

文章编号: 1671-0444(2018)04-0623-07

# 体外肩关节生物力学模拟器的设计与试验

方亮, 于随然

(上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

**摘要:** 开发一台新型的肩关节模拟器,用于人体肩关节病理及修复策略的研究。针对国人肩关节的尺寸及其运动学特征设计肩关节模拟器,联合使用电动、气动推杆实现体外肩关节动态外展运动,同时采集肩生物力学功能参数。外展轨迹跟踪的能力和参数统计能力通过均方根误差与标准偏差进行评估。试验验证了体外肩关节骨肌系统模拟器的可行性,为肩关节生物力学的研究提供了一种新方案。

**关键词:** 肩关节; 外展模拟; 生物力学; 功能参数

**中图分类号:** R 318.01      **文献标志码:** A

## Design and Experimental Study of an In-Vitro Shoulder Biomechanical Simulator

FANG Liang, YU Suiran

(School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** A novel shoulder simulator was developed for the purpose of pathology study and repair strategy of human shoulder joint. The structure of the shoulder simulator was designed according to the average size of the Chinese shoulders and their kinematics. Electrical and pneumatic actuators were used in combination to achieve dynamic abduction motion of the in-vitro shoulder. Meanwhile, the biomechanical functional parameters were acquired. The ability to track setpoint profiles for abduction and the statistical capabilities for functional parameters were evaluated by root mean square error and standard deviation. The feasibility of the simulator for in-vitro shoulder musculoskeletal system was verified, thus providing a new solution for the study of shoulder biomechanics

**Key words:** shoulder; abduction simulation; biomechanics; functional parameter

为了研究肩关节损伤的治疗方法,需要探讨肩关节在正常、病理和治疗状态下的运动学和动力学特征。体外肩关节运动模拟器能够将医生的定性评价量化,用来进行可重复条件下的基础生物力学研究,帮助人们进一步认识肩关节生物力学。

肩关节生物力学可以使用尸体测试装置进行研

究,用于研究肩关节生物力学的尸体肩关节模拟器最初是静态的,而且无法反馈。这些系统的大部分仅用于评估静态定位下肩关节的生物力学。Mihata等<sup>[1]</sup>和McGarry等<sup>[2]</sup>对静态加载条件下的肩关节标本做了大量试验研究,设定了多个生物力学参数来定量评估上关节囊修复前后的稳定性,具有新颖性。然而,就模拟器本身而言,采用挂重物的方式产生肌

收稿日期: 2018-03-27

作者简介: 方亮(1991—),男,安徽桐城人,硕士研究生,研究方向机械设计, E-mail: LibraloveVirgo@sjtu.edu.cn  
于随然(联系人),男,教授, E-mail: sryu@sjtu.edu.cn

肉力,加载系统不灵活,力的调节操作复杂。Werner等<sup>[3]</sup>采用了基于步进电机驱动的肌力加载系统,但由于肱骨的位置是静态固定的,系统中没有施加起抬升作用的三角肌。用于静态试验的模拟器的共同特点是其肌力负载不能模拟肌肉主动收缩来完成动态变化。

有些研究者通过设计运动机构<sup>[4]</sup>或者直接控制一台机械臂<sup>[5]</sup>固定住肩胛骨或肱骨进行被动的运动,并收集在外在辅助下的关节被动特性。但是由于肌肉组织对于肩关节正常的球窝运动的保持具有重要意义,在肩关节肌肉未被激活的模拟器中,骨肌系统的生理效应也就无法体现。

Kedgley等<sup>[6]</sup>设计的盂肱关节模拟器使用了持续可变的肌肉力来驱动肩关节运动,形成比被动系统具有更高重复性的运动。另外,这些肌肉近似地复制了体内关节动力特征,这也是国际报道中首次采用活体肌肉加载比例数据的案例。然而,只有少数系统研究了运用肌力加载驱动或“主动式”连续运动下的运动学和动力学。Giles等<sup>[7]</sup>设计出了运动控制上更为复杂的动态模拟器,打破了之前模拟器在控制第二个自由度(如水平伸展平面和轴向旋转)的能力限制,但是其生物力学数据的采集能力相对较弱。

到目前为止,国内还没有能够多参数检测体外肩关节功能的模拟器。因此,本文设计一种新的模拟器来进行体外肩关节生物力学的测量,以满足国内关于肩关节研究的需求。该模拟器具体的设计目标如下:

