行标定须考虑负载重量, 而实际负载除外加砝码外, 还包括气动肌肉本身及其连接件的重量, 这些附属物的质量如表 2 所示。

表 1 位移与所得到的传感器输出电压信号的对应关系

位移(mm)	0	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150
电压(V)	0	0.501	0.996	1.497	1.998	2.500	3.005	3.500	3.999	4.497	5

表 2 气动肌肉本身和连接件的质量

物体	气动肌肉	铜头	垫块等	桶	位移传感器	铁丝	堵头
质量(g)	28	40	86	130	33	80	3

附加质量为上表中各构件质量之和, 即 400g, 记做 Δm^* 。因此, 实际负载应加上 400g。

压力传感器的标定: 依次调节气动肌肉的压力到 0.10、0.15、0.20、0.25、0.30、0.35 (单位: MPa)。每到达一个压力点, 待系统稳定, 通过采集卡记录比例阀内置的压力传感器的输出电压。重复测量 3 次, 取平均值。测量结果如表 3 所示。

表 3 气压与压力传感器的输出电压信号之间的对应关系

气压(MPa)	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.35
电压(V)	0.9868	1.3879	1.7847	2.1886	2.5869	2.9876

对数据做回归分析, 拟合所得回归直线为

$$P = 0.125u - 0.0233 \quad (10)$$

显著性水平为 0.01 情况下, 显著性概率为 $p = 0$, 因此回归方程高度显著, 可决系数 $R^2 = 0.999997$, 模型的方差估计为 $\sigma^2 = 0.00000003$ 。

拉力传感器的标定: 所用的拉力传感器量程是 50N, 将测量范围定为 0—40N, 依次取负载质量为 0、400 (Δm^*)、600、900、1400、1900、2400、2600、2900、3100、3400、3600、3900、4100 (单位: g), 稳定后分别记录下不同负载情况下拉力传感器的输出电压信号。重复测量 3 次, 取平均值。(重力加速度 $g = 9.8 \text{ m/s}^2$)。拉力传感器测量结果如表 4 所示。注意下表中输出电压值是拉力传感器经过调理电路后得到的电压值。

表 4 拉力与拉力传感器的输出电压信号的对应关系

负载(N)	0	3.92	5.88	8.82	13.72	18.62	23.52	25.48	28.42	30.38	33.32	35.28	38.22	40.18
电压(V)	1.129	1.253	1.337	1.446	1.764	1.946	2.139	2.177	2.424	2.457	2.498	2.696	2.717	2.824

再次做回归分析, 拟合所得回归直线为

$$F = 22.93u - 25.34 \quad (11)$$

显著性水平为 0.01 情况下, 显著性概率为 $p = 0$, 因此回归方程高度显著, 可决系数 $R^2 = 0.9939$,

模型的方差估计为 $\sigma^2 = 1.19$ 。

(2) 估计收缩元的有效力 $F(P)$ 以及弹性系数 $K(P)$ 。根据式(5), 令 $\ddot{x} = \dot{x} = 0$, 则气动肌肉静态模型可写成:

$$K(P)x = F(P) - Mg \quad (12)$$

即

$$[F(P) \quad K(P)] \begin{bmatrix} 1 \\ -x \end{bmatrix} = Mg \quad (13)$$

首先选择一个固定的负载, 从 0.1 ~ 0.35MPa (包含大气压的绝对压力) 以 0.01MPa 的步长依次调节电磁阀的压力达到稳定, 每到一个稳态压强点, 记录气动肌肉的位移和压强。在 3.92, 5.88, 8.82, 10.78, 13.72, 15.68, 18.62, 20.58, 23.52, 25.48, 28.42, 30.38, 33.32, 35.28, 38.22N 负载下重复上述的步骤。将同样压强情况下的位移和质量代入式(9)使用最小二乘法估计当前压力下的 F 和 K 。测量的结果如图 3 所示, 图中 * 号代表某一压强下测得的数据, 压强从左到右逐渐增大。

