

气动人工肌肉的动态驱动特性研究

何国昆, 刘吉轩, 张振营

(西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安)

摘要: 针对由气动人工肌肉、高速开关阀和 PLC 控制器等组成的气动系统, 分析了气动人工肌肉系统动态收缩量的数学模型, 描述了收缩量随着工作频率和气压的变化关系, 将收缩量理论模型与实验值的误差控制在 4% 以内, 为气动人工肌肉的定位控制提供了理论基础. 考虑到气动人工肌肉在动态过程中存在内部橡胶材料阻尼和空气流体阻尼, 在现有的驱动力数学模型上添加了阻尼力项, 建立了阻尼力与工作气压、工作频率和人工肌肉结构参数的数学模型, 将气动人工肌肉动态驱动力的误差从 16% 下降到 2.7%. 通过理论仿真和实验验证, 证明了所建立的动态收缩量数学模型和所改进的动态驱动力数学模型的正确性.

关键词: 气动人工肌肉; 动态收缩量; 驱动特性; 理论模型

中图分类号: TH138.51 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2008)05-0588-04

Dynamic Actuating Characteristic of Pneumatic Muscle Actuator

HE Guokun, LIU Jixuan, ZHANG Zhenying

(School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Aiming at the pneumatic muscle actuator(PMA) system mainly made up of pneumatic muscle actuator, programmable logic controller and high speed switch valve, a mathematic model is established to describe the dynamic constringency length of PMA governed by frequency and pressure. The error of theoretically predicted length is below 4% of the mean value. Considering the rubber damp and fluid damp of PMA, a new model is proposed based on the existing model for more accurately prediction of the dynamic actuating characteristics of the PMA system. A comparison between the simulation and experiment indicates the correctness of the dynamic constringency length model and the modified actuating characteristics model.

Keywords: pneumatic muscle actuator; dynamic constringency length; actuating characteristic; theory model

气动人工肌肉(PMA)是一种具有输出力/自重比大、结构简单、柔顺性好、动作平滑和无爬行,以及使用方便等优点的新型气压驱动器,在工业和医学等领域有着广泛的应用前景,如用作振动送料器的驱动装置、康复医疗器械中的柔性关节等。但是,由于 PMA 系统存在着非线性和迟滞性^[1],现有的理论模型还不能够精确地描述其动态特性和驱动力的特性,这显然会对 PMA 系统的精确控制和工程应用带来困难。本文是在推导出气动人工肌肉系统动态收缩量数学模型的基础上,对现有的 PMA 驱动

力理论模型加以改进,增加了阻尼力项,使理论仿真计算结果更接近于实验结果,为 PMA 系统的精确控制和工程应用提供了更为精确的理论模型。

1 PMA 系统动态收缩量的理论模型

PMA 的结构组成及工作原理如图 1 所示,其内部是弹性很好的橡胶管。PMA 外部为一层高强度的纤维编织网,当充以压缩空气时,PMA 结构在轴向收缩并在径向膨胀,若将其一端固定,另一端连接负载,就可以通过轴向收缩而产生驱动力^[2-3]。

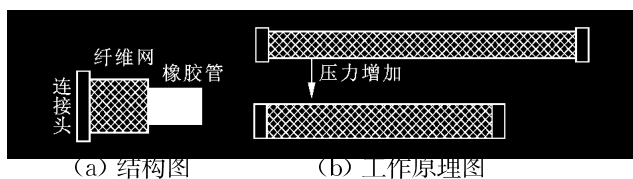


图1 气动人工肌肉的结构与工作原理

目前,对PMA的动态特性研究主要集中在很低频率(0~0.1 Hz)内,根据现有的理论模型可以较好地描述其收缩量和变化过程^[4],但这样低的频率使得PMA的应用受到了很大限制.本文针对如图2所示的PMA系统,建立了可以比较精确地描述频率为0~25 Hz内的动态收缩量的理论模型.