(1) 该模拟器可以测试各种尺寸的成年体外肩关节标本;夹具符合骨端解剖学特点且不影响关节活动,便于装配。

(2) 该模拟器可为体外肩关节提供伺服施力系统,且符合肌肉解剖学的走行分布。

(3) 该模拟器可实现肩关节 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 的动态外展运动。

(4) 该模拟器可实时采集肩关节体外生物力学参数。

## 1 肩关节外展运动简介

外展运动是日常生活中肩关节最常见的动作<sup>[8]</sup>。肩关节在肩胛平面内的外展示意图如图1所示,其中SUP为上方,LAT为侧方。当前研究的重点是肩关节在肩胛平面内的外展,此时肩胛骨仅保留肩胛平面内的旋转,而肩胛骨的伸缩动作和倾斜

运动没有被激活。选择研究肩胛平面内的外展的原因是,肩关节在肩胛平面内运动时,从上往下看三角肌和冈上肌力线正好对齐<sup>[9]</sup>。另外,盂肱关节在肩胛平面内的外展遵循动态盂肱节律<sup>[10]</sup>。

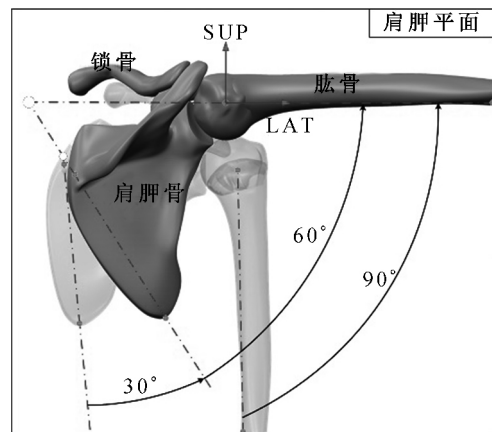


图1 肩关节在肩胛平面内外展示意图  
Fig. 1 Shoulder abduction in the scapular plane

## 2 模拟器机械结构设计

### 2.1 骨端夹具设计

在试验测量开始前,体外肩关节标本被固定或连接于夹具中,如图2所示。肩胛骨被固定在与冈下窝三角形轮廓相适应的金属板 $A_4$ 上。体外肩关节关键尺寸见表1。三组用来锁紧的螺栓分别位于直角三角形的三个顶点,该直角三角形两个直角边越长,连接越牢靠,但两个直角边长度分别受冈下窝投影高和肩胛冈基地处的长度限制。通过旋转肩胛夹具 $A_4$ 可调节肩胛骨的上下旋自由度使得初始状态时肩胛盂LAT轴与地面平行。同时,通过旋转连接件 $A_3$ 调节肩胛骨前后倾斜角度,使得肩胛平面与地面垂直。

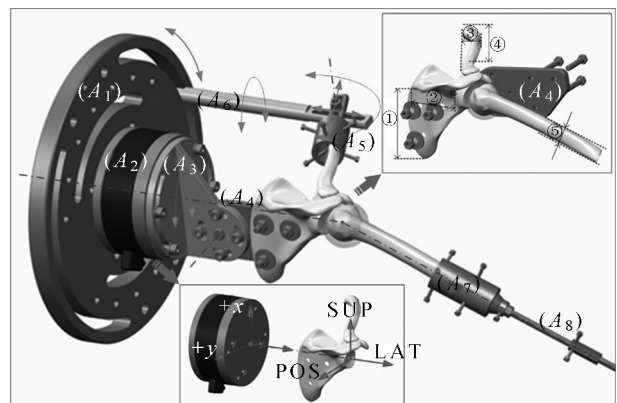


图2 肩关节的固定形式及盂肱关节压力测量方式  
Fig. 2 Form of fixing shoulder and measurement of glenohumeral compressing force

表 1 体外肩关节关键尺寸<sup>[11-12]</sup>  
Table 1 Key sizes of the in-vitro shoulder

骨头名称	尺寸编号及名称	尺寸/mm
肩胛骨	①冈下窝投影高	113(平均值)
	②肩胛冈基地处的长度	75(平均值)
锁骨	③锁骨骨干曲度高 I	32(最大值)
	④锁骨干弦长	110(平均值)
肱骨	⑤肱骨中部最大直径	25.9(最大值)

锁骨夹具  $A_5$  的设计需要考虑锁骨骨干曲度高 I 和锁骨干弦长。这两个尺寸可以确定圆筒状夹具的直径和深度。在圆筒夹具的外围配置两圈螺钉压在骨头的表层,将其牢牢锁住。然后,锁骨夹具  $A_5$  通过一根连接杆  $A_6$  连至带槽圆盘  $A_1$ ,这使得肱骨位置和取向调节具有 5 个自由度(如图 2 中箭头所示)。由于本文不考虑锁骨绕干弦长轴的旋转,因此 5 个自由度足以在一定范围内满足定位要求。

