

文章编号:1004-7220(2009)03-0174-04

## 俯卧撑中前臂旋转对上肢肌肉电活动的影响

张希安, 聂文忠, 叶 铭, 王成焘  
(上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

**摘要:**目的 分析俯卧撑中前臂旋转对上肢肌肉电活动的影响。方法 采集10个对象在前臂内旋90°(IR90),中立位(NEU)和外旋90°(ER90)三个支撑位下肱三头肌长头和外侧头、三角肌前部和中部、胸大肌和肱二头肌的肌电信号,计算肌电信号的均方根值,并作归一化处理,运用单因素方差分析法比较不同支撑位下肌电信号的差异。同时,对一个周期内肌电信号进行包络线分析。结果 从IR90到ER90,肱三头肌长头信号无显著变化,肱三头肌外侧头和三角肌中部信号逐渐减小,而三角肌前部、胸大肌和肱二头肌则逐渐增大。另外,包络分析结果显示了3种不同类型的肌电信号曲线。结论 不同前臂转动支撑位对肌肉电活动产生影响,而对各肌肉的影响程度和方式并不相同。

**关键词:** 上肢; 前臂旋转; 俯卧撑; 肌肉; 肌电; 电信号

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

## Effects from forearm-rotation during push-up on muscle electric activities of upper-limb

ZHANG Xi-an, NIE Wen-zhong, YE Ming, WANG Cheng-tao. (School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract: Objective** To analyze forearm-rotational effects on muscle electric activities of upper-limb during push-up. **Method** The EMG of long and lateral heads of biceps brachii, anterior and medius deltoid, pectoralis major and biceps brachii for ten subjects during push-ups at three forearm rotations of internally rotated 90° (IR90), hand-neutral (NEU), and externally 90° (ER90) was collected. The root mean square (RMS) values of EMG were calculated and normalized. To determine whether there has any difference between the EMG from the three positions, a One-Way ANOVA with factor rotational position was conducted on the normalized RMS values. The EMG profiles through a cycle were also displayed. **Result** From IR90 to ER90, there was no significant difference for the long head of biceps brachii, but a decrease for the lateral head of biceps brachii and medius deltoid, and an increase for anterior deltoid, pectoralis major and biceps brachii were found. The EMG profiles showed three patterns. **Conclusions** There were differences of electric activities for the muscles during push-ups at various forearm positions. However, these changes or effects did not occur in the same way for the six muscles.

**Key words:** Upper limb; Forearm rotation; Push-up; Muscle; electromyography (EMG); Electric signs

俯卧撑是一项非常普及的运动,由于不需辅助器材,不受场地限制,适合不同年龄段的人群,所以

被广泛用于体质评估、上肢力量训练和康复。关于俯卧撑运动的力学与机能学研究文献主要集中于比

收稿日期:2008-11-19; 修回日期:2009-01-07

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30530230,30470455)

作者简介:张希安(1981-),男,博士,研究方向:人体骨肌生物力学。

通讯作者:王成焘,教授,Tel:(021)34206097,E-mail:trib@sjtu.edu.cn。

较不同支撑位或运动强度下的关节力和肌肉电活动, Lou 等<sup>[1]</sup>对前臂三个转动位(内旋 90°、中立位和外旋 90°)的肘关节力进行了对比研究, Gouvali 和 Boudolos<sup>[2]</sup>分析了标准位、宽距位和窄距位等六个支撑位下, 肱三头肌和胸大肌的肌电信号。据观察, 少数人采用前臂内旋或外旋支撑方式进行俯卧撑运动, 但缺乏前臂旋转对肌肉电活动影响的直观认识, 同时至今还未见相关实验研究报道。此发现将有助于肌肉运动功能解释、运动损伤防护, 为康复和力量训练合理选择支撑位提供依据。研究假设前臂转动对肌电信号的幅值产生显著影响, 对前臂三个转动支撑位下的俯卧撑运动采集肌电信号, 分析前臂旋转对上肢肌肉电活动的影响。

## 1 实验

### 1.1 实验对象及仪器

实验对象包括 10 个健康男性成年人, 年龄(30 ± 6)岁, 身高(175 ± 5)cm, 体重(72 ± 10)kg, 无上肢疾病史。所有对象分别作前臂内旋 90°(IR90)、中立位(NEU)和外旋 90°(ER90)情况下的俯卧撑运动。实验测量肱三头肌长头(M1)和外侧头(M2)、三角肌前部(M3)和中部(M4)、胸大肌(M5)以及肱二头肌(M6)的肌电信号, 测量仪器为 AMT-8 (Bortec, 加拿大), 电极为自粘性双电极(电极直径 1 cm, 电极距离 2 cm)。同时, 使用测力平台 Bertec4060-10-2000 (Bertec, 美国)测量地面反力。肌电信号和地面反力的放大倍数分别为 1 000 和 10, 采集频率为 1 kHz<sup>[3]</sup>, 所有数据以 Excel 格式保存, 以便后续处理。

### 1.2 实验方法

实验前, 根据每个实验对象标准俯卧撑双手位置, 在测力平台上标定俯卧撑运动的三个支撑位。如图 1, 手掌心位于标识圆内, 中指与标定线平行。为了减小双脚位置对测量结果的影响, 实验同时标定脚的支撑位。

电极粘贴在人体右臂待测量肌肉的肌腹表面, 参照 SENIAM 协会的建议<sup>[4]</sup>, 双电极的连线与肌纤维走向平行, 为了去除油脂和死皮, 降低皮肤阻抗, 用 70% 酒精溶液和磨砂纸擦拭皮肤。采用图 2<sup>[5]</sup>所示方法采集肌肉最大收缩(MVC)时的肌电信号, 测试者在外部阻力的作用下, 肌肉做最大等长收缩, 信

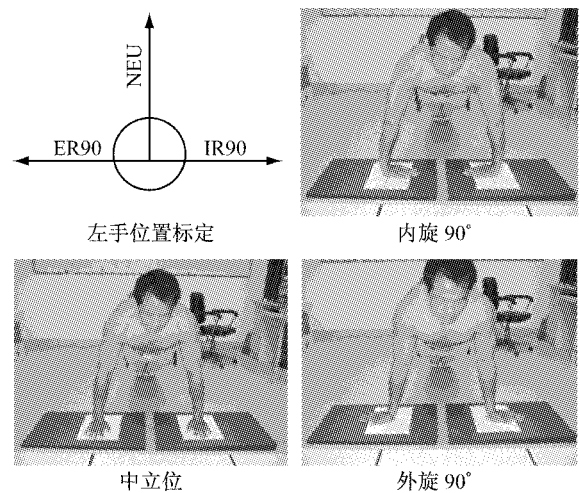


图 1 俯卧撑支撑位

Fig.1 Hand positions during push-up

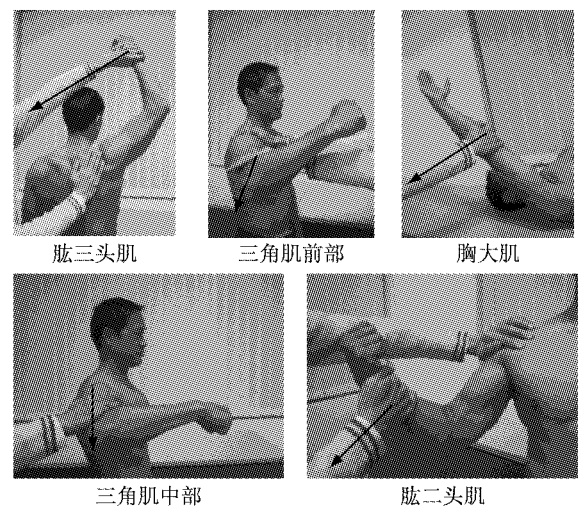


图 2 肌肉最大等长收缩, 箭头表示阻力方向

Fig.2 Maximum voluntary contraction of muscle under isometric condition, the arrow indicate the direction of resistance