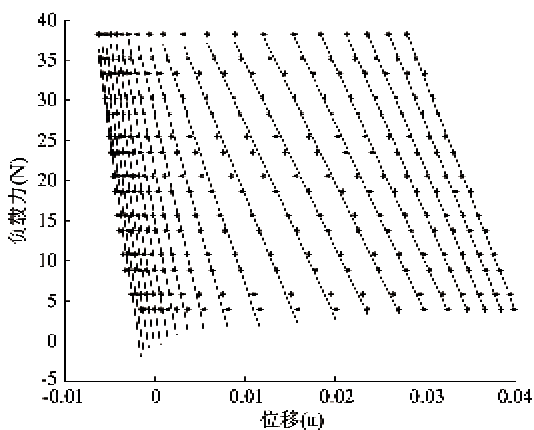


图 3 根据实际数据拟合结果

图 3 中各条直线是在同样的压强下拟合的结果, 根据式(13)可知直线的斜率为 $-K$, 直线在 y 轴的截距为 F 。得到不同压力下对应的 F 和 K 之后, 根据 F 和 K 随压力变化的趋势, 进行分段线性拟合获得关系式 $F(P)$ 及 $K(P)$, 实验结果如图 4 和图 5 所示。

图 4 和图 5 中的 * 号表示在不同压力下拟合所得的收缩元有效力 F 和弹性系数 K , 直线表示根据这些数据点拟合的最终结果。实验结果表明收缩元的有效力 F 与压力 P 呈近似线性增长的关系; 而弹性系数 K 与压力 P 之间则呈现了分段线性的关系。转折点出现在 0.22483MPa 附近, 当压力低于转折点, 弹性系数 K 随压力 P 的增加而线性递减,

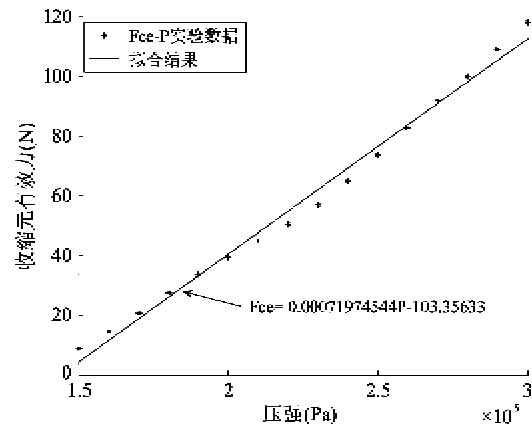


图 4 F 和 P 拟合结果

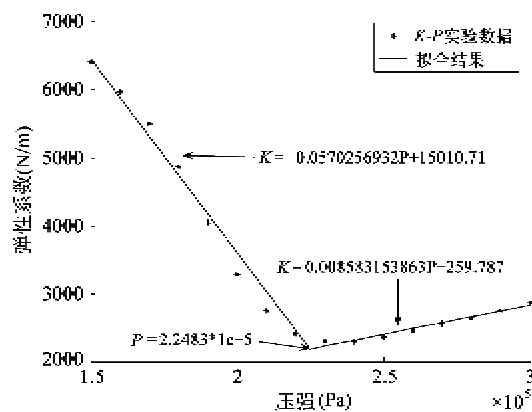


图 5 K 和 P 拟合结果

而压力大于转折点, 弹性系数 K 随压力 P 的增加而线性递增。这一结论也印证了之前针对 Klute 气动肌肉理论模型而做的仿真结果。

(3) 估计阻尼系数 $B(P)$ 。由于得到了参数 $F(P)$ 及 $K(P)$, 根据式(5)可知, 阻尼系数可通过下式来计算:

$$[B(P) \quad K(P)] \begin{bmatrix} \dot{x} \\ x \end{bmatrix} = F(P) - Mg - M\ddot{x} \quad (14)$$

由于气动肌肉的伸长和收缩具有不同的动态特性, 因此, 对伸长和收缩过程分别进行了辨识。为了估计气动肌肉收缩情况下的阻尼系数, 首先将气动肌肉充气达到一定的压力, 待系统稳定后, 突然移除部分负载 (被去除的负载重量近似为原负载的 1/3 左右), 这时气动肌肉相当于受到阶跃信号的作用, 产生一个动态的收缩过程。将动态过程中得到的数据代入式(14)中拟合, 式中 $F(P)$ 采用前一步骤中拟合的结果代入, 可得到当前压力下的阻尼系数 $B(P)$ 及弹性系数 $K(P)$ 。由于移除负载的过程可能会受到人为因素的影响, 因此需要对结果进行筛选。根据在上一步骤所获取的弹性系数 $K(P)$, 选取多

