

长时间颈部前屈对颈部肌肉疲劳的影响

徐明伟, 金龙哲[✉], 于露, 刘建国, 张安琪

北京科技大学土木与资源工程学院, 北京 100083

✉通信作者, E-mail: lzjin@ustb.edu.cn

摘要 长期颈部前屈对颈椎造成严重影响。为定量评估长时间低头对颈椎疲劳造成的影响, 选取 20 名健康受试者, 保持低头角度 $40^\circ \sim 60^\circ$ 持续 3 h。选择胸锁乳突肌, 颈部夹肌和肩部斜方肌测量其表面肌电信号。经滤波、整流、振幅标准化等处理后, 对每 60 s 的肌电值进行积分和求其平均功率频率。研究发现, 积分肌电值的波动变化具有规律性, 首次增大后的减小表征肌肉进入疲劳状态; 不同肌肉的平均功率频率 (mean power frequency, MPF) 值具有明显差异, 决定着该肌肉疲劳耐受性的持续时间, 且在整个颈部前屈过程中 MPF 并非简单的线性关系。提出用 MPF 的导数来提取疲劳特征, 用窗口化的 MPF 负数累积判定肌肉疲劳。结果表明, MPF 负数累积能很好地判断肌肉疲劳, 胸锁乳突肌在 20 min 内出现最终疲劳, 而颈部夹肌和肩部斜方肌在 20 min 左右出现了短暂性疲劳, 随后在 75 ~ 100 min 时又出现了最终疲劳。因此建议持续颈部前屈时长不超过 20 min。

关键词 表面肌电; 颈椎疲劳; 疲劳特征; 肌电积分; 平均功率频率

分类号 TG142.71

Effect of long-term bowing of the head on neck muscle fatigue

XU Ming-wei, JIN Long-zhe[✉], YU Lu, LIU Jian-guo, ZHANG An-qi

School of Civil and Resource Engineering, University of Science and Technology Beijing, Beijing 100083, China

✉ Corresponding author, E-mail: lzjin@ustb.edu.cn

ABSTRACT Long-term neck flexion posture is a common awkward posture resulting from long-term head-down work, long-term looking at a computer screen, and long-term playing with a mobile phone. Fatigue and chronic injury of cervical muscles are easily caused by long-term bowing of the head. Long-term bowing of the head to play with a mobile phone causes injury to the cervical spine. Long-term neck muscle contraction is an important cause of fatigue and chronic injury of the neck muscles and tissues. Therefore, it is of significance to analyze the changes of muscle activity during long-term neck muscle contraction and to determine the time threshold of neck muscle fatigue to reduce the damage caused by neck muscle fatigue. To quantitatively evaluate the effect of long-term head-down playing with a mobile phone on cervical spine fatigue, 20 healthy subjects were selected and kept the head-down angle between 40° and 60° for 3 h. On the basis of the analysis of cervical spine muscle architecture and anthropometry, the surface electromyography (sEMG) of the sternocleidomastoid, cervical gripper, and shoulder trapezius muscles was recorded. The original sEMG data were processed by filtering, rectifying, and amplitude standardization. The EMG values every 60 s were integrated, and their mean power frequency (MPF) was calculated. Results show that the fluctuation of the integral EMG is regular and the decrease after the initial increase indicates that the muscle is in the fatigue state. The MPF values of different muscles have obvious differences, which determine the duration of fatigue tolerance of the muscle. Moreover, the MPF does not exhibit a simple linear relationship during the entire bowing process. The results also show that negative MPF accumulation can be used to assess neck muscle fatigue. The sternocleidomastoid muscle is in the fatