

用肌电信号评价人体振动舒适性的方法研究

李晓玲^{1,2}, 张翔¹, 张鄂¹, 陆长德²

(1. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安; 2. 西北工业大学工业设计研究所, 710072, 西安)

摘要: 为了高效地评价不同的振动环境对于人体舒适性的影响,通过模拟驾驶环境实验,采集了人体在不同加速度振动下的表面肌电信号(SEMG),运用频域分析对其进行特征值提取,得到了局部肌电幅度的平均功率频率与加速度、频率、时间的关系.采用回归分析法,得出了肱二头肌、竖棘肌、股二头肌的局部肌电与振动参数的拟合函数,结合主观感受评分结果,提出了振动环境下基于SEMG的判定人体舒适性的客观评价方法.同时,参考主观感受和客观数据,通过归一化整合,为交通工具、工作环境等人-机界面设计及操作舒适度的评定提供了客观、有效的理论依据.

关键词: 表面肌电信号;振动;舒适性;评价

中图分类号: TB18; R741.044 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2009)03-0022-05

Evaluation of Human Body to Vibration Comfortableness by Surface Electromyogram Signals

LI Xiaoling^{1,2}, ZHANG Xiang¹, ZHANG E¹, LU Changde²

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. Institute of Industrial Design, Northwestern Polytechnic University, Xi'an 710072, China)

Abstract: To evaluate human comfort effectively under different driving vibration environment, the eigenvalues of surface electromyography (SEMG) to the human body under variable acceleration were calculated by means of mean power frequency and average electromyogram in frequency domain. By experimental datum processing, the relations between the partial MPF indexes and the acceleration, the frequency and the time are gained. The fitting function of SEMG signal indexes and the vibration parameter change of the key parts of a human body are achieved by the regression analysis method, including the biceps brachii, erector spinae and biceps femoris. Carrying on grading to the subjective feeling, the objective method of comfort evaluation based on SEMG signals of human body under the different vibration environment is proposed. Taking the subjective perception and objective data as reference basis and integrating with non-dimensional form are significant for objective evaluate human-machine interface design and comfort estimation on vehicle and operating environments.

Keywords: surface electromyography; vibration; comfortableness; evaluation

目前,人-机-环境系统的安全性、可靠性以及人机系统操控界面的人性化设计是评价人机工效的重要内容,而表面肌电信号(SEMG)技术为定量地测定人体肌肉的内负荷、评估肌肉应激状态和预测肌肉劳损提供了实用的技术手段^[1].由于SEMG技术能克服主观心理评定中存在的问题,定量分析工作

负荷和肌肉功能状态以及指标与主观疲劳感之间存在着较高关联性^[2-3],因此其在运动医学、康复医学、工效学和运动生物力学等领域得到了广泛的应用^[4].但是,多数研究集中在检测人体主动运动状态下的肌电信号,如运动员在做某组发力动作下的肌电变化^[5],而在被动振动环境下的人体肌电的研究

却很少. 因此,研究不同振动环境下的人体肌电信号变化,不但对判断振动状态下的肌肉疲劳程度、探讨疲劳机制有着重要意义,同时也为人机环境的改善提供了更为客观有效的理论依据.

1 人体振动舒适性与 SEMG 的测定

1.1 振动对人体的影响

研究表明,人体在低频状态下容易产生共振,如频率在 4~8 Hz、10~12 Hz 时最容易与人体内脏产生共振,这将影响肌肉系统、呼吸系统、血液循环系统、植物神经系统和感官系统等^[6],直接导致人体不舒适,并降低了操作安全性. 长时间的高频振动则要视加速度的大小而定,若人体长时间处于高频高加速度状态下,肌肉系统将会持续紧张,这将产生一定量的负荷,而负荷积聚会引起肌肉生理特性的改变,表现为兴奋性、传导性和收缩性的降低,肌肉物理展长性和弹性减弱,肌肉不能够产生所需要的力,这种现象称为肌肉疲劳^[7]. 当疲劳发生时,肌纤维的传导速度减小,局部肌肉就会产生酸痛、麻木、无力等感觉. 因此,提取表面肌电信号并找出能反映传导速度变化的频率特征参数,是目前判断人体局部肌肉疲劳比较有效的实验方法.

