



论文

基于 sEMG 信号的操作者上肢肌肉施力疲劳评价模型研究

周前祥^①, 谌玉红^②, 马超^③, 郑晓慧^①^① 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191;^② 解放军总后勤部军需装备研究所, 北京 100010;^③ 北京信息科技大学, 现代测控教育部重点实验室, 北京 100192

E-mail: zqxg@buaa.edu.cn

收稿日期: 2011-05-06; 接受日期: 2011-07-18

国家自然科学基金(批准号: 60673013)资助项目

摘要 为评价操作者完成施力操作后上肢肌肉疲劳状态, 提出了一种基于上肢肱二头肌的 sEMG 信号-疲劳程度主观感受的肌肉施力疲劳评价方法. 为此, 设置不同的拉/伸操作力, 选取 13 名青年男性志愿者参加测试, 记录其上肢肱二头肌操作至疲劳状态下的表面肌电信号 sEMG; 对于上肢肱二头肌局部疲劳的主观感受的评分, 则采用通用的 Borg 量表来分级, 由受试者完成操作后进行问卷而获得. 然后, 运用 1/3 倍频程分析方法对 sEMG 进行频域处理后, 完成了 sEMG-Borg 分值的曲线拟合, 得出上肢肌肉疲劳评价模型. 根据数据分析结果, 建立的二次曲线评价模型最为理想, 它将为监测实际操作任务时人的疲劳状态并进行操作任务设计与分析提供依据与手段.

关键词
等长拉/伸
肌肉疲劳
1/3 倍频分析
疲劳评价模型

随着科学技术的发展, 人机系统的“人性化设计”已深入人心. 其中, 操作者的疲劳程度是任务规划和防止职业性伤害所关注的重点. 一般认为, 操作者在作业过程中经常因施力、姿势、作业时间等原因导致出现疲劳, 且得不到有效的恢复是产生系统故障、出现职业病以及降低工作效率的主因. 所以, 研究操作者在施力操作时疲劳状态的评估与分析方法, 对设计人机系统中控制器、规划合理的工作制度或工作程序、预防职业性伤害以及人体机能状态的监测具有十分重要的意义.

总体来说, 疲劳可分为局部疲劳和全身疲劳. 局部疲劳是指身体某部位因长时间过度施力或长时间姿势不当施力等原因造成的结果, 而全身疲劳则是

由于操作者在整个操作过程中的体力支出超越正常负荷所致; 此外, 心理因素、疾病等也可导致全身疲劳的出现^[1]. 对于疲劳状态产生的机理, 目前尚未达成共识, 但主要有力源消耗理论、疲劳物质积累理论、生化变化理论和局部血流阻断理论等^[2,3]. 基于这些理论, 对疲劳的评估一直是人机系统适人性分析与设计的重要内容. 其评估方法分为主观和客观. 无论怎样, 要求评价的结果尽量具有客观性, 不依赖于研究者的主观解释. 目前主要有 4 种技术方法^[4-7]: 一是通过操作者的主观感觉, 利用其主述的结果来进行评判, 这需要设计主观评价量表(如 Borg 量表等)对疲劳的主观感觉进行分级; 二是根据操作的力学约束条件对施力的关节部位进行生物力学分析; 三是测

量心电、脑电及表面肌电(surface electromyography, sEMG)等生理信号来进行疲劳状态的评判;四是测量操作者在施力过程中的氧耗量、呼吸速度等生化指标用以评价人体的机能状态.对现有的研究进行分析,认为结合生理信号与操作者的主述结果来建立疲劳评价的模型是一种比较可行的研究思路.

由于表面肌电信号是一种肌肉活动时伴随发生在皮肤表面的生物电现象,蕴涵了丰富的肌肉运动信息,其变化在很大程度上能够定量反映肌肉最大收缩活动(maximal voluntary contraction, MVC)过程中的局部疲劳程度、肌力水平、运动单位兴奋传导速度等方面肌肉活动状态特性^[8].而sEMG的变化与肌肉功能状态密切相关,关于sEMG信号的分析与评价方法也就成为施力操作过程中人体肌肉疲劳研究的重要手段^[9,10].例如,叶伟等人^[10]研究了100%和50%MVC条件下的肱二头肌静态疲劳负荷及其恢复期表面肌电信号复杂度变化规律,探讨了肌肉疲劳过程中sEMG信号变化的可能原因和机制,认为可以将sEMG信号复杂度用于肌肉功能状态恢复的评价.葛树旺等人^[11]以14名男性大学生志愿者为研究对象,进行了右臂上抬、外展和前伸3种不同静态姿势过程中肱桡肌、肱二头肌、三角肌和斜方肌的sEMG测试,用Borg量表对不同姿势的主观疲劳程度进行评分^[11].结果表明,最大自主收缩肌电百分比(the percent of maximal voluntary electrical activation, MVE%)与主观疲劳程度的Borg评分之间相关性显著.