次实验结果中与其接近的结果作为真实结果。对多次真实结果取平均值即可获得当前压力和负载下气动肌肉的阻尼系数。对于气动肌肉伸长情况下的阻尼系数测量则不能采用上述办法,因为在实验过程中发现瞬间增加负载很难完成,而且每次放下负载时的高度很难保持一致,会对气动肌肉产生不同程度的额外冲击。因此,实验中通过从稳态突然减小压力来获取气动肌肉伸长的动态过程。

实验步骤(3)中,回路中的压力比例阀对阶跃响应有较大的影响。图6显示了压强在0.15MPa情况下,回路中包含和不包含比例阀两种情形的阶跃响应曲线(负载从13.72N减小到8.82N)。

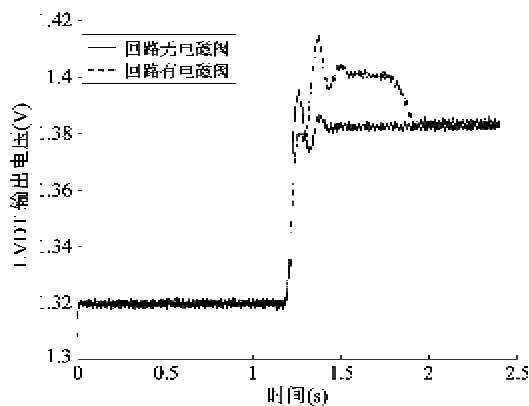


图6 有/无比例阀两种情况下的阶跃响应曲线

点划线表示回路中包含比例阀的响应曲线,实线表示回路中不包含比例阀的响应曲线。显然当回路中包含比例阀时,超调变大,到达稳态的时间也变得更长。因此,为了不影响对气动肌肉动态性能的测量,将电磁阀从回路排除。另外,为了从被噪声污染的位移数据 x 中得到估计阻尼系数 $B(P)$ 所需的速度 $\dot{x}$ 和加速度 $\ddot{x}$,采用有限脉冲响应(FIR)的低通滤波器对位移数据进行了滤波,同时进行了相位补偿。其中一组数据处理的结果如图7所示。

在不同的压力0.150,0.20,0.25,0.30MPa和不同的负载5.88,15.68,30.38,38.22N下进行了多组负载扰动和气压释放实验。气动肌肉收缩和释放过程中阻尼系数 $B(P)$ 的实验结果分别如图8(a)和(b)所示。结果表明阻尼和压力之间不是简单的线性关系,很难用一个简单的函数来描述。而且同样压力条件下,不同负载会产生不同的阻尼系数结果,说明阻尼并不是简单地与压力相关,可能存在更为复杂的函数关系。考虑到阻尼系数的值非常小,对气动肌肉整个模型的影响相对较小,最终采用了

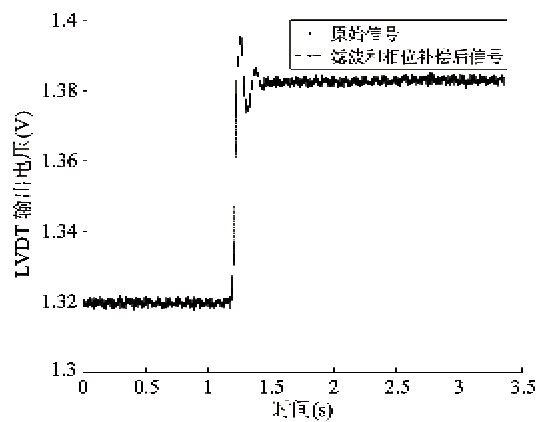
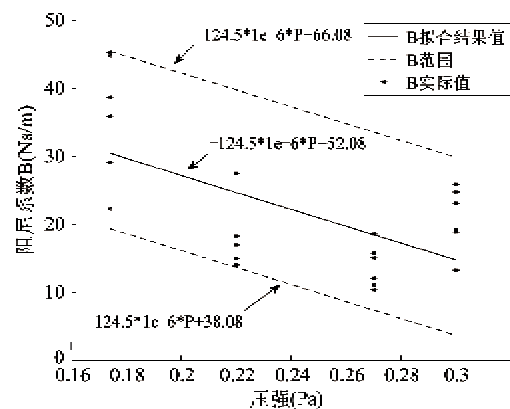
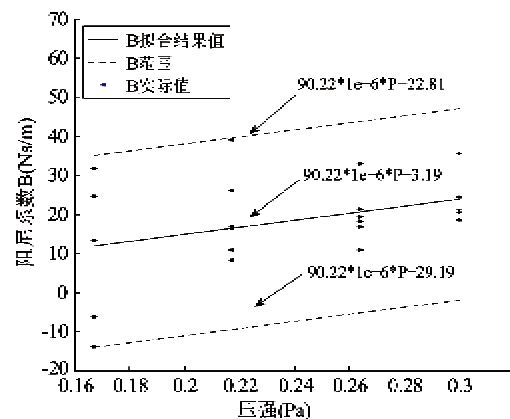


