

文章编号:1004-7220(2019)04-0399-05

基于6自由度机械臂的脊柱运动控制

叶焰杰, 林宇峰, 蔡达威, 曾达

(厦门医疗器械研发检测中心, 福建 厦门 361026)

摘要:目的 研究并建立基于6自由度机械臂的脊柱运动控制系统,为模拟脊柱运动及内固定植入物相关生物力学测试提供稳定有效的测试方案。方法 首先研究L2~5节段脊柱系统刚度矩阵识别方法,并通过此刚度矩阵对系统进行解耦。其次,联合六轴机械臂控制系统及增量式PID控制算法,建立各个轴向运动的直接力控制系统。最后,通过此套六轴直接力控制系统对L2~5节段脊柱模型进行前屈后伸(flexion-extension, FE)、左右侧弯(lateral bending, LB)、左右扭转(axial rotation, AR)运动模拟,各个运动中均只在主运动轴方向上施加7.5 N·m纯力矩。结果 脊柱L2~5节段在FE、LB、AR运动中活动度(range of motion, ROM)分别为23.01°、27.92°、9.81°。主运动轴运动载荷均能达到7.5 N·m,其他非主运动轴均能保持在零载荷,控制误差均方根值(root mean square, RMS)小于3 N和0.1 N·m。结论 提出的含系统刚度矩阵解耦和增量式PID的直接力控算法,能够有效地对脊柱施加FE、LB、AR运动上的纯力矩,控制精度较高。研究结果对各类腰颈椎生物力学测试具有较高的工程应用价值。

关键词:脊柱生物力学;机械臂;解耦;直接力控制;运动模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.04.010

Spinal Kinetic Control Based on a 6-DOF Robotic Manipulator

YE Yanjie, LIN Yufeng, CAI Dawei, ZENG Da

(Xiamen Medical Device Research & Testing Center, Xiamen 361026, Fujian, China)

Abstract: **Objective** To design and implement a control algorithm in a 6 degree of freedom (DOF) robotic manipulator, so as to simulate the spinal motion and provide stable and efficient testing plan for biomechanical tests on spinal implants. **Methods** The recognition method of stiffness matrix for L2-5 spinal system was firstly studied for decoupling purpose. Secondly, the direct force control system under each axial motion was established by combining the 6-axis manipulator control system with the incremental proportion integration differentiation (PID) control algorithm. By using the 6-axis direct force control system, pure moment of 7.5 N·m was applied in the direction of main motion axis to simulate flexion-extension (FE), lateral bending (LB) and axial rotation (AR) motion of L2-5 spinal segment. **Results** The range of motion (ROM) of L2-5 segment in FE, LB and AR direction was 23.01°, 27.92°, 9.81°, respectively. A 7.5 N·m pure moment could be achieved in the main motion axis, while maintaining zero force/moment in the unconstrained axis with root mean square (RMS) errors being less than 3 N and 0.1 N·m, respectively. **Conclusions** The proposed algorithm of direct force control using PID controller with predetermined stiffness decoupling matrix was capable of applying pure moment to the spine under FE, LB, AR motion. The research findings have a relatively high value of engineering application for various biomechanical testing of lumbar vertebrae.

Key words: spinal biomechanics; robotic manipulator; decoupling; direct force control; motion simulation

收稿日期:2018-07-11; 修回日期:2018-08-29

通信作者:叶焰杰, E-mail:yeyanjie@xm-mdt.com

人体脊柱主要由椎体、椎间盘以及众多韧带构成,各个椎体节段间相对的位移变化形成脊柱的前屈后伸 (flexion-extension, FE)、左右侧弯 (lateral bending, LB)、左右扭转 (axial rotation, AR) 运动。脊柱椎体骨折、椎间盘损伤以及临床各种内固定治疗方式等均会影响脊柱运动的活动度 (range of motion, ROM) 和稳定性。为了测试脊柱损伤或各类固定治疗方式对脊柱运动的影响,学者们研制开发了众多加载测试装置,例如滑轮系统加载方式、关节臂加载方式、基于万能材料试验机加载方式、6 自由度机械臂运动加载方式等^[1-2]。其中,6 自由度机械臂的加载方式具有可连续加载、控制精度较高、运动范围大、安装简易、控制程序功能性良好等优势,故越来越多的国外学者采用机械臂加载方式^[3-6],而有关国内采用机械臂加载测试的研究目前鲜有报道。邓国勇等^[7]采用机械臂进行脊柱生物力学测试,但该研究在控制方式和控制精度方面没有详细说明。