在具体研究过程中,已有文献多是针对所获得的sEMG数据的平均功率频率(mean power frequency, MPF)、中位频率(median frequency, MF)、均方根振幅(root mean square, RMS)等参数进行肌肉疲劳特性

及评价方法的研究^[7,12,13].在肌肉疲劳发生过程中,sEMG频谱分析的中值频率和均值频率呈单调下降趋势,因此通过MPF, MF以及RMS等特征参数的分析讨论,能够进行肌肉动态负荷水平有关生理学指标的评价.但利用MPF, MF等频率特征参数得到的多是整个信号分析频段的总体评价指标,不易在实际工作中使用.由于上肢的拉/伸操作是实际人机系统中最常见的一种作业任务,因此本文提出运用等比带宽的1/3倍频程分析方法,基于实验所获得的sEMG信号,对人体上肢肱二头肌在完成该施力作业时所呈现的表面肌电信号特性进行分析,据此建立主、客观数据相结合的肌肉施力疲劳评价模型,为人体上肢操作负荷的监测与分析、操作任务规划以及人机系统工效学设计等方面提供依据和参考.

1 方法

1.1 sEMG信号疲劳能量计算

利用sEMG来分析操作者施力后的肌肉疲劳状态时,面临的是一个序列的连续信号问题.通常对整个sEMG自始至终进行监测,并从时域上分析操作者施力时肌肉的sEMG变化特性.这是一种监测与分析的思路,尽管直观,但需要专门的知识 and 经验,在实际中应用受限.为此,提出截取疲劳前(刚开始施力时)和疲劳过程中的sEMG信号,根据信号处理的方法计算其能量,对能量进行归一化处理后,得到其疲劳的能量点,以便进行分析,可直接得出疲劳的评估结果.其计算过程如下:

(1) 对所获得的sEMG信号(图1)进行数字陷波、滤波等预处理,以避免工频等其他噪声的影响.

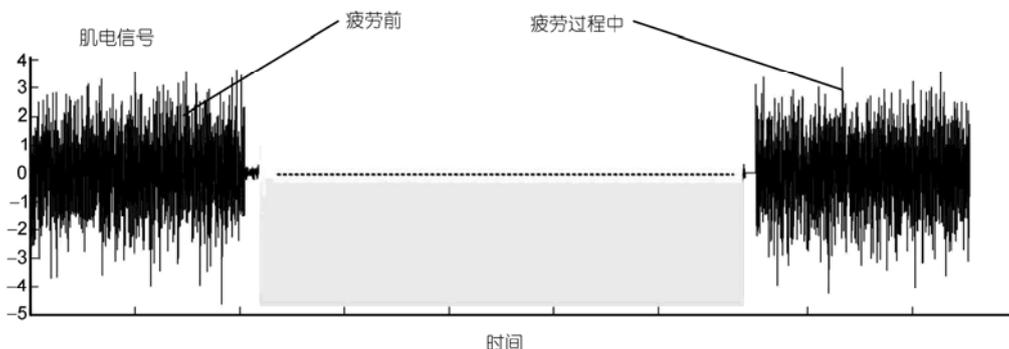


图1 疲劳前与疲劳过程中的sEMG信号

(2) 根据 1/3 频倍频程方法计算疲劳能量. 倍频程实际是频域分析中频率的一种相对尺度, 由一系列频率点以及对应于这些频率点附近频带内信号的平均幅值所构成. 其谱分析是按逐级式频率进行的, 它由多个带通滤波器并联组成. 由于倍频程分析也是一种频域分析方法, 具有谱线少、频带宽的特点, 针对 sEMG 信号的频域特点, 选择作为 sEMG 的频域分析处理方法, 来计算经过预处理以及傅里叶变换后的 sEMG 能量谱(图 2), 即倍频程谱. 根据国际电工委员会(IEC 61620, 1995)的推荐和有关规定, 确定 1/3 倍频程谱分析的中心频率和上、下限频率(表 1). 其中, 能量 $F(f_i)$ 的计算公式为:

$$F(f_i) = \int_{\text{下限}}^{\text{上限}} F(f)df,$$

式中, f_i 为表 1 中的每个中心频率, f 为 sEMG 信号经傅立叶变换后的频率, $F(f)$ 为 sEMG 信号傅立叶变换后的疲劳能量值.