1.2 振动条件下 SEMG 的分析方法

实验证明,肌肉纤维的传导速度和局部肌肉疲劳直接相关^[8],目前常用的办法是非侵入式测量,通过双极导联提取表面肌电信号,并转化成能反映传导速度变化的频率特征参数,进而反映肌肉的疲劳程度. 这些特征参数主要是通过时域和频域分析得到^[9]. 时域分析是将肌电信号看作时间的函数,用来刻画时间序列信号的振幅特征,主要包括肌电信号的积分值、均方根值和平均振幅等,其缺点就是分析过程还需依赖其他一些因素,如肌力、肌肉长度、肌肉温度以及组织滤波等.

频域分析的主要方法是对 SEMG 进行快速傅里叶转换,获得 SEMG 信号的频谱或功率谱,而功率谱的频谱移动可作为肌纤维传导速度的实验指示. 由于平均功率频率(MPF)对于低负荷条件下的频谱变化有高度敏感性,因此可作为人体局部肌肉疲劳的可靠性测量参数 f_{mp} . 本次实验主要测定了振动环境下的肌肉被动疲劳,这是由人体克服了振动加速度而产生的,没有明显的肌肉活动,但由于存在着长时间的负荷积聚过程,因此采用频域参数进行分析.

2 实验方法

2.1 实验条件的设定

实验采用西安 206 所已有的美国 UD 公司 SA30-S802/ST 电磁振动实验台和芬兰 Mega 公司 ME6000 表面肌电测试系统,在振动实验台上模拟搭建了驾驶实验环境. 选择 8 名受试者,采用分加速度的扫频方式(5~30 Hz)进行测试.

在测定振动对人体的影响时,加速度 a 常用重力加速度 g 表示,即当 a 超过 0.2g 时,振动就会对人体产生较大影响. 因此,通过对 ISO2631-1:1997(E)《人承受全身振动的评价》标准中的加权加速度进行转换,将振动实验的加速度分为 0.03g、0.06g、0.10g、0.15g 和 0.20g,且仅为垂直方向激励. 在每个加速度下振动 20 min,每 5 min 完成一次扫频(5~30 Hz),同时采集数据和主观评价分值,即每 5 min 采集一次,因此共采集包括初始值在内的 5 个时间点值(0、5、10、15 和 20 min). 由于时间点与频率的对应关系,因此用它可以了解低频向高频变化时的肌电变化和受试者的主观感受,整个实验完成共需 100 min.

2.2 实验过程

根据 ISO2631-1:1997(E)标准,可以将人体分为不同体位(坐、立、卧)进行测量. 由于本文主要针对驾驶舱环境模拟振动发生条件,因此选择坐姿状态下人体保持驾驶姿势时受力集中的部位,即肱二头肌、竖棘肌、股二头肌进行测量. 实验过程如图 1 所示,首先在实验台上搭建座椅并固定,然后通过 MegaWin 软件设定人体测量部位,接着模拟人体实际驾驶姿势,为受测对象贴附测试电极. 将实验采



图 1 实验设备与过程

集的原始 SEMG 数据以 mxf 格式的文件保存,最后将所获得的数据取平均值,整理成表,并和振动参数相对应地分析肌电信号的振动变化规律.

2.3 主观实验

实验主要测量了振动环境下肱二头肌、竖棘肌、股二头肌的 SEMG 值和主观感受分值(RPE). 由于主观感受是人体体力疲劳(肌肉)、精神疲劳(脑力)和感官疲劳的综合反映,因此所获主观分值与测得的实验结果相结合应能反映人在驾驶状态下的舒适程度. 本文实验的主观评价分为 5 个等级,得分从 1~10 分依次分配,并根据受试者的个人感受对分值稍加修正,分值参考标准如表 1 所示.

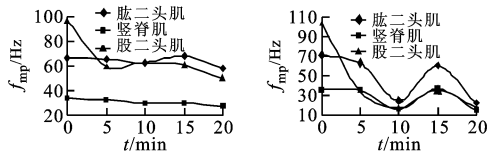
表 1 主观感受评分表

分值	等级	具体描述
1~2	无疲劳感	无异样感觉
3~4	有点疲劳感	身体稍有不适,注意力不集中
5~6	疲劳	局部发热,恶心,烦躁
7~8	很疲劳	头晕,局部发麻,呼吸困难
9~10	强烈疲劳感	麻木,心跳加速,呼吸阻塞

3 数据分析

3.1 人体肌肉 MPF 变化趋势

将实验采集来的 8 名受测对象的各肌肉 MPF 变化数据进行平均处理之后,其变化如图 2 所示.