号采集时间为 3 s。

实验前, 每个对象进行运动热身。实验要求每个对象按照正常节奏在各支撑位下做一组含 4 ~ 6 个俯卧撑, 考虑到肌肉疲劳的影响, 每组不同支撑位实验之间, 实验对象休息 4 min 以上。每组实验从上肢直立位开始, 并保持此动作 2 s, 以便记录初始地面反力。

### 1.3 信号处理及分析

对于所有实验对象, 地面垂直反力曲线形状相似。如图 3 所示, 通过计算初始地面垂直反力的平

均值  $\pm 2$  倍标准偏差 ( $m \pm 2s$ ) 线与垂直反力曲线的交点,可以确定各个俯卧撑周期的起点和终点。对于同一对象,计算俯卧撑运动的平均周期,再去除每组中第一个和最后一个动作周期,选取最接近平均周期值的信号进行分析。

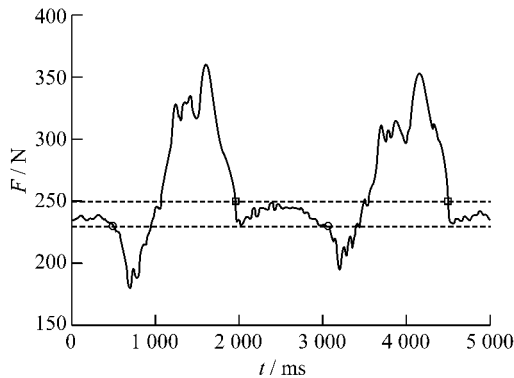


图3 地面垂直反力,○和□分别为一个周期的起点和终点  
Fig.3 Vertical ground reaction force, ○ and □ mark the start and end of a push-up respectively

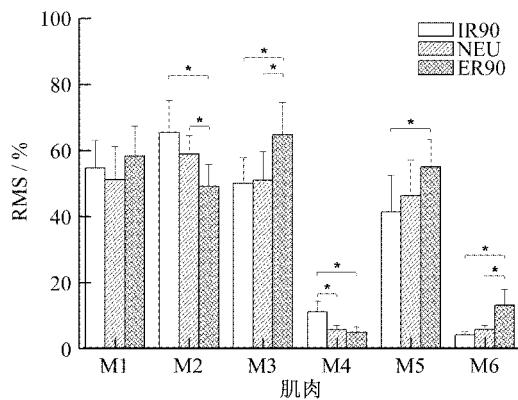


图4 归一化处理后的肌电信号均方根 ( $m + s$ , \* 表示差异显著)  
Fig.4 Normalized EMG root mean square ( $m + s$ , \* significant difference)

计算肌电信号的均方根 (RMS) 值,用 MVC 肌电信号的 RMS 值对待分析信号的 RMS 值进行归一化处理,并计算各支撑位下 10 个实验对象的平均值和标准偏差。根据归一化处理的肌电信号,肌肉收缩程度分为较小 (0% ~ 30%)、中等 (30% ~ 70%) 和显著 (70% ~ 100%)。用单因素方差分析方法分析不同支撑位对肌电信号的影响,其显著性水平设为 0.05。

为了去除信号中的低频噪声,用小波滤波的方

法,高通滤波选定的原始信号<sup>[6]</sup>,再通过全波整流和巴特沃斯低通滤波 (10 Hz) 后加以归一化处理,然后对一个周期内的离散信号进行拟合,并且内插为 100 个数据点 (1% ~ 100%)<sup>[7,8]</sup>。将各支撑位下 10 个测量对象的肌电信号进行平均,得到一个周期内肌电信号的平均包络线。俯卧撑周期分为两个阶段:体位下降期 (0% ~ 50%) 和体位上升期 (50% ~ 100%)。