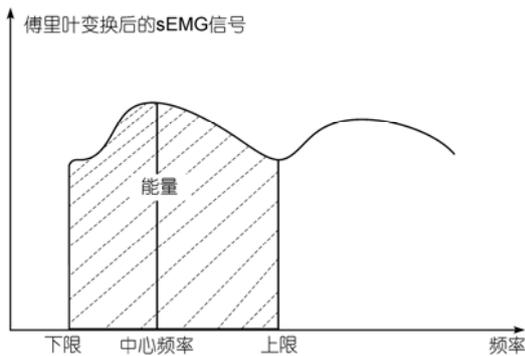


图 2 1/3 倍频程分析中某中心频率对应的能量

表 1 1/3 倍频程谱分析中心、上限和下限频率

中心频率	下限	上限	中心频率	下限	上限
1	0.89	1.12	25	22.27	28.06
1.25	1.11	1.40	31.5	28.06	35.36
1.6	1.43	1.80	40	35.64	44.90
2	1.78	2.24	50	44.54	56.12
2.5	2.23	2.81	63	56.13	70.72
3.15	2.81	3.54	80	71.27	89.80
4	3.56	4.49	100	89.09	112.25
5	4.45	5.61	125	111.36	140.31
6.3	5.61	7.07	160	142.54	179.59
8	7.13	8.98	200	178.18	224.49
10	8.91	11.22	250	222.72	280.62
12.5	11.14	14.03	315	280.63	353.58
16	14.25	17.96	400	356.36	448.98
20	17.82	22.45	500	445.45	561.23

对图 1 中的信号, 经 1/3 倍频程分析后, 得到其能量的倍频程谱如图 3 所示.

(3) 将疲劳前的倍频程谱的最大值作为参照值, 对疲劳过程中的频程谱与之相除, 进行归一化处理, 得到相对的 1/3 倍频程谱 $F'(f_i)$.

(4) 按下述公式, 根据疲劳过程的相对倍频程谱, 计算基于 sEMG 信号所对应的疲劳能量 p .

$$p = \sum_i g(f_i)F'(f_i),$$

式中, $F'(f_i)$ 为其相对 1/3 倍频程谱, f_i 为表 1 中的中心频率, $g(f_i)$ 为谱频段系数, 根据布莱克曼(Blackman)窗计算其值.

$$g(f_i) = \begin{cases} 0.42 + 0.5 \cos(\pi f_i / f_0) + 0.08 \cos(2\pi f_i / f_0) & (0 < f_i \leq f_0) \\ 0 & (f_i \geq f_0) \end{cases},$$

频段系数 $g(f_i)$ 中的 f_0 为有效截止频率, 由于局部神经肌肉系统活动时的生物电变化 sEMG 信号频率范围为 0~400 Hz, 所以一般取 $f_0=400$ Hz 即可.

1.2 研究方案

(1) 志愿者. 选取身体健康的 13 名青年男性志愿者作为受试者, 年龄(23.4±2.45)岁, 体重(64.7±5.43) kg, 身高(171.7±5.41) cm, 无不良嗜好. 所有受试者均为右力手, 参加实验时精神状态良好, 实验前没有参加剧烈运动, 无累积疲劳.

(2) 实验设备. 本次实验中使用的设备包括: IMPACT-FM8820 拉力训练仪、表面肌电信号采集设备(Biovision, Wertheim, German), 其中拉力训练仪可实时测试受试者的立姿拉/伸操作的施力大小,

表面肌电信号采集设备采集志愿者手臂肱二头肌的肌电信号。

(3) 实验过程. 按图 4 所示的步骤开展疲劳建模实验, 主要步骤如下:

(i) 培训志愿者, 实验前根据实验指导语, 让志愿者明确本次实验的目的、过程及注意事项, 以消除紧张情绪. 培训完成后, 要求在实验工位处保持静止状态 10~15 min, 此时用肌电信号采集设备采集其静止状态下的肱二头肌 sEMG 信号 1~2 min.