(a) $a=0.03g$ (b) $a=0.2g$

图 2 不同加速度下人体肌肉 f_{mp} 的走势

从图 2 中可以看出,随着 a 的增加,人体各肌肉 MPF 变化幅度明显增大. 在扫频到 $t=10\text{ min}$ 、 $t=20\text{ min}$ (低频段)时, f_{mp} 达到最小值,表明低频更容易使人达到疲劳. 当 $t=5\text{ min}$ 、 $t=15\text{ min}$ (高频段)时, f_{mp} 会出现峰值,说明在这段时间内,人体肌肉发生了疲劳恢复,且恢复程度大大高于由时间累积引起的疲劳.

图 3 为某受试对象在初始状态和加速度为 $0.2g$ 时的肌电频谱对比,可以看到,随着 a 的增大,频谱整体有向左移动的趋势. 图中通道 1~3 分别代表肱二头肌、竖棘肌和股二头肌.

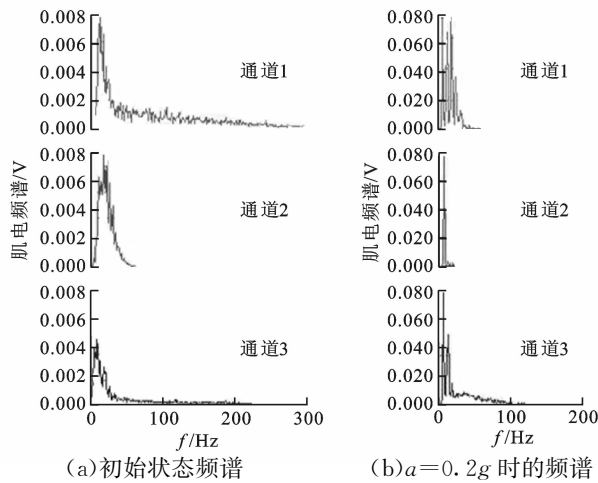


图 3 肌电频谱的对比

3.2 人体肌肉负荷变化趋势

当人体受到一段时间的振动激励后,会产生一系列地随加速度和频率变化的原始肌电信号. 实验表明,加速度越高,肌电信号幅值越大,而相同加速度下,低频段幅值比高频段的大. 这些信号随时间的推移会产生叠加,因此对一段时间内的肌电信号幅度求平均,即平均肌电信号幅值 A_{EMG} 可以反映出整体肌肉负荷强度的改变情况. 如图 4 所示,人体肌肉的整体负荷随着加速度的增加而增大,且震荡幅度也变大.

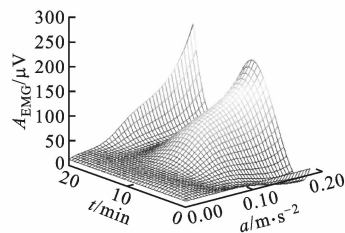
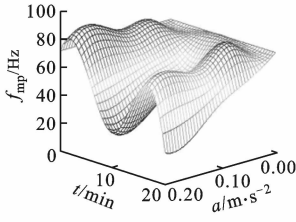


图 4 人体肌肉 A_{EMG} 随 t 和 a 的变化图

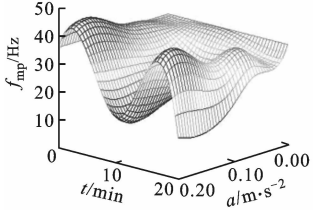
3.3 人体局部肌肉 MPF 变化分析

如图 5 所示,单独对肱二头肌、竖棘肌、股二头肌的 f_{mp} 数据通过 Matlab 进行 3 次插值分析.

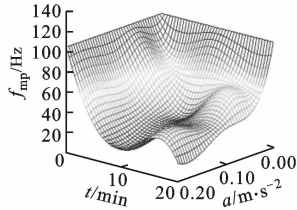
可以看出,随着 a 的增加,各肌肉 MPF 的震荡趋势加剧,且加速度越大,MPF 越低,表明肌肉的疲劳程度随之加深. 其中:肱二头肌在加速度为 $0.1g$ 和 $0.15g$ 时,扫频到 $t=10\text{ min}$ 和 $t=20\text{ min}$ (低频段)时,疲劳现象明显;竖棘肌在加速度为 $0.03g$ 和 $0.06g$ 时,疲劳现象就相当明显;与前两块肌肉有着明显不同,股二头肌在不同频段下的疲劳加深的速度相近,但低频段还是明显低于高频段,说明低频段的疲劳程度还是要明显高于高频段. 同