图7 对信号进行预处理的结果



(a) 气动肌肉收缩过程中的 $B(P)$



(b) 气动肌肉伸长过程中的 $B(P)$

图8 阻尼系数 B 与压力 P 关系

一条拟合的直线和其可能产生的误差的边界来描述阻尼系数与压力之间的关系。

综上所述,三元素模型辨识结果如下:

$$M\ddot{x} + B(P)\dot{x} + K(P)x = F(P) - Mg \quad (15)$$

$$F(P) = F_1P + F_0 = 0.00071974544P - 103.35633 \quad (16)$$

$$K(P) = \begin{cases} K_{m1}P + K_{m0} = -0.0570256932P + 15010.710 \\ \quad (0 < P \leq 0.2483 \text{ MPa}) \\ K_{n1}P + K_{n0} = 0.008583153863P - 259.787 \\ \quad (P > 0.2483 \text{ MPa}) \end{cases} \quad (17)$$

$$B(P) = B_{1i}P + B_{0i} = -0.0001245P + 52.08 \pm 14 \quad (\text{收缩}) \quad (18a)$$

$$B(P) = B_{1d}P + B_{0d} = 0.00009022P - 3.19 \pm 26 \quad (\text{伸长}) \quad (18b)$$

3 模型验证

为了验证气动肌肉建模的效果,本文采用滑模和基于模糊补偿的滑模控制进行了比较实验研究。由于篇幅限制,略去控制率推导过程,实验中所采用气动肌肉系统的滑模控制律为

$$P = \hat{b}^{-1}(-\hat{f} + \ddot{x}_d - \lambda \dot{\tilde{x}} - k \text{sgn}(\sigma)) \quad (19)$$

其中,

$$\hat{f}(x, \dot{x}) = \frac{1}{M}(\hat{F}_0 - Mg - \hat{B}_0\dot{x} - \hat{K}_0x) \quad (20)$$

$$\hat{b}(x, \dot{x}) = \frac{1}{M}(\hat{F}_1 - \hat{B}_1\dot{x} - \hat{K}_1x) \quad (21)$$

考虑 $|\hat{f} - f| \leq F^*$, $b = (1 + \Delta)\hat{b}$ 的情况下,切换增益 k 按下式确定:

$$k \geq (F^* + B^* |-\hat{f} + \ddot{x}_d - \lambda \dot{\tilde{x}}| + \eta) / (1 - B^*) \quad (22)$$

而基于模糊补偿的滑模控制律为

$$P = \hat{b}^{-1} \left(- \left(\frac{F_s(x, \dot{x})}{M} - \frac{\hat{H}^1(x, \dot{x} | \Theta^1)}{M} + \frac{\hat{H}^2(x, \dot{x} | \Theta^2)}{M} \right) + \ddot{x}_d - \lambda \dot{\tilde{x}} - k \text{sgn}(\sigma) \right) \quad (23)$$

其中,

$$\hat{H}^1(x, \dot{x} | \Theta^1) = \Theta^{1T} \xi^1(x, \dot{x}) \quad (24)$$

$$\hat{H}^2(x, \dot{x} | \Theta^2) = \Theta^{2T} \xi^2(x, \dot{x}) \quad (25)$$

$$\vartheta_1 = H^1(x, \dot{x}, t) - \hat{H}^1(x, \dot{x} | \Theta^{1*}) \quad (26)$$

$$\vartheta_2 = H^2(x, \dot{x}, t) - \hat{H}^2(x, \dot{x} | \Theta^{2*}) \quad (27)$$