肱骨在靠近肘关节的地方被横向截断,使得处理后的肱骨与夹具连接处尺寸相对均匀。肱骨夹具  $A_7$  的内径与肱骨中部最大直径相匹配。肱骨也采用跟锁骨夹具相同的螺钉锁死的方式。一根髓内螺杆  $A_8$  被拧入肱骨内部以进一步加强肱骨和夹具的连接,同时也使得螺杆轴线与肱骨的轴线对齐。

2.2 盂肱压力测量方式

盂肱关节压力与肩袖肌肉完整度紧密相关<sup>[13]</sup>,在肩关节外展运动中,肩袖肌肉越健全,盂肱关节压力越大,肱骨头的运动支点就越接近健康状态下的原始支点位置。因此,盂肱关节压力是评价肩关节稳定性的一个重要功能参数。如图 2 所示,一个六维力传感器(OMEGA160 型, Assurance Technologies Inc)被用来直接获取盂肱关节沿 LAT 轴的压力。装配时,传感器出厂默认的坐标系与盂肱关节的参考坐标系相对应,即传感器的  $+x$ 、 $+y$  和  $+z$  轴分别对应于盂肱关节的 SUP(上方)、POS(后方)和 LAT(侧方)。

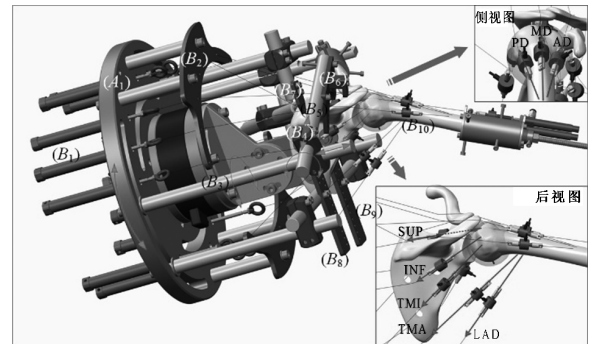
2.3 肌肉加载系统

肩关节附近的肌肉群按照位置分布大致可以分为 5 类,具体见表 2。肌肉加载系统是肩关节模拟器的核心,如图 3 所示。加载时,使用线性制动器配合低拉伸钢绳来模拟每一块肌肉的作用力。为了使所有的力线与肌肉作用线方向大体一致,设计了 4 个具有 5 个自由度的可调节导板  $B_6$ 、 $B_7$ 、 $B_8$  和  $B_9$ ,分别对应于三角肌、上部肌肉、后部肌肉和前部肌肉。可调节导板  $B_6$  可以绕连杆  $B_3$  和  $B_5$  转动,并通过十字架座  $B_4$  沿着连杆  $B_3$  和  $B_5$  滑动,如图 3(a)所示。

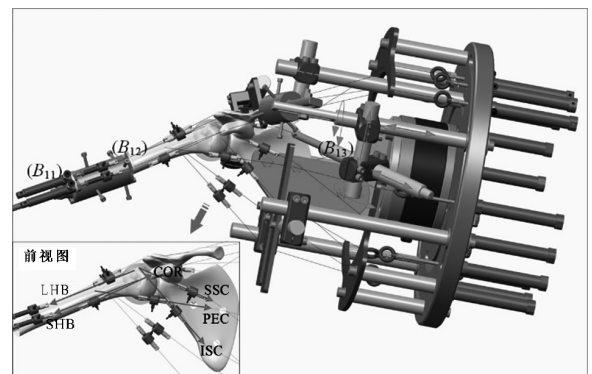
值得一提的是,经过可调节导板  $B_6$  的位置,三角肌三个头的力线紧贴喙肩弓,这对于维持肩关节的生理结构是非常关键的,这是因为在上肢外展过程中,三角肌提供主要动力。

表 2 肩关节肌肉群名称及分类  
Table 2 Names and classification of shoulder muscle groups

类别	中文名称	缩写
三角肌	中三角肌	MD
	前三角肌	AD
	后三角肌	PD
上部肌肉	冈上肌	SUP
	喙肱肌	COR
前部肌肉	上肩胛下肌	SSC
	下肩胛下肌	ISC
后部肌肉	胸大肌	PEC
	冈下肌	INF
	小圆肌	TMI
	大圆肌	TMA
	背阔肌	LAD
肱二头肌	肱二头肌长头	LHB
	肱二头肌短头	SHB



(a)后视图和侧视图



(b)前视图

图 3 肌肉加载系统

Fig. 3 The muscle-loading system

钢绳一端与肌腱缝合线(PremiCron 型, B.