(ii) 按要求开展立姿状态下的拉/伸操作实验, 并使用表面肌电信号采集设备对志愿者的上肢肱二头肌进行 sEMG 信号的采集. 数据采集过程中表面肌电信号采样频率为 1000 Hz, 拉力训练仪的动作频率约为 1 Hz.

在采集 sEMG 信号时应注意, 表面电极片所贴位置为肱二头肌的肌腹部分最隆起处, 与肌电采集盒数

据线相连的两个记录电极须顺着肌纤维的纵轴方向, 另一个参考电极和两记录电极形成正三角形, 两电极间的距离为 2~3 cm. 此外, 贴电极前, 可用酒精反复擦拭表面电极安放点及安放点附近的皮肤, 或用砂片轻摩擦皮肤, 以去除皮肤表面的油污、坏死的角质层.

志愿者做拉/伸操作动作时取站立姿势, 自然站立于支撑平台上, 保持躯干垂直, 右手紧握拉力训练仪, 掌心向内朝向面部, 左侧上肢自然放松置于体侧. 施力次序是首先测试肌肉瞬时最大收缩力(即 100% MVC)后, 根据生理学实验原则, 在拉力训练仪上设置 10%MVC, 30%MVC, 50%MVC 和 80%MVC 等不同操作力, 让志愿者进行相应的施力操作, 直到感觉到疲劳为止. 其中, 最大 MVC 的确定是根据 Scott 等人^[14]的研究结果, 用持续 5 s 的最大肌肉收缩力作为 MVC. 而每次拉/伸操作完成后应有 3~20 min 的休息时间, 才能开始下一次操作.

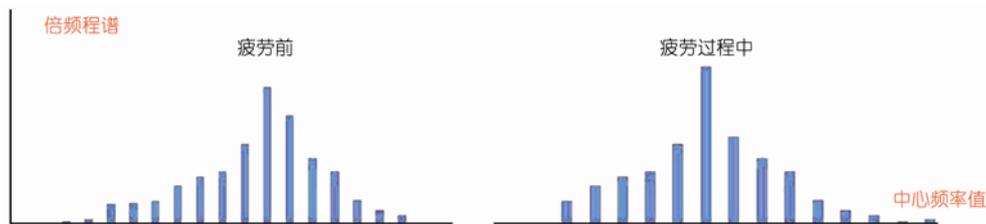
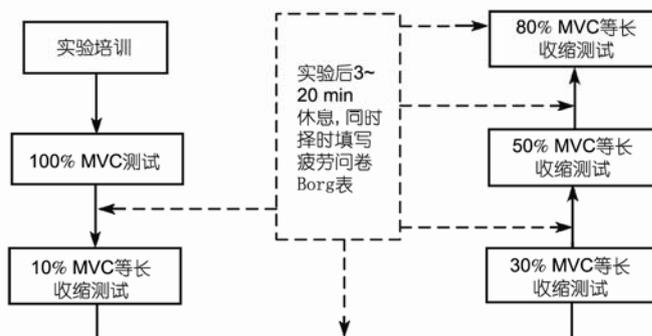


图 3 疲劳前及疲劳过程中 1/3 倍频程谱



(A) 立姿拉/伸状态



(B) 实验步骤

图 4 实验步骤及其操作示意

(iii) 记录疲劳主观感觉的问卷结果, 每次测试完成后, 根据表 2 所示的感觉程度设计疲劳主观问卷, 记录受试者的主观疲劳评价指标 Borg 量表评分值。

表 2 Borg 量表的分值关系^{a)}

Borg 分值	疲劳感觉主述	肌肉收缩程度(%)
0	无感觉	0
0.5	极轻	5
1	很轻	10
2	弱(轻)	20
3	中等	30
4		40
5	强	50
6		60
7	很强	70
8		80
9		90
10	极强	100

a) 分值为 4 时, 感觉在 3~5 之间; 分值为 8 和 9 时, 感觉介于 7~10 之间, 可线性增长

2 结果与讨论

2.1 等长拉/伸过程中不同操作力条件下, sEMG 信号的 1/3 倍频程分析及疲劳的主观感受结果

对于每次 10%MVC, 30%MVC, 50%MVC 和 80%MVC 等拉/伸施力操作, 按每次静止状态下 sEMG 信号的 1/3 倍频程谱的最大幅值作为参照值, 对所采集到志愿者肱二头肌的 sEMG 信号进行 1/3 倍频程分析, 同时整理每次操作后的疲劳程度的 Borg