为了深入分析脊柱的运动生物力学特性,对比各类内固定器生物固定的稳定性,研究者通常在进行对比测试时采取施加纯力矩或在施加恒定轴向力下加载纯力矩的方式。因此,在采用机械臂进行脊柱测试前,仍需要建立一套有效的控制系统,在施加纯力矩情况下保证一定的精度,同时保证其他轴上的力处于规定范围内(如保持零值),而该套控制系统则是整个脊柱测试系统的核心部分。在脊柱生物力学测试中,外界载荷的施加精度对整个脊柱运动 ROM 等测试结果影响最大,特别是对较长脊柱节段的影响更加明显。Panjabi 等^[9]通过分析各轴轴向力对脊柱弯矩影响认为,脊柱生物力学研究应采取施加纯力矩的方法。图 1 所示为轴向力对脊柱弯矩的影响。脊柱 L2~5 节段长度约为 0.2 m,当横向误差力为 10 N 时,脊柱节段从上至底弯矩逐渐增加至 2 N·m,而通常脊柱测试施加的纯力矩为 7~10 N·m,故 10 N 横向误差力所带来的 2 N·m 误差对 ROM、中性区 (neutral zone, NZ) 等测试结果将产生极大的影响,而脊柱测试的重复性较差。同样,在垂直方向的误差力会产生不可预估的弯矩,从而影响脊柱整体运动 ROM。综上所述,衡量一套有效的脊柱运动控制系统的方式主要看其各轴的误差的抑制能力,通常各轴轴向力误差控制

在 5 N 以内可认定为有效。

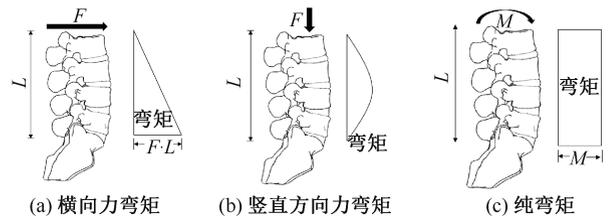


图 1 轴向力对脊柱弯矩大小的影响示意图

Fig.1 Effect of axial force on bending moment of the spine

(a) Moment under transverse force, (b) Moment under vertical force, (c) Pure bending moment

国外学者研究的脊柱运动控制算法主要有位移控制、直接力控制以及混合位移-力控制等方式,其中位移控制方式的研究起步较早,正常厂家在出售机械臂时已经附带了位移控制的功能,早期多数脊柱测试直接利用该方式进行测试,其他大多数力控制方式也是建立在位移控制算法的基础上。使用位移控制方式进行脊柱测试的主要缺点在于需要预先确定脊柱上节段的运动轨迹,以求解机械臂的确切运动位置,但因为人体脊柱具有蠕变性,不同运动速度下的实际运动轨迹均有所区别,且位移控制并不会对所产生的误差力进行修正,故采用位移控制难以达到较高的控制精度。Bell 等^[6]采用位移控制方式测试产生的误差力均方根值 (root mean square, RMS) 达到 15 N,其测试得到的载荷-位移曲线与高精度力控制下的载荷-位移曲线有明显差异。因此,在脊柱运动测试中位移控制方式逐渐被国外学者所弃用。混合位移-力控制方式能很好解决脊柱运动 NZ 的控制问题,但其只有在已知固定方式和脊柱模型系统的情况下才能保持较好的稳定性,对不同系统的控制适应性能力较差。鉴于较高的控制精度才能保证脊柱测试的可重复性和可比性,本文选择适应能力强的直接力控制方式研究脊柱运动生物力学测试的控制精度问题。

直接力控制方式是通过误差力值对输入力值进行修正的控制方式,不同的修正算法对测试过程的精度和稳定性影响巨大。过大的修正将使系统分散产生巨大力矩或轴向力,导致模型被破坏,过小的修正又会导致误差抑制不明显。因此,只有合适有效的修正算法才能保证整个控制系统的精确度和稳定性。本文采用的控制方式是包含增步式

比例-积分-微分控制(proportion integration differentiation, PID)及脊柱系统模型解耦算法的直接力控制。增量式 PID 控制将当前时刻的控制量和上一时刻的控制量做差,以差值为新的控制量,是一种递推式的算法,具有抗干扰能力强、节省数据存储空间的优点。脊柱运动是一种六轴运动互相耦合作用的结果,本文识别了脊柱运动刚度矩阵,在此基础上进行脊柱运动的解耦,从一定程度上实现各个轴向运动的单独力控制;并对人体脊柱 L2~5 节段进行 FE、LB、AR 运动的控制,控制精度能满足预期要求。