Braun Medical Inc.) 相连, 另一端与线性致动器连接。所有肌肉都配有 SMC 气缸 ( $B_1, B_{11}$ ) 驱动。基于 LabVIEW 程序控制比例压力阀 (ITV1030 型, SMC Corp) 为气动执行器提供可调节的气压。所有的力都通过拉力传感器  $B_{10}$  (GTM150 型, 广州测恒电子科技有限公司) 的反馈独立设定的。固定导板  $B_2$  和  $B_{12}$  被设计用于防止气缸受横向拉力。

需要说明的是, 在 Mihata 等<sup>[1]</sup> 和 McGarry 等<sup>[2]</sup> 的静态试验中, 上文提到的所有“肌肉”都会被用到, 每个肌力都是根据预设人为输入的。本文设计的模拟器具备静态试验的功能配置, 但由于本文的重点是模拟体外肩关节的动态主动式运动, 故对静态试验不作赘述。

在动态试验中, 中三角肌通过笔式电动推杆  $B_{13}$  (TGF-20 型, 中山市聚福电子科技有限公司) 驱动, 其位置和取向可以在 5 个自由度上进行调节, 如图 3(b) 所示。笔式电动推杆通过继电器 DIO 板 (PCLD-885 型, 研华) 控制其启动和停止。通常, 对于位置闭环控制, 电动致动器的控制策略比气动执行器更简单。其他肌肉加载 (AD, PD, SUP, INF, SSC) 采用气动加载的方式, 其加载力按照先验的肌肉加载比<sup>[6]</sup> 变化。

#### 2.4 运动跟踪系统

孟肱角度测量机构如图 4 所示。使用光学角度编码器  $C_1$  (E6B2-C 型, OMRON Corp) 来追踪孟肱外展角度以作为反馈信号。角度编码器  $C_2$  的作用是监视并保证肱骨在肩胛平面内。和 2.3 节所述的导板位置调节方式一样, 通过移动连杆并旋转十字夹座可以调整光学编码器  $C_1$  和  $C_2$  的位置及方向, 直到它们的旋转轴线分别与孟肱关节外展轴和屈伸轴对齐。这里用肱骨头中心近似代替孟肱关节的旋转中心, 肱骨头的中心可通过使用三维数字化仪 (MicroScribe G2X 型, Revware Corp, 精度为

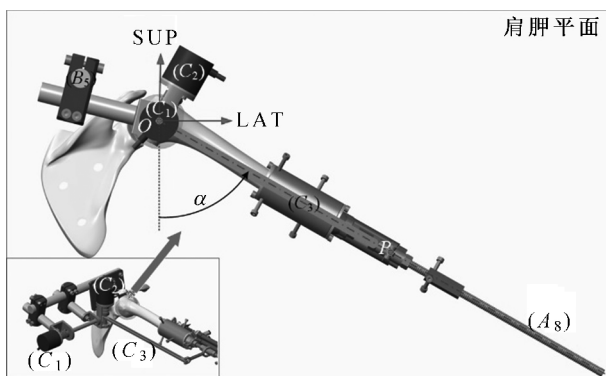


图 4 孟肱角度测量机构

Fig. 4 The mechanism of measuring the glenohumeral angle

0.23 mm) 在肱骨头外表面采点, 并使用最小二乘球形拟合程序来确定。

采用轻质塑料 3D 打印的角度测量杆  $C_3$  将光学角度编码器连接到髓内螺杆  $A_8$ 。肱骨在动态外展时, 角度测量杆  $C_3$  会随之运动, 角度编码器  $C_1$  测得的角度即为孟肱外展角度  $\alpha$ 。

#### 2.5 肩胛旋转驱动机构

肩胛旋转驱动机构如图 5 所示。肩胛骨的旋转运动由一个曲柄滑块导杆机构来实现。其中, 带槽圆盘  $A_1$  即为曲柄的一部分, 电动推杆  $D_1$  包括导杆和滑块。曲柄通过带座轴承与基柱  $D_2$  相连, 转动中心为  $O_1$ 。电动推杆的推杆部分和电机部分分别通过铰链  $O_2$  和  $O_3$  与带槽圆盘和基柱连接。在本文的肩关节模拟器中, 孟肱关节外展角度  $\alpha$  随着肩胛旋转角  $\beta$  按照肩肱节律 2:1 的比例关系实时变化<sup>[10]</sup>。

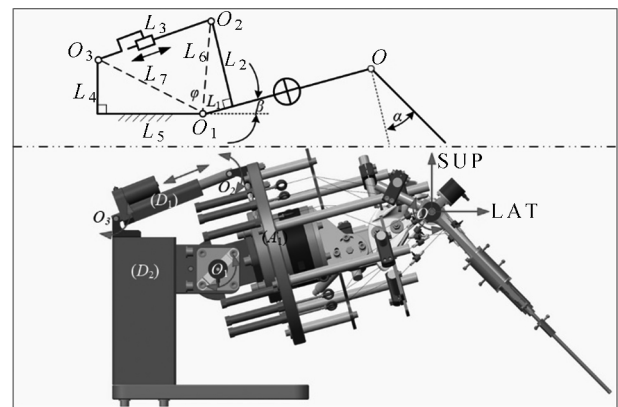


图 5 肩胛驱动机构

Fig. 5 The mechanism of actuating the scapula

在图 5 的机械原理图中,  $L_3$  为铰链  $O_2$  和  $O_3$  之间的电动推杆的长度, 可通过式 (1) 来计算。

$$\left. \begin{aligned} L_6 &= \sqrt{(L_1)^2 + (L_2)^2} \\ L_7 &= \sqrt{(L_4)^2 + (L_5)^2} \\ \beta + \varphi &= 180 - \arctan(L_2/L_1) - \arctan(L_4/L_5) \\ L_3 &= \sqrt{(L_6)^2 + (L_7)^2} - 2L_6L_7\cos\varphi \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

其中取  $L_1 = 73$  mm,  $L_2 = 181$  mm,  $L_4 = 102$  mm,  $L_5 = 207$  mm, 由此计算得  $L_3$  的最大值和最小值分别为 291 和 201 mm, 于是电动推杆的行程便可以得到。选择运行速度为 7.3 mm/s 的电动推杆, 则  $L_3$  随时间  $t$  变化的长度可由式 (2) 计算。

$$L_3 = 291 - 7.3t \quad (2)$$

于是  $\beta$  相对于时间变化的理论值可由式 (3) 得出

$$\left. \begin{aligned} \varphi &= \frac{180}{\pi} \cdot \arccos \left[ \frac{L_6^2 + L_7^2 - (291 - 7.3t)^2}{2L_6L_7} \right] \\ \beta &= 180 - \arctan(181/73) - \arctan(102/207) - \varphi \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