(a) 肱二头肌



(b) 竖脊肌



(c) 股二头肌

图5 人体局部肌肉 f_{mp} 与 a 、 t 的关系

时,股二头肌疲劳程度在不同时间的起始值均大大低于前两块肌肉,表明股二头肌的疲劳恢复能力要明显低于前两块肌肉。

4 振动舒适性评价

4.1 曲线拟合

为了从肌电数据中找到人体振动舒适性的变化规律,下面以肱二头肌为例,拟合出不同时间点下 f_{mp} 随加速度的变化(见图6)。其中,5个时间点的数据一次拟合公式分别为

$$f_{mp} = 71.571 \quad (t = 0 \text{ min}) \quad (1)$$

$$f_{mp} = -43.475 4a + 73.299 3 \quad (t = 5 \text{ min}) \quad (2)$$

$$f_{mp} = -254.162 2a + 71.674 5 \quad (t = 10 \text{ min}) \quad (3)$$

$$f_{mp} = -92.165 3a + 78.259 1 \quad (t = 15 \text{ min}) \quad (4)$$

$$f_{mp} = -248.557 7a + 69.576 4 \quad (t = 20 \text{ min}) \quad (5)$$

对比式(2)、(4)和式(3)、(5)发现,后者的截距均低于前者,这是由时间产生的疲劳累积效应所致。式(3)、(5)的斜率高于式(2)、(4),表明低频段比高频段的人体肌肉疲劳现象出现得快。

取式(2)、(4)为高频段(30 Hz),式(3)、(5)为低频段(5 Hz),对频率进行一次插值运算,可以得出肱二头肌 f_{mp} 变化的拟合式

$$m_{bb} = (7.341 6f - 288.067 9)a + 73.202 3 \quad (6)$$

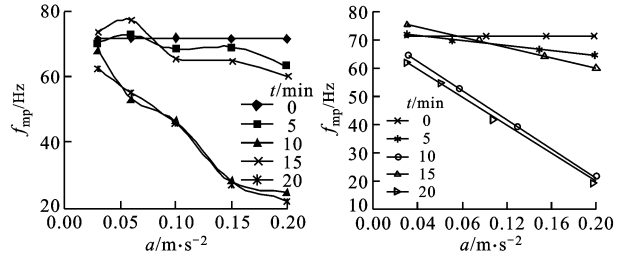
(a) f_{mp} 随加速度变化趋势(b) f_{mp} 与加速度的拟合

图6 肱二头肌随加速度的变化及拟合曲线

若定义 c_{bb} 为客观评价人体肌肉的舒适性指数,0 为初始状态,1 为本次实验的极限状态,即极度疲劳,则得到的肱二头肌为

$$c_{bb} = \frac{(m_0 - m_{bb})}{m_0 - m_1} =$$

$$\frac{(288.067 9 - 7.341 6f)a - 1.631 3}{49.196} \quad (7)$$

式中: f 为振动频率(5~30 Hz)。同理,得到的竖棘肌和股二头肌的舒适性指数分别为

$$c_{es} = \frac{(95.240 4 - 3.174 7f)a + 5.221 6}{22.696} \quad (8)$$

$$c_{bt} = \frac{(237.574 6 - 1.7955f)a + 42.188 1}{87.167} \quad (9)$$

4.2 主观评价的拟合

由图7可知,主观评价曲线在 a 大于 0.15g 时,发生了交错,表明疲劳的主观评价已经到达了比较高的程度。对主观评分进行一次拟合,取各个时间段的一次项系数均值作为加速度的影响系数,取每个拟合公式的常数项进行插值运算,得到主观评分拟合公式