其中 $\Theta = [\bar{y}^1, \dots, \bar{y}^L]^T$ 为参数向量, $\xi(x) = [\xi_1(x), \dots, \xi_L(x)]^T$ 为回归向量(模糊基函数向量)。 η 为一严格正常数。 ϑ_1 和 ϑ_2 分别为两模糊逻辑系统的最小逼近误差。 Θ^{1*} 和 Θ^{2*} 分别为两模糊

逻辑系统的最优参数向量。

在气动肌肉控制系统中,期望轨迹的参考信号定义如下:

$$x_d(t) = 0.012 \sin(2\pi f_1 t - \pi/2) + 0.012 \quad (28)$$

其中 $f_1 = 0.5 \text{ Hz}$ 。

控制参数选择为 $\lambda = 20, \delta = 0.3, \Gamma_1 = 0.003, \Gamma_2 = 0.012$ 。控制输出的气压单位为 MPa。实验时间为 $0 \leq t \leq 6 \text{ s}$, 采样周期为 0.04 s 。为状态 $x, \dot{x}$ 和 $\ddot{x}$ 分别在论域 $[-0.002, 0.026], [-0.10, 0.10]$ 和 $[-0.80, 0.80]$ 上选择 5 个模糊子集。对应的隶属度函数为

$$\mu_{A_1^l}(x) = \exp(-((x - \bar{x}^l)/0.0035)^2), \quad l = 1, 2, 3, 4, 5 \quad (29)$$

$$\mu_{A_2^l}(\dot{x}) = \exp(-((\dot{x} - \bar{\dot{x}}^l)/0.025)^2), \quad l = 1, 2, 3, 4, 5 \quad (30)$$

$$\mu_{A_3^l}(\ddot{x}) = \exp(-((\ddot{x} - \bar{\ddot{x}}^l)/0.2)^2), \quad l = 1, 2, 3, 4, 5 \quad (31)$$

其中 $\bar{x}(l = 1, 2, 3, 4, 5)$ 为 $-0.002, 0.005, 0.012, 0.019$ 和 0.026 , 其对应语言变量的语言值 A_1^l 分别为

NB, NS, ZO, PS 和 PB。 $\bar{\dot{x}}^l(l = 1, 2, 3, 4, 5)$ 为 $-0.10, -0.05, 0, 0.05$ 和 0.10 , 其对应语言变量的

语言值 A_2^l 分别为 NB, NS, ZO, PS 和 PB。 $\bar{\ddot{x}}^l(l = 1, 2, 3, 4, 5)$ 为 $-0.80, -0.40, 0, 0.40$ 和 0.80 , 其对应语言变量的语言值 A_3^l 分别为 NB, NS, ZO, PS 和 PB。

当负载为 0.2 kg 和 0.6 kg 时,系统采用滑模控制(sliding mode control, SMC)和基于模糊补偿的滑模控制(fuzzy compensation based sliding mode control, FCBSMC)的跟踪结果分别如图 9 和 10 所示。

由图 9 和 10 的对比结果,对于同一种控制算法,一般而言负载越小,跟踪误差越小。此外,从不

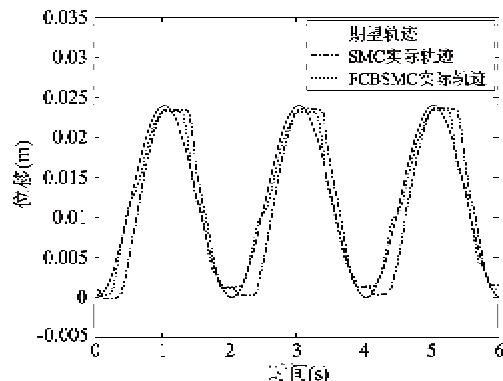


图 9 采用 SMC 和 FCBSMC 的跟踪结果 ($M = 0.2 \text{ kg}$)

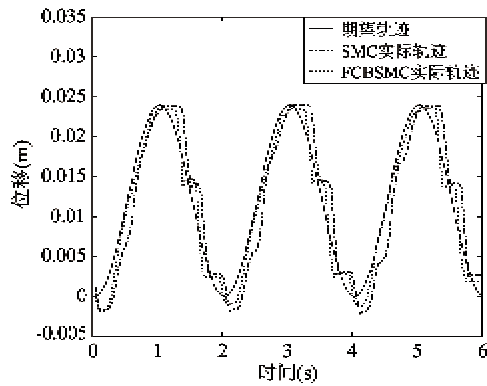


图10 采用SMC和FCBSMC的跟踪结果 ($M = 0.6\text{kg}$)