如图2所示,可编程逻辑控制器(PLC)通过输出脉冲信号来控制开关阀的开启状态以及进入肌肉的气体流量.压力传感器和位移传感器分别检测肌肉的进气气压和伸缩量,最后将检测数据采集到PC机中进行数据处理.按照PLC和开关阀、气动人工肌肉腔内的气压变化和负载系统分别建立了理论模型,并推导出PMA系统动态收缩量的理论表达式.

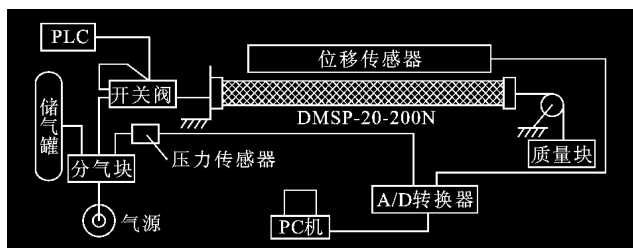


图2 PMA系统的构成简图

1.1 PLC和开关阀系统模型

在PMA系统中,采用西门子s7-200系列PLC和高速开关阀联合进行动态过程控制,PLC通过控制高速开关阀来实现气动人工肌肉的进排气状态控制.高速开关阀是一种快速响应的开关式数字电磁阀,是电子与气压器件之间理想的接口元件,它最显著的特点是能够直接接受数字信号对流体系统的压力或流量进行脉宽调制,为采用PLC控制PMA系统提供了有效手段.

开关阀的气体流量采用sanville公式^[4]来描述,即

$$Q = C_d \frac{A}{(T_1)^{1/2}} \left[\frac{2k}{R(k-1)} \right]^{1/2} P_1 \left[\left(\frac{P_0}{P_1} \right)^{2/k} - \left(\frac{P_0}{P_1} \right)^{(k+1)/k} \right]^{1/2} \quad \left(\frac{P_0}{P_1} \geq C_k \right) \quad (1)$$

$$Q = C_d \frac{A}{(T_1)^{1/2}} P_1 \left[\frac{k}{R} \left(\frac{2}{k+1} \right) \right]^{1/2} \quad \left(\frac{P_0}{P_1} < C_k \right)$$

$$\left(\frac{P_0}{P_1} \leq C_k \right) \quad (2)$$

式中: C_d 为流量系数; A 为气动回路的有效开口面积; T_1 为腔内温度; k 为绝热指数; R 为气体常数; P_0 为肌肉腔内气压; P_1 为开关阀进气压力; C_k 为定压比热容.

由开关阀的工作原理可以知道,在高电平时开关阀完全被打开,低电平时开关阀则完全关闭^[5]. 在一个控制周期 T 内,设 t_1 是开关阀关闭时间, t_2 是开关阀开启时间, t_2/T 则为脉冲信号的占空比. 因此,在一个周期内开关阀的进气量为

$$q_m = Q \lambda / f \quad (3)$$

式中: f 为 PLC 输出脉冲信号的频率, $f=1/T$; λ 为脉冲占空比. λ 和 T 都可以通过 PLC 进行调节.

1.2 气动肌肉腔内气压变化模型

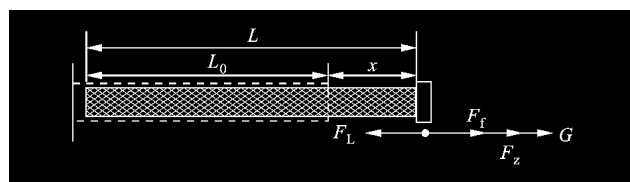
为了分析气动肌肉腔内气压的变化过程,对进气过程作以下几个假设:①气体为理想气体,且满足理想气体状态方程 $P=\rho RT$;②气体流动过程为等熵绝热过程;③忽略气体温度变化对流动过程的影响.基于这些假设,根据流量连续性方程和能量守恒定律可得

$$\frac{dP_0}{dt} = k \left(RT_0 \frac{q_m}{V} - \frac{P_0}{V} \frac{dV}{dt} \right) \quad (4)$$

式中: V 为气动肌肉腔体积.

1.3 负载动力学模型

取PMA系统中自由端进行受力分析,得到的受力示意图如图3所示.