1 材料和方法

1.1 系统设备及软件

测试控制系统的主要硬件设备及软件包含:Staubli TX90 六轴机械臂(Staubli 公司,瑞士);Staubli CS8 系列控制器(Staubli 公司,瑞士);六轴力传感器 FTS(ATI 公司,美国);VAL3 编程软件。

Staubli TX90 机械臂有 6 个由直流伺服电机驱动的旋转关节,能够实现空间上 6 个坐标的运动(3 个位移、3 个旋转坐标)。配合 CS8 系列控制器,其位移精度可达到 ± 0.03 mm,最大负载可达到 20 kg。CS8 控制器能够识别 VAL3 编程语言,利用 VAL3 编程软件丰富的运动控制指令可实现路径实时控制,且最大控制频率可达 250 Hz。

1.2 系统解耦的直接力值控制理论

采用直接力值控制方式进行 6 自由度纯扭矩控制,从而实现脊柱模型的 FE、LB 及 AR 运动。反馈控制的算法主要包含增量式 PID 控制算法和系统解耦控制算法,反馈回路控制示意如图 2 所示。

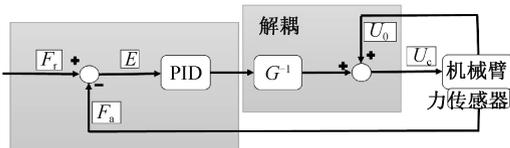


图2 直接力控示意图

Fig.2 Schematic diagram of direct force control

作为数字 PID 控制算法的一种基本形式,增量式 PID 控制是通过将控制量最近 3 次误差之间的差值进行 PID 控制的一种控制算法,具体计算公式为:

$$\Delta u[n] = K_p \{e[n] - e[n-1]\} + K_i e[n] + K_d \{e[n] - 2e[n-1] + e[n-2]\} \quad (1)$$

将此计算结果作为输入信号的增量,在此基础上加上此时位移坐标值,作为新的输入信号。

脊柱运动是一个空间 6 自由度的运动,包含 3 个轴向平动和 3 个轴向转动(见图 3)。但由于脊柱复杂结构的影响,各个自由度的运动并非相互独立。例如:在脊柱 L2 节段施加 Y 轴方向的转动,增加 Y 轴方向力矩的同时也会产生 X 轴方向的轴向力。通过实际测试发现,脊柱运动中每个自由度的运动对其他轴都会产生影响。因此,脊柱系统构成了一个“耦合”系统,而仅各自通过 1 个输入去控制 1 个输出难以达到要求的控制响应速度和精度。针对“耦合”系统的控制,需要在输入信号之前对系统进行解耦,目的是消除各个自由度之间的影响。本文采用的解耦方式为在输入信号之前乘以脊柱系统刚度矩阵 G 的逆矩阵,定义为 G^{-1} 。因为识别脊柱系统刚度矩阵是在对脊柱下端进行固定的情况下,所以识别出的刚度矩阵是正定矩阵,保证了脊柱系统刚度矩阵 G 可逆。



图3 脊柱运动6自由度坐标系

Fig.3 6-DOF coordinate system of the spine

因为涉及系统解耦问题,在实际试验之前需要识别脊柱系统的刚度矩阵^[8]。假设输入信号为 $\{X\}$, 输出信号为 $\{Y\}$, 输入与输出信号的关系为:

$$\{Y\} = G \times \{X\} + \{Y_0\} \quad (2)$$

式中: G 为 6×6 的对称矩阵,在计算过程中可采集多组 $\{X\}$ 和 $\{Y\}$ 信号对 G 进行最小二乘估计。

1.3 脊柱运动模拟测试

在验证完各个模块的功能后,即可模拟脊柱运动。采用的脊柱模型为美国 Sawbones 公司生产的脊柱 L2~5 节段模型,其具有类似于人体脊柱的几何形态和力学性能。

测试前进行脊柱模型安装,固定脊柱模型的底部,并将脊柱模型顶部固定于机械臂末节点六轴力值传感器上,手动控制机械臂移动至零点位置,使传感器上的力值为0(见图4)。在程序中补偿力传感器和脊柱上基座的空间坐标偏移量,使控制点位于脊柱上节段中心点,控制点位移采用地坐标的形式进行控制。分别对脊柱 L2~5 节段模型 Y 轴(FE)、X 轴(LB)、Z 轴(AR)施加 $\pm 7.5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 纯力矩,并记录各运动工况下各轴的载荷-位移曲线。