$\beta$  与时间  $t$  的关系曲线如图 6 所示。不难看出肩胛旋转运动接近于匀速运动。这说明本文设计的肩胛旋转机构在理论上具有平稳的运动特点。

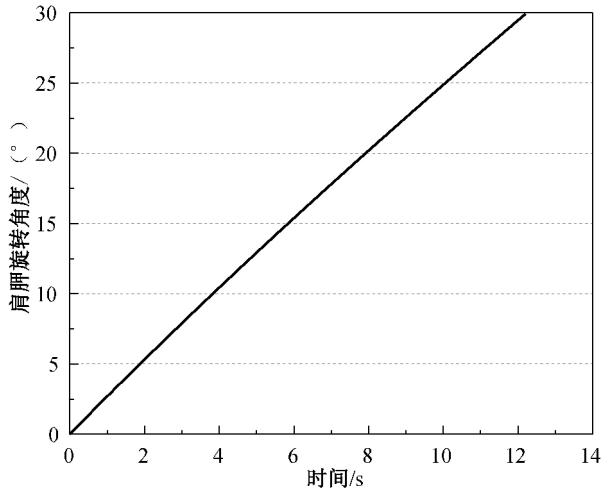


图 6 肩胛旋转角度随时间的变化

Fig. 6 The variation of the scapular rotational angle with respect to time

### 3 试验与结果

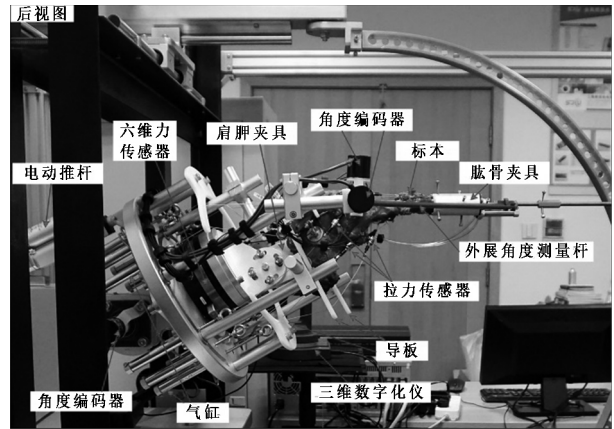
#### 3.1 试验准备

为了评估模拟器的性能,本研究使用了一个由上海市第六人民医院提供的肩袖健全的新鲜冰冻肩关节标本(62岁,男性,右肩),在解剖前将其过夜解冻。在肘关节附近横断肱骨,并在肩胛骨上对应于肩胛夹板上的定位点钻 3 个孔。剔除肩关节标本上所有的皮肤、肌肉和皮下组织。肩关节囊、喙肩韧带和所有肌肉肌腱均保持完好。

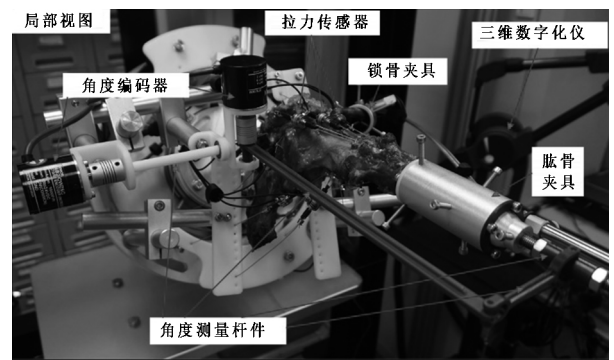
解剖完毕后将准备好的肩部标本安装到模拟器上,并喷洒适量的生理盐水以保持标本湿润。每块肌肉的肌腱通过手术缝合线连接到低拉伸钢绳的一端。调节所有绳索的力线方向使其与肌肉作用线的生理方向大体一致。肩关节标本在 90°外展位置时模拟器正后和右后侧视角中的装配情况如图 7 所示。

#### 3.2 动态试验

动态试验中,考虑了中三角肌、前三角肌、后三角肌、冈上肌、冈下肌/小圆肌和上/下肩胛下肌,这里冈下肌/小圆肌表示两块肌肉被合并为一块并由



(a) 正后视图



(b) 右后侧视图

图 7 体外肩关节模拟器

Fig. 7 The in vitro shoulder simulator

一个气缸驱动,上/下肩胛下肌也是如此。下文将用冈下肌和肩胛下肌分别代替称呼冈下肌/小圆肌和上/下肩胛下肌。这些肌肉根据一组先验肌肉加载比来激活<sup>[6]</sup>。离散的试验数据通过样条插值拟合为连续曲线如图 8 所示。

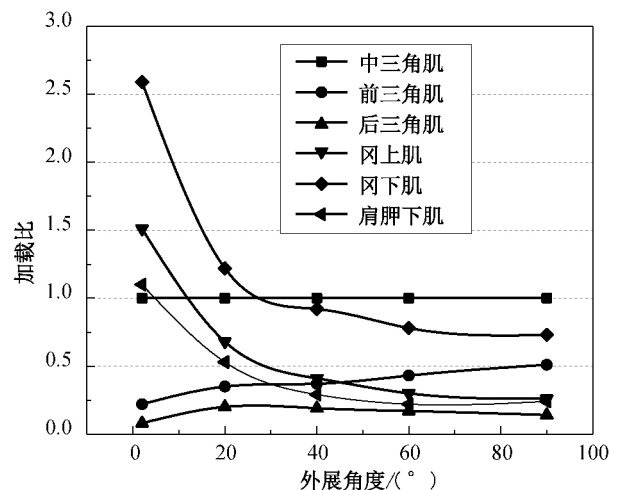


图 8 肌肉加载比随外展角度的变化

Fig. 8 The variation of muscle loading ratio with respect to abduction angle

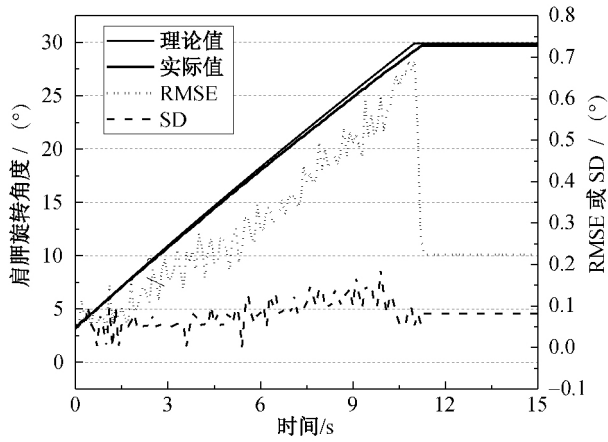
采集整个肩关节外展过程中每块肌肉的动态加载力和盂肱关节压力,其可以作为评价肩袖和关节囊完整性的功能参数。为了使运动开始时肌肉就是收缩状态(即钢绳为张紧状态),试验时设置肩关节外展开始于 9° 的位置,分别对应肩胛骨旋转 3° 和盂肱关节外展 6°。