L_0 : 气动人工肌肉的原始长度; L : 气动人工肌肉收缩后的长度;
 x : 收缩量; F_L : 驱动力中的理想力; F_f : 驱动力中的摩擦力;
 F_z : 驱动力中的阻尼力; G : 动态系统中质量块的重力

图3 PMA受力示意图

根据动力学方程可得

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} = F_L - F_f - F_z - G \quad (5)$$

联立式(1)~式(5)即可得PMA动态收缩量的理论模型.

2 气动肌肉驱动力模型

驱动力是PMA的一个重要特性,目前,PMA输出力特性广泛采用的是Zhou等人^[6]给出的数学

模型形式. 华中科技大学气动中心在 Zhou 的模型上考虑了摩擦力的影响, 建立了更好的静态驱动力模型^[7-8]

$$F_L = (P_o - P_e) \left[\frac{3\pi D_0^2}{4 \tan^2 \theta_0} (1 - \epsilon)^2 - \frac{\pi D_0^2}{4 \sin^2 \theta_0} \right] \quad (6)$$

$$|F_f| = f_s S_c P / n \quad (7)$$

式中: ϵ 为气动肌肉收缩率; P_e 为参考气压, 取为 0.1 MPa; D_0 为气动肌肉的初始直径.

驱动力模型的仿真结果和静态实验数据吻合得较好, 但是根据 PMA 工作原理可以看出, 驱动力除了理想力和摩擦力以外, 还存在着阻尼力. 阻尼力主要来自气体高速流动的流体阻尼和橡胶本身的阻尼, 这两部分阻尼都随着工作频率的提高而增大, 所以当 PMA 在静态和很低的频率下工作时, 阻尼力很小甚至可以忽略, 但是当 PMA 工作频率达到 10 Hz 以上时, 其阻尼力明显增大. 因此, 为了更精确地描述动态驱动力就需要增加阻尼力.

为了简化对阻尼力的分析, 将橡胶阻尼力和流体阻尼力都作为应变率的线性关系, 从而得到橡胶和流体的宏观阻尼力简化模型

$$F_z = \mu_1 \frac{dL}{dt} + \mu_2 \frac{dL}{dt}$$

因此得到阻尼力项

$$F_z = (\mu_1 + \mu_2) \frac{dL}{dt} = (\mu_1 + \mu_2) \frac{d(L_0 - x)}{dt} = -(\mu_1 + \mu_2) \frac{dx}{dt} \quad (8)$$

式中: μ_1 为橡胶阻尼系数; μ_2 为空气阻尼系数. 将 PMA 驱动力模型修改为

$$F = F_L + F_f + F_z \quad (9)$$

3 仿真和实验

3.1 收缩量模型的仿真和实验

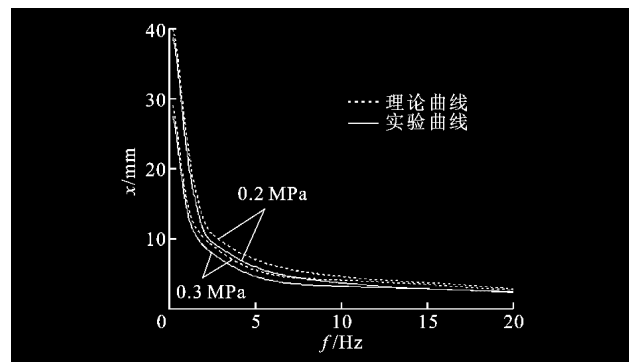
根据图 2 所示, 由 PMA 系统模型构建了相应的实验系统, 将 PMA 的一端固定在实验台支架上, 另一端悬挂质量块且施加负载力. 在实验过程中, 采用压力传感器和位移传感器分别检测 PMA 腔内的压力变化及收缩量的变化. 实验主要元器件性能指标见表 1.