图4 脊柱 L2~5 节段模型安装机械臂测试图

Fig. 4 Picture of a biomimetic L2-5 spinal model construct attached to the robotic manipulator

2 结果

从脊柱 L2~5 节段进行 FE、LB、AR 运动的载荷-转角曲线可知,主运动轴均能在 $-7.5\sim 7.5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 载荷范围内进行往返运动,而其余非主运动轴均保持在零值附近波动(见图5)。脊柱 L2~5 节段模型在 FE、LB 及 AR 运动中 ROM 分别为 23.01° 、 27.92° 、 9.81° 。其他非主运动轴控制误差 RMS 见表1,各轴误差 RMS 均小于 3 N 和 $0.1 \text{ N}\cdot\text{m}$,控制精度能够满足预期要求。

表1 各轴载荷误差 RMS 及各运动工况下活动度

Tab.1 RMS value of force and moment in 6 axes and ROM under different motions

运动	F_x/N	F_y/N	F_z/N	$M_x/(\text{N}\cdot\text{m})$	$M_y/(\text{N}\cdot\text{m})$	$M_z/(\text{N}\cdot\text{m})$	ROM/ $^\circ$
FE	2.02	0.48	2.93	0.04	—	0.02	23.01
LB	0.36	0.65	1.94	—	0.04	0.08	27.92
AR	0.29	0.49	0.65	0.04	0.03	—	9.81

3 讨论与结论

目前已有大多国外学者采用位移控制、混合控制以及直接力控制的方式进行脊柱运动控制测

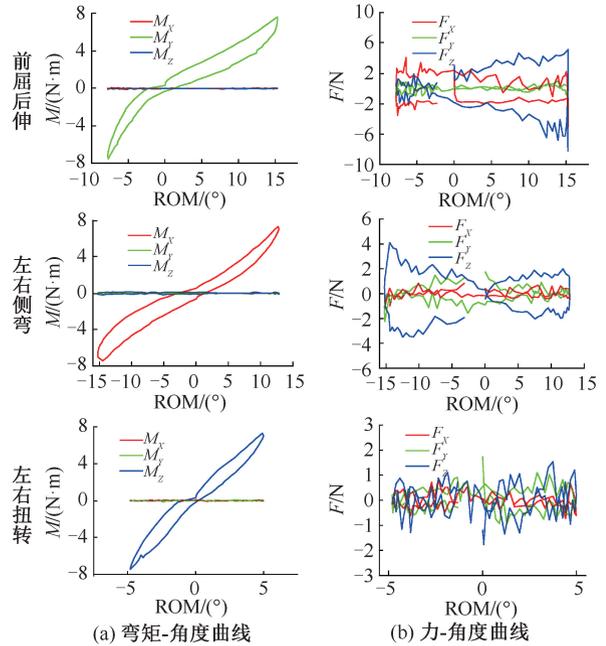


图5 脊柱 L2~5 节段在各运动工况下载荷-转角曲线

Fig.5 Load-angle curve of L2-5 spine under different motions
(a) Moment-angle curve, (b) Force-angle curve

试,且各类控制方式下的具体控制算法仍有较大区别,控制误差仍有较大差异,较大的控制误差会直接影响测试结果的准确性,故采用合理精确的脊柱运动控制算法是进行脊柱生物力学研究的重要工程应用基础。在主流的3种控制方式中,采用位移控制时需要提前预设运动轨迹,且通常在非主运动轴的控制误差较大;而采用混合位移-力控制的方式能较好实现非主运动轴的控制精度,但是其稳定性及适应能力较弱。Martínez 等^[5]采取基于 PI 闭合算法的直接力控方式在猪颈椎前屈运动方向施加 $3 \text{ N}\cdot\text{m}$ 载荷,控制误差 RMS 可在 1.7 N 和 $0.3 \text{ N}\cdot\text{m}$ 以内。Bell 等^[6]研究多种位移控制和力控的控制效果,并选择两者中最佳的控制算法进行混合位移-力控制,控制误差 RMS 可达到 2.4 N 和 $0.2 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。本文采用针对脊柱模型进行系统解耦的方式对运动六轴进行直接力控制,让机械臂直接对主运动轴加载纯力矩,并控制其余非主运动轴维持在零载荷,控制频率可达 250 Hz ,控制误差 RMS 在 3 N 和 $0.1 \text{ N}\cdot\text{m}$ 内。因此,通过此控制算法能够让机械臂自动寻找最佳的运动路线,从而对脊柱施加预期的载荷。采用直接力控