值, 所得结果如表 3 所示。

2.2 基于 sEMG 信号的疲劳评价模型

大量研究认为, 对于肌肉施力后的局部疲劳, 其 sEMG 信号可以反映出该特征。这也可以从表 3 中的数据得到验证。由表 3 可见, 随着疲劳能量值的增加, 对应的疲劳感觉指标总体上也相应地增加, 可认为存在某种函数关系。又因为 sEMG 是一种检测肌肉的动作电位, 随着肌肉负荷的增加, sEMG 的振幅会升高, 在外界负荷相等时, sEMG 升幅则表示局部肌肉疲劳^[15]。从表中可见, A7, A13 两名受试者的疲劳能量与 Borg 分值之间的差异较大, 可能是由于他们的上臂未施尽全力而致, 故可将这两人的数据作为奇异数据而排除。此外, 运用疲劳过程中的 sEMG 信号的能量值可以抵消志愿者间的个体差异, 从样本数量来说, 拟合的相关性主要取决于结果的相关系数。所以, 以疲劳能量 p 点作为自变量 x , 疲劳的主观感觉 Borg 评分值作为因变量 y , 对表 3 进行了二次、五次和指数曲线拟合, 所得结果为(图 5):

模型一, 二次曲线,

$$y = -0.0599x^2 + 1.295x + 1.096,$$

对应的相关系数 $R=0.856$, F 值=53.582;

模型二, 五次曲线,

$$y = -0.0032x^5 + 0.0717x^4 - 0.562x^3 + 1.778x^2 - 0.928x + 1.865,$$

对应的相关系数 $R=0.785$, F 值=13.492;

模型三, 指数曲线,

表 3 实验数据处理结果

志愿者	10%MVC		30%MVC		50%MVC		80%MVC	
	疲劳能量 p	Borg 值						
A1	0.4278	1.0	1.4030	2.5	5.6090	5.5	4.1523	9.2
A2	0.5897	2.0	2.4347	4.5	5.0997	7.0	7.0781	9.3
A3	0.5788	0.7	2.0997	2.2	4.8763	5.5	6.6743	8.0
A4	0.3132	2.0	2.7039	4.0	4.9859	5.5	5.7407	9.5
A5	0.2682	1.0	2.5355	3.0	5.4144	6.0	5.8772	9.0
A6	0.3941	1.0	2.9672	3.0	5.3373	5.0	9.0778	8.0
A7	1.1829	4.0	3.6064	7.8	6.0081	6.5	16.5172	8.0
A8	0.6810	2.0	2.8388	4.0	6.0515	4.6	20.3261	6.0
A9	0.7789	2.0	2.1803	4.5	5.7876	6.5	6.7210	8.5
A10	0.8860	1.5	3.1459	2.4	6.0918	3.0	19.6576	7.0
A11	0.0751	2.0	2.7744	6.0	5.0530	7.9	7.3459	7.0
A12	1.2425	1.0	4.2549	3.0	5.5925	6.0	5.4701	7.0
A13	0.5218	5.0	2.2996	8.5	5.6191	7.0	3.9515	8.0

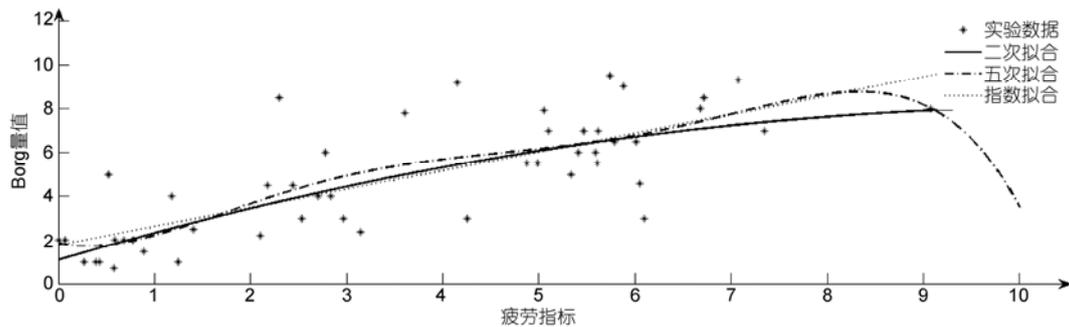


图5 疲劳评价模型曲线

$$y = 2.6924e^{0.151x},$$

对应的相关系数 $R=0.721$, 剩余标准差 $SD=2.692$.