### 3.3 数据处理

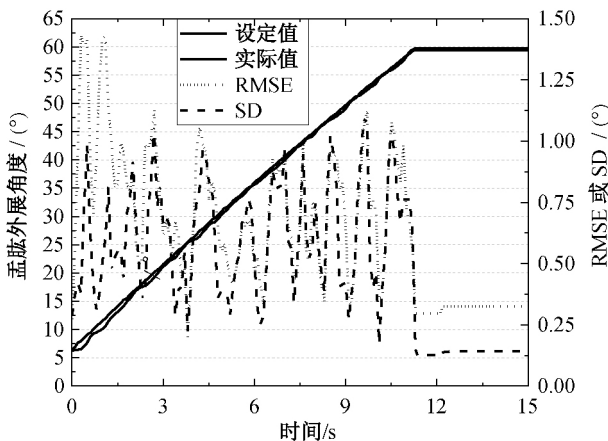
所有的测量项目都重复 4 次。前文得到的肩胛骨旋转角度计算值被视为肩胛骨旋转运动的理论值,将其与实际值比较,验证肩胛骨旋转机构设计的可行性。按照肩关节节律,将肩胛骨实际旋转角度的两倍作为盂肱外展角的设定值。通过均方根误差(RMSE)评估模拟器跟踪设定轨迹的准确性,并通过标准偏差(SD)对运动轨迹跟踪和功能参数测量的重复性进行量化。

### 3.4 结果分析

肩关节外展运动轨迹如图 9 所示。由图 9 可知肩胛骨旋转和盂肱外展的 RMSE 分别不大于 0.7° 和



(a) 肩胛旋转角度



(b) 盂肱外展角度

图 9 肩关节外展运动轨迹

Fig. 9 Curves of the shoulder abduction

1.44°。肩胛骨旋转的可重复性显示 SD 小于 0.19°, 并且对于盂肱外展,整个运动中显示 SD 小于 1.1°。而目前国际上运动模拟精度最高的 Athwal G S 模拟器<sup>[7]</sup>的盂肱外展 RMSE 为 0.88°,SD 为 2.1°。由此可知,本文设计的模拟器盂肱外展轨迹跟踪准确性稍差,但具有更高的可重复性。

图 10 显示了每个肌肉的动态加载力,曲线附近的阴影区域为标准偏差(SD)带。其中,中三角肌、前三角肌、后三角肌、冈上肌、冈下肌和肩胛下肌的 SD 分别为 2.10、0.51、0.35、0.31、1.37 和 0.65 N,最大相对标准偏差分别为 12.9%、9.6%、11.6%、4.3%、8.7%、11.8%。由此可得,模拟器的动态加载系统具有较好的重复性。

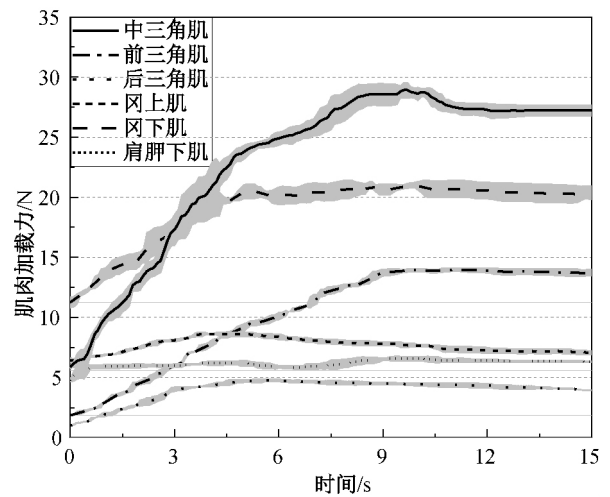


图 10 各肌肉动态加载力随时间的变化

Fig. 10 The variation of active loading force of each muscle with respect to time