的方式也具有实现控制多轴加载的能力,不仅仅限于单轴的纯力矩加载,即可实现前屈、扭转等复杂混合运动,而这也是位移控制和混合控制较难实现的复杂运动。

在脊柱生物力学测试研究中,通常选择单轴加载纯力矩或在恒定轴向力下加载纯力矩来进行对比研究,故其他非主运动轴的载荷控制精度需要控制在可接受范围内。本文采用的脊柱测试模型为L2~5节段,在实际测试中载荷条件应选择恒定轴向力下加载纯力矩的方式,但施加恒定轴向力后脊柱模型的非线性特性将大大降低^[8],这通常会降低脊柱运动控制难度,故本文在验证控制算法精度时不选择施加轴向力。通常施加恒定轴向力的方式可选择从模型顶部沿模型轴线引线并加恒定重物的方法,恒定重物的质量可根据测试要求进行选择。本文采用的系统解耦的增步式PID控制方式在测试过程中可维持非主运动轴的误差RMS在3 N和0.1 N·m内,能够满足脊柱试验的精度要求。从测试运动曲线可以看出,较大的误差值主要集中在大角度位移的位置,此时在主运动轴的载荷达到最大,对其余轴的影响也达到最大,控制误差较难压制。并且本文识别的脊柱刚度矩阵仅是一个拟合值,而实际脊柱刚度矩阵是随位移变化的非线性刚度矩阵,因此在系统解耦上仅是一个近似解耦,在实际控制过程中输入信号值相互之间仍会对其余输出产生影响,这点在刚度最大的大角度位置体现较为明显。但总体而言,本文提出的包含增步式PID控制及脊柱系统模型解耦算法的直接力控制方式仍能提供较好的控制精度,满足脊柱测试中的加载要求,为未来脊柱颈腰椎生物力学测试提供更为精确的测试工程条件,为更加精确地探索人体脊柱运动特性提供工程技术解决方案。

参考文献:

- [1] 谢勇, 晏怡果. 离体脊柱生物力学测试的加载方法研究进展 [J]. 医用生物力学, 2018, 33(2): 174-180.
XIE Y, YAN YG. Advances in loading methods of *in vitro* spinal biomechanical test [J]. J Med Biomech, 2018, 33(2): 174-180.
- [2] 季伟, 王向阳. 脊柱离体运动加载方法研究进展 [J]. 医用生物力学, 2012, 27(4): 464-469.
JI W, WANG XY. Advances on loading methods for spinal movement *in vitro* [J]. J Med Biomech, 2012, 27(4): 464-469.
- [3] MAGESWARAN P, TECHY F, COLBRUNN RW, et al. Hybrid dynamic stabilization: A biomechanical assessment of adjacent and supraadjacent levels of the lumbar spine [J]. J Neurosurg Spine, 2012, 17(3): 232-242.
- [4] BONNER TF, GILBERTSON L, COLBRUNN RW. Adaptive hybrid control algorithm with iterative learning for robotic *in vitro* biomechanical testing of spine [C]// Proceeding of ASME 2012 Summer Bioengineering Conference. Fajardo: ASME, 2012: 1099-1100.
- [5] MARTÍNEZ H, OBST T, ULBRICH H, et al. A novel application of direct force control to perform *in-vitro* biomechanical tests using robotic technology [J]. J Biomech, 2013, 46(7): 1379-1382.
- [6] BELL KM, HARTMAN RA, GILBERTSON LG, et al. *In vitro* spine testing using a robot-based testing system: Comparison of displacement control and "hybrid control" [J]. J Biomech, 2013, 46(10): 1663-1669.
- [7] 邓国勇, 田联房, 陈艺, 等. 基于关节机器人的人体脊柱生物力学试验装置设计 [J]. 医用生物力学, 2008, 23(6): 446-453.
DENG GY, TIAN LF, CHEN Y, et al. Joint-robotics-based design of biomechanics testing device on human spine [J]. J Med Biomech, 2008, 23(6): 446-453.
- [8] STOKES IA, GARDNER-MORSE M, CHURCHILL D, et al. Measurement of a spinal motion segment stiffness matrix [J]. J Biomech, 2002, 35(4): 517-521.
- [9] PANJABI MM. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework [J]. Spine, 1988, 13(10): 1135-1140.