根据统计理论, 对于曲线拟合, 一般在相关系数 $R>0.85$ 时, 即可认为满足这种关系. 因此, 由于二次曲线的相关系数大于 0.85, 因而可以将模型一作为基于 sEMG 信号的疲劳评价模型.

由于本次实验对志愿者、实验现场的电磁干扰、疲劳后的恢复等因素均进行了仔细考虑, 因此, 根据测量出来的肌肉连续 sEMG 信号, 按所提出的算法进行计算后, 能直观地评价出其疲劳状态, 这比对监测 sEMG 信号的时域变化进行分析, 要更加方便和科学.

3 结论

本次实验主要对不同施力负荷条件下的等长拉伸过程中肱二头肌的疲劳状态进行评价, 由于上肢

的施力疲劳与施力时间、姿势、部位、施力频率等因素相关, 本文中所提出的建立基于疲劳能量点和主观感觉 Borg 的评价模型, 可以较好地综合反映这些因素. 因为 sEMG 是一个时域信号, 它与上述因素均有密切联系, 同时疲劳主观感觉的 Borg 值又反映了志愿者施力疲劳的一个综合值, 所以本文提出的建模思想是与实际情况相符的.

结果表明, 本文得出的二次曲线评价模型较好地反映出疲劳能量与疲劳感觉间的一种关系, 符合统计回归的检验条件. 因此, 在实际应用时, 可根据所采集到的肌肉 sEMG 信号, 计算其疲劳能量值, 按此模型计算其理论上的疲劳感觉. 在工程应用方面, 可运用本文建立的疲劳评价模型, 来研制基于表面肌电信号的疲劳状态监测装置, 进而监测操作者的疲劳状态, 为操作任务的设计与规划、操作者的疲劳评判等提供直观的技术手段.

致谢 感谢中国航天员科研训练中心人因工程国家重点实验室对本文的支持.

参考文献

- 肖国兵. 手工操作的工效学评价及提举重量限值的研究. 上海: 复旦大学博士学位论文, 2004. 1-5
- 朱序璋. 人机工程学. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2005. 107-111
- 宋超, 王健. 间断递增负荷条件下肌肉活动的力-电关系. 体育科学, 2006, 26: 50-52
- NOHSC. Manual Handling. Canberra: Australian Government Publishing Service, 1990. 1-15
- Waters T R. Manual Material Handling. Occupational Ergonomics: Theory and Applications. New York: Marcel Dekker, Inc., 1996. 329-349
- 蔡启明. 以动态心率为指标的体力疲劳评价方法. 人类工效学, 1999, 5: 27-29
- 刘洪涛, 曹玉珍, 谢小波, 等. 表面肌电信号的时变 AR 模型参数评估肌疲劳程度的研究. 中国生物医学工程学报, 2007, 26: 493-497
- 刘涛然, 张建国, 宋海燕. 基于表面肌电信号参数的人体上肢运动研究. 天津科技大学学报, 2006, 24: 38-41
- 谢燕江, 杨智, 詹铸, 等. 基于小波变换的膈肌肌电信号降噪方法研究. 中国生物医学工程学报, 2009, 28: 193-198

- 10 叶伟, 王健, 刘加海. 静态运动负荷诱发局部肌肉疲劳和恢复过程中 sEMG 信号复杂度变化规律. 体育科学, 2004, 24: 19-23
- 11 葛树旺, 陈松林, 付圣灵, 等. 手臂静态姿势负荷的肌电实验研究. 工业卫生与职业病, 2008, 34: 220-223
- 12 李青青, 吴宗耀. 股内侧肌疲劳时表面肌电信号特征研究. 中国运动医学杂志, 2006, 25: 547-550
- 13 Kang H G, Dingwell J B. Dynamics and stability of muscle activations during walking in healthy young and older adults. J Biomech, 2009, 42: 2231-2237
- 14 Scott K S, Jennifer E S, Samuel C K L, et al. Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals. Physical Therapy, 2001, 81: 1102-1109
- 15 葛树旺, 陈松林. 手臂静态姿势负荷的肌电实验研究. 工业卫生与职业病, 2008, 34: 220-222