盂肱关节压力随时间的变化如图 11 所示。

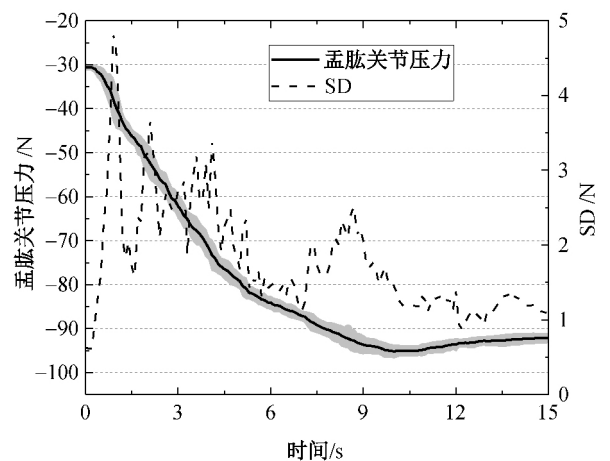


图 11 盂肱关节压力随时间的变化

Fig. 11 The variation of glenohumeral compression force with respect to time

由图 11 可知,盂肱关节压力在整个  $9^{\circ}\sim 90^{\circ}$  的肩关节外展过程中 SD 小于 4.84 N,相对标准偏差小于 12.8%,具备可重复性。

## 4 结 语

本文基于肩关节解剖学及其运动学特征设计了体外肩关节的仿生加载系统和外展运动模拟机构。针对尸体肩关节进行了肩胛平面内的动态外展模拟试验,模拟器的肌肉加载使用了基于肌肉加载比的持续变化的力。试验结果表明,该模拟器可以较为准确地实现体外肩关节在肩胛骨平面上的主动外展,而且该模拟器可以测量主动加载肌肉的动态拉力和盂肱关节压力,结果均具有较高的可重复性。因此,本文设计的体外肩关节模拟器可作为肩关节功能检测的试验平台用于肩关节生物力学的相关研究。

## 参 考 文 献

- [1] MIHATA T, MCGARRY M H, PIROLO J M, et al. Superior capsule reconstruction to restore superior stability in irreparable rotator cuff tears: a biomechanical cadaveric study[J]. *Am J Sports Med*, 2012, 40(10):2248-2255.
- [2] MCGARRY M H, NGUYEN M L, QUIGLEY R J, et al. The effect of long and short head biceps loading on glenohumeral joint rotational range of motion and humeral head position[J]. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy Official Journal of the Esska*, 2016, 24(6):1979-1987.
- [3] WERNER B C, CHEN X, CAMP C L, et al. Medial posterior capsular plication reduces anterior shoulder instability similar to remplissage without restricting motion in the setting of an engaging hill sachs defect[J]. *Am J Sports Med*, 2017, 45(9):1982-1989.
- [4] SELECKY M T, TIBONE J E, YANG B Y, et al. Glenohumeral joint translation after arthroscopic thermal capsuloplasty of the rotator interval[J]. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*, 2003, 12(3):139-143.
- [5] SEKIYA J, JOLLY J, DEBSKI R. The effect of a hill-Sachs defect on glenohumeral translations[J]. *American Journal of Sports Medicine*, 2012, 40(2):388-94.
- [6] KEDGLEY A E, MACKENZIE G A, FERREIRA L M, et al. The effect of muscle loading on the kinematics of in vitro glenohumeral abduction[J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(13):2953-2960.
- [7] GILES J W, FERREIRA L M, ATHWAL G S, et al. Development and performance evaluation of a multi-PID muscle loading driven in vitro active-motion shoulder simulator and application to assessing reverse total shoulder arthroplasty[J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136(12):121007-121007.
- [8] MAGERMANS D J, CHADWICK E K, VEEGER H E, et al. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living[J]. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20(6):591-599.
- [9] POPPEN N K, WALKER P S. Forces at the glenohumeral joint in abduction [J]. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 1978, 135(135):165-170.
- [10] INMAN V T, SAUNDERS J B, ABBOTT L C. Observations of the function of the shoulder joint[J]. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 1996, 26(330):3-12.
- [11] 孙贺,李哲,王建华,等. 肩胛骨的解剖学研究[J]. *临床和实验医学杂志*, 2015(22):1858-1861.
- [12] 张培建,张世功. 国人肱骨之测量[J]. *四川解剖学杂志*, 1984(3):50-55.
- [13] PARSONS I M, APRELEVA M, FU F H, et al. The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint [J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 2002, 20(3):439-446.

(责任编辑:郭小敏)