根据收缩量模型进行仿真分析, 并与实验结果进行了比较, 从图 4 和图 5 中可以看出, 在 0~5 Hz 时, 收缩量随着频率的增加而急剧减小, 但在 5 Hz 以上受频率变化的影响较小. 由于 PMA 高频收缩时的发热, 使腔内气体变化不再是绝热过程, 因此理

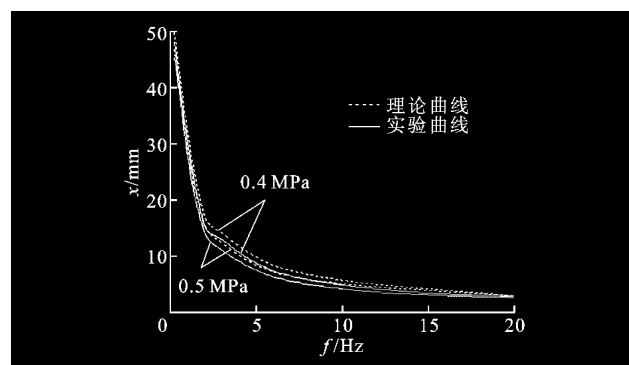
表 1 实验主要元器件及其性能指标

元件名称	元件型号	主要性能指标
高速开关阀	MHE4-MS1H-3/2G	公称通径 2 mm 最大切换频率 150 Hz
压力传感器	SDE-10-10 V/20 mA	测量范围为 0~10 MPa 线性误差为 0.5%
位移传感器	TLH225	测量范围为 0~300 mm 精度为 0.2 mm
拉力传感器	XYL-1	测量范围为 0~500 kg 精度为 0.05%
数据采集卡	PCI-9111	AD 通道 16 位单端模拟输入 精度为 0.02%

论模型在高频时的误差比低频时大. 总之, PMA 收缩量理论模型的仿真结果和实验结果之间的最大误差约为 4%, 因此吻合较好.



(a) P_1 为 0.2 MPa 和 0.3 MPa



(b) P_1 为 0.4 MPa 和 0.5 MPa

图 4 PMA 动态收缩量随频率的变化曲线

3.2 驱动力模型的仿真和实验

如图 6 所示, 在 PMA 右端接拉力传感器并将此端固定, 在实验过程中, 采用压力传感器、位移传感器和拉力传感器分别检测 PMA 进气压力、气动肌肉收缩量和肌肉输出力的变化.

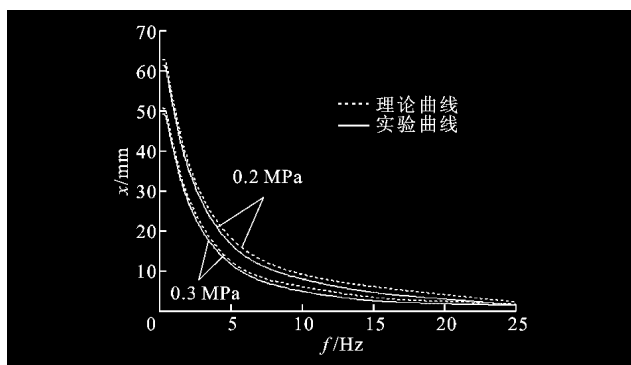
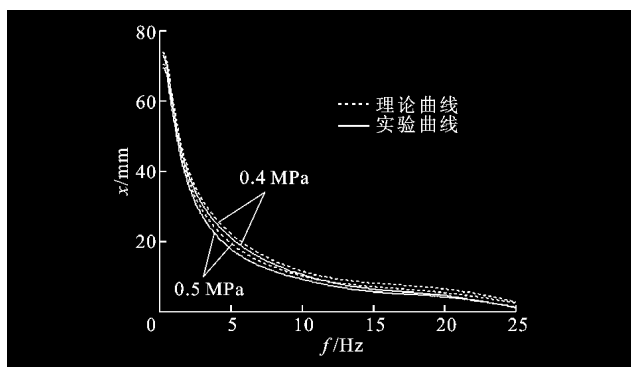
(a) P_1 为 0.2 MPa 和 0.3 MPa(b) P_1 为 0.4 MPa 和 0.5 MPa