## 2 结果

归一化处理后的肌电信号均方根平均值如图 4 所示,对于所有支撑位, M1、M2、M3 和 M5 中等收缩,而 M4 和 M6 的值相对较小。单因素方差分析表明,三个支撑位的 M1 信号值没有显著差别 ( $P > 0.05$ )。M2 和 M4 的 RMS 值变化趋势相似;对于 M2, IR90 ( $P < 0.01$ ) 和 NEU ( $P < 0.05$ ) 的肌电值大于 ER90;而对于 M4, IR90 的值大于 NEU ( $P < 0.001$ ) 和 ER90 ( $P < 0.001$ )。M3 和 M6 的结果与 M2 和 M4 相反, ER90 (对于 M3,  $P < 0.05$ , 对于 M6,  $P < 0.001$ ) 位的值大于 IR90 和 NEU。对于 M5, IR90 位的值小于 ER90 ( $P < 0.05$ )。

肌电包络曲线如图 5 所示,曲线类型可以分为三组:第一为 M 型,包括 M2 和 M3,其中, NEU 和 ER90 位中 40% ~ 60% 周期的肌电信号变化率大于 IR90,且曲线相对陡峭;第二种类型包括 M1 和 M5,俯卧撑体位上升阶段的信号峰值远大于体位下降期的信号峰值;最后一种类型包括 M4 和 M6,肌电信号值均小于 15%,其曲线形态没有明显特征。

## 3 讨论

由分析结果可知,肱三头肌、三角肌前部和胸大肌的肌电信号值相对较大。俯卧撑运动包括了肘关节和肩关节的屈伸,肩关节的内收和外展。与这些运动相关的肌肉有肱三头肌、肱二头肌、三角肌和胸大肌<sup>[9]</sup>。在俯卧撑的体位下降阶段,由于身体重量的作用,肘关节屈曲,肩关节伸展并外展。为了平衡体重,控制身体下降速度,肱三头肌、三角肌以及胸大肌进行离心收缩,而体位上升阶段,这些肌肉做向心收缩。此实验结果表明,肱三头肌、三角肌前部和胸大肌为俯卧撑运动的主要发力肌肉。