同控制算法的角度出发,分析误差对比结果可看出基于模糊补偿的滑模控制比传统的滑模控制具有更好的控制效果。实验结果不仅验证了基于模糊补偿的滑模控制算法的可行性,同时也阐明了气动肌肉建模的有效性。

4 结论

在 Reynolds 的研究中,气动肌肉模型参数的有效压力范围是 $206.844 \sim 620.532\text{kPa}$,压力范围的下限限制了气动肌肉的工作区间。而在许多情况下,特别是一些小负载的工作情况下,必须考虑气动肌肉低气压时的动力学特性。本文通过实验对自制的气动肌肉进行了模型辨识的研究。辨识结果表明:三元素模型的有效力系数 F 与压力 P 呈近似线性关系,且随 P 的增大而增大;而弹性系数 K 随 P 的增大,先减小,然后逐渐增加。这一结果与 Klute 理论模型的仿真结论相一致。考虑阻尼系数 B 数值相对较小,对气动肌肉动力学方程的贡献较小,在模型中采用有界的函数来表示。最终,采用 SMC 和 FCBSMC 两种控制方法进行了对比实验,进一步说

明了辨识模型的有效性。该辨识模型扩展了气动肌肉工作的压力范围,提高了三要素模型的实用性。由于本文采用分段模型描述了气动肌肉的动力学特性,因此,模型切换对控制器设计以及控制性能的影响值得进一步深入研究。

参考文献

- [1] 卫玉芬, 李小宁. McKibben 型气动肌肉. 液压与气动. 2003, (03): 22-23
- [2] Chou C P, Hannaford B. Static and dynamic characteristics of McKibben pneumatic artificial muscles. In: Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotic and Automation. San Diego, USA. 1994, 1: 281-286
- [3] Chou C P, Hannaford B. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscle. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 1996, 12(1): 90-102
- [4] Tondu B, Lopez P. Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators. *IEEE Control Systems Magazine*, 2000, 20(2): 15-38
- [5] Klute G K, Hannaford B. Accounting for elastic energy storage in McKibben artificial muscle actuators. *Journal of Dynamics Systems, Measurement and Control*, 2000, 122(2): 386-388
- [6] 刘荣, 宗光华. 人工肌肉驱动特性研究. 高技术通讯, 1998, (6): 34-38
- [7] 隋立明, 包钢, 王祖温. 气动人工肌肉驱动关节特性研究. 液压与气动. 2002, (3): 3-5
- [8] 杨刚, 李宝仁, 傅晓云. 气动人工肌肉系统动态特性研究. 中国机械工程. 2006, 12: 1294-1298
- [9] Colbrum R W, Nelson G M, Quinn R D. Modeling of braided pneumatic actuators for robotic control. In: Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Maui, Hawaii, USA. 2001. 1964-1970
- [10] Repperger D W, Phillips C A, Neidhard-Doll A, et al. Actuator design using biomimicry methods and a pneumatic muscle system. *Control Engineering Practice*, 2006, 14(9): 999-1009
- [11] Reynolds D B, Repperger D W, Phillips C A, et al. Dynamic characteristics of pneumatic muscle. *Ann Biomed Eng*, 2003, 31(3): 310-317

Research on identifying the three-element model for pneumatic muscle

Xing Kexin*, Xu Jianming*, He Defeng*, Zhang Guijun*, Wu Jun**

(* College of Information Engineering, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310023)

(** Department of Control Science and Engineering, HuaZhong University of Science and Technology, Wuhan 430074)

Abstract

Based on the three-element model for pneumatic muscle (PM) proposed by Reynolds, the experiments were conducted to identify the parameters of the PM model. The experimental results demonstrate that the contractile element F_{ce} increases linearly with the pressure P , but a piecewise linear relationship is shown between the pressure P and the spring factor K , which rises up first and then declines with respect to the consistent increase of the pressure P . Therefore, the improved segmented three-element model was used to describe the PM model. In consideration of the small effect on the output force of PM, the damping factor B was treated as a bounded function. Finally, two different sliding mode controllers were designed and the control experiments demonstrated the effectiveness of the proposed model.

Key words: pneumatic muscle (PM), three-element model, spring factor, segmented model, bounded function