图5 PMA 动态收缩量随频率的变化曲线

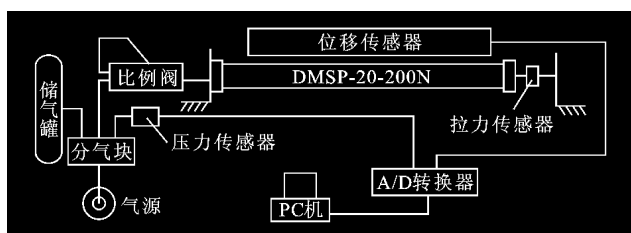


图6 驱动力特性实验系统

根据驱动力模型进行仿真分析,并与实验结果进行比较,如图7所示.由数据计算出原始模型的平均误差约为16%,改进模型误差为2.7%,可见添加阻尼力后能更好地描述PMA的动态驱动力.在PMA收缩率较大(频率比较低)的时候,原始模型

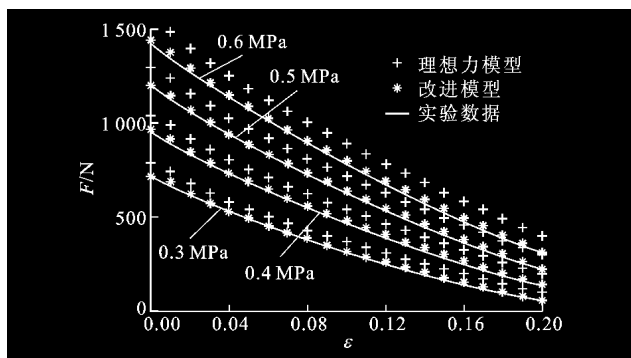


图7 PMA 驱动力的理论仿真与实验曲线

误差相对较小,这是由于在频率低的时候阻尼力也相对较小,但是总体来看,原始模型的仿真结果与实验曲线的误差较大.

4 结 论

本文针对PMA系统所建立的动态收缩量数学模型能够较好地描述其动态特性,并通过实验验证了动态收缩量数学模型的正确性.同时,考虑了阻尼力的影响,对PMA动态驱动力模型进行了改进,并进行了仿真和实验验证.结果表明,PMA在较高频率下工作时,改进的驱动力模型能够更好地描述动态驱动力的变化,因此为进一步开展PMA系统的动态过程控制和应用研究奠定了良好的基础.

参考文献:

- [1] ZHAO Huailin, LI Guo, YU Datai. Research on the characteristics of mckibben pneumatic artificial muscles [J]. Hydraulic and Pneumatic, 2005, 7(8): 29-30.
- [2] 杨钢, 李宝仁, 刘军. 一种新型气动执行元件——气动人工肌肉 [J]. 中国机械工程, 2003, 14(15): 1347-1349.
- [3] YANG Gang, LI Baoren, LIU Jun. Artificial pneumatic muscles actuator: a new type of pneumatic actuator [J]. Chain Mechanical Engineering, 2003, 14(15): 1347-1349.
- [4] YE Qian, WANG Zhuwen, BAO Gang. Pneumatic artificial muscles [J]. Hyd Pneum and Seals, 2000(2): 12-15.
- [5] REYNOLDS D B. Modeling the dynamic characteristics of pneumatic muscle [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2003(31): 310-317.
- [6] NELSON C, BEZDICEK M, BROWN M. Joint motion control of a powered lower limb orthosis for rehabilitation [J]. International Journal of Automation and Computing, 2006(3): 271-281.
- [7] CHOU Chingping, HANNAFORD B. Static and dynamic characteristics of mckibben pneumatic artificial muscles [J]. IEEE Robotic and Automation Conference, 1994(5): 281-286.
- [8] 杨刚. 气动人工肌肉位置伺服系统研究及其应用 [D]. 武汉: 华中科技大学机械工程学院, 2004.
- [9] TONDU B, LOPEZ P. Modeling and control of mckibben artificial muscle robot actuators [J]. IEEE Control Systems Magazine, 2000(5): 15-38.

(编辑 管咏梅)