对于肱三头肌外侧头、三角肌前部和中部、胸大

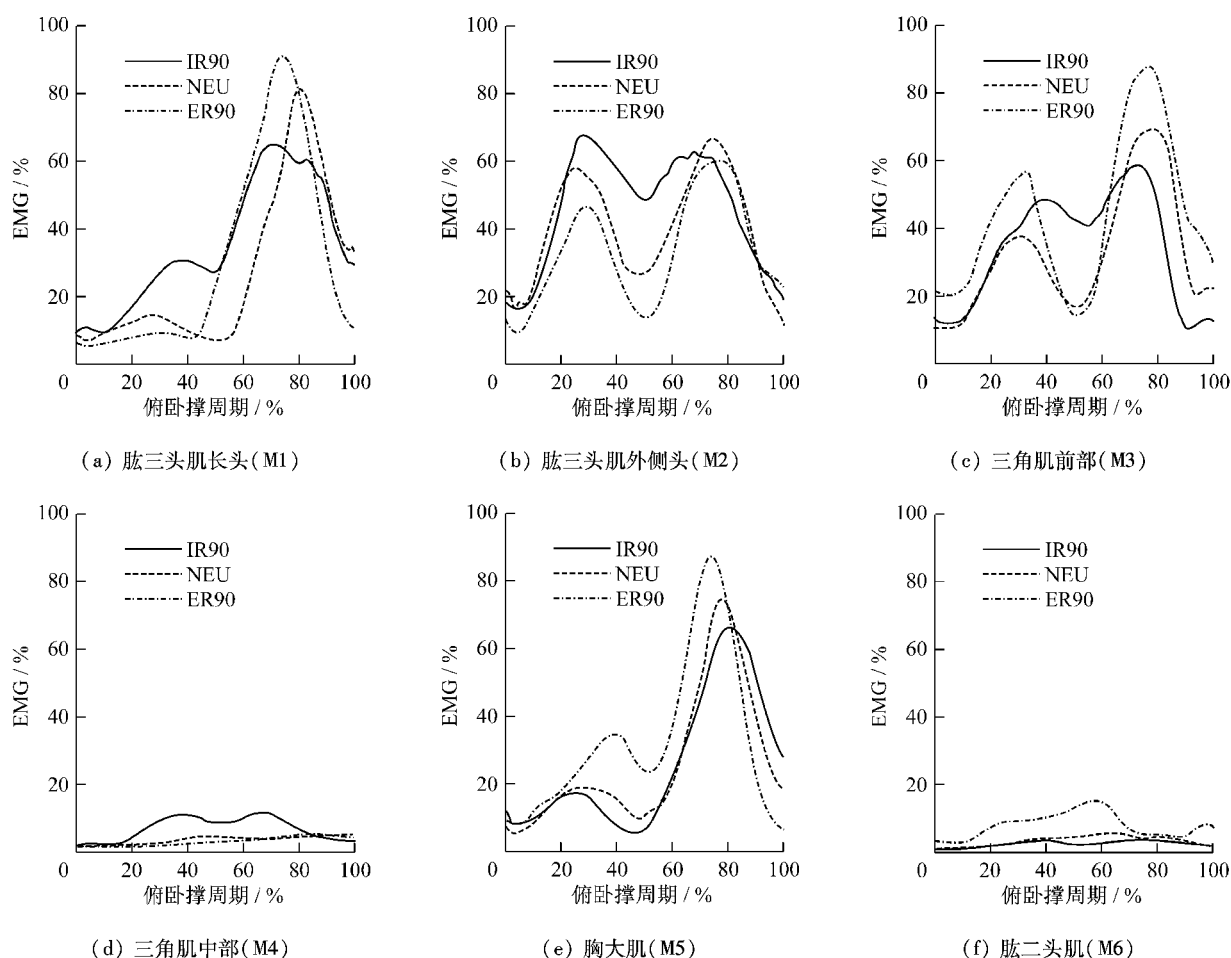


图5 肌电信号包络曲线

Fig.5 Envelope of EMG

肌以及肱二头肌,本研究假设成立。从支撑位 IR90 到 ER90 分别对应前臂的旋前和旋后,肱二头肌为旋后肌和屈肌,前臂旋后的情况下屈曲作用更为明显,这就导致肱二头肌在 ER90 位的肌电信号远大于其它支撑位的值。三角肌中部的的主要作用是带动肩关节做外展运动,肩关节在 IR90 位主要做内收和外展运动,所以三角肌中部在 IR90 位的信号值大于 ER90 和 NEU。同样,在 ER90 位,肩关节主要做屈伸运动,所以此支撑位的肌电信号值相对较大。

正常情况下,肌肉活动程度都是中等以下,即肌肉应力小于极限值,没有拉伤的危险。前臂内外旋可以增大或减少肌电活动,可根据训练要求,选择相应的支撑位,但考虑到前臂内旋情况下,肘关节的剪切力很大<sup>[1]</sup>,俯卧撑中应尽量避免前臂内旋支撑。

从图 6 可知,同一个周期开始和结束点的肌电

信号值偏差较大,这主要由两个方面因素引起的:首先,地面反力的测量误差以及周期起止点确定标准的误差,导致周期起止点存在偏差;其次,由于低通滤波的作用而使信号产生时移<sup>[10]</sup>,本文主要分析肌电信号的幅值,所以信号的时移可以忽略。

实验中没有规定统一的运动速度,仅要求各实验对象按各自的正常节奏进行俯卧撑运动。个体运动速度存在差异,这就可能导致个体间肌电信号的变化<sup>[11]</sup>。本文没有定量分析此因素的影响,只是对肌电信号进行内插和平均处理。关于运动速度对肌电信号的影响,还有待后续更深入的研究来完善。另外,本实验对象均为男性,后续研究可以包括部分女性对象,并且可以进一步比较不同性别之间的肌电信号差别。

(下转第 188 页)