$$r = 29.013 2a + 0.166 8t_r - 0.507 5 \quad (10)$$

定义 c_r 为主观评价疲劳度指数,则主观舒适性公式为

$$c_r = \frac{r}{10} = \frac{29.013 2a + 0.166 8t_r - 0.507 5}{10} \quad (11)$$

式中: t_r 为接振时间(0~20 min)。

4.3 振动舒适性

将振动舒适性定义为 C (0-10,0 为初始感觉,10 代表很不舒适),根据式(7)~式(9)和式(11),可以得出综合评定振动环境驾驶舒适性的计算公式

$$C = \frac{1}{4}(c_{bb} + c_{es} + c_{bt} + c_r) \times 10 \quad (12)$$

分别代入各参数的表达式,化简得

$$C = 39.196 7a - 0.774 3af + 0.041 7t_r + 1.575 4$$

依据式(7)~式(9),对不同加速度和频率下的

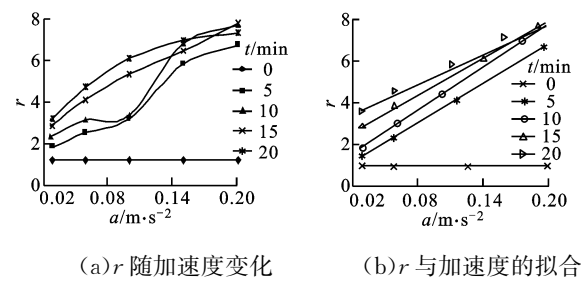


图7 r 随加速度的变化及拟合曲线

各部位肌肉的舒适度进行计算和验证,结果如表2所示.

表2 肌肉舒适量化量表

a	f/Hz	c_{lb}	c_{es}	c_{bt}
0.05g	5	0.222	0.405	0.615
	18	0.125	0.314	0.602
	31	0.028	0.223	0.588
0.09g	5	0.427	0.545	0.720
	18	0.252	0.381	0.696
	31	0.077	0.217	0.672
0.13g	5	0.631	0.685	0.825
	18	0.378	0.448	0.790
	31	0.127	0.211	0.755
0.17g	5	0.835	0.825	0.930
	18	0.506	0.515	0.884
	31	0.176	0.206	0.838

从表2中看出,在所有情况下,股二头肌的疲劳程度总是高于其他部位,尤其是在高频段,肱二头肌和竖棘肌因肌肉的恢复能力使疲劳性下降,股二头肌尤为突出.这个结论与本文最初进行的仿真结果相一致^[10].

5 结 论

本文将局部肌电信号作为评价动态环境中人体的局部和整体的舒适度,这是一个国内外全新的研究领域,而以往的对于动态环境下舒适度的研究,都是基于受试者的主观感受分值与环境参数的关系提出整体的舒适度评价准则.本文在继承以往主观评价的基础上,搭建了振动环境下检测人体局部肌电信号的实验平台,从客观上对局部组织肌电进行了采集.在探索舒适度评价准则时,将主观感受和客观数据同时作为参考依据,并通过归一化进行整合,它对交通工具、工作环境等人机界面设计及操作舒适度评定具有一定的借鉴意义.

参考文献:

[1] LUTTMANN A, JGGER M, LAURIG W. Electromyography induction of muscular fatigue in occupational field studies [J]. Int J Ind Ergon,2000,25(6): 645-660.

[2] DEDERING U, NMETH G, HARMS R K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back [J]. Clinical Biomechanics,1999,14(2):103-111.

[3] DEDERING U, ODDSSON L, HARMS R K, et al. Electromyography and ratings of lumbar muscle fatigue using a four level staircase protocol [J]. Clinical Biomechanics, 2002,17(3):171-176.

[4] 皮喜田,陈峰,彭承琳,等. 利用表面肌电信号评价肌肉疲劳的方法 [J]. 生物医学工程学杂志, 2006,23(1):225-229.

PI Xitian, CHEN Feng, PENG Chenglin, et al. Methods applied to muscle fatigue assessment using surface myoelectric signals [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2006,23(1):225-229.

[5] MASUDA K, MASUDA T, SADOYAMA T, et al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions [J]. Electromyography and Kinesiology, 1999,9(1):39-46.

[6] 潘立. 基于人椅系统三向振动的汽车平顺性建模与仿真 [D]. 杭州:浙江工业大学机电工程学院, 2004.

[7] BIGLAND B, WOOD J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscle fatigue [J]. Muscle Nerve,1984,7(9):691-699.

[8] STULEN F B, DELUCA A C J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity [J]. IEEE Trans Biomed Eng,1981,8(7):515.

[9] 李卓. 表面肌电的信号分析及在体育科研中的应用 [J]. 体育科技文献通报, 2006,14(3): 31-34.

LI Zhuo. Signal analysis of electro-myogram and its application in sport scientific research [J]. Bulletin of Sport Science and Technology, 2006,14(3): 31-34.

[10] 李晓玲,张鄂,陆长德. 人体生物力学模型的驾驶舒适度仿真研究 [J]. 西安交通大学学报,2008,42(5):556-560.

LI Xiaoling, ZHANG E, LU Changde. Driving comfort simulation based on human biomechanics model under vibration [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University 2008,42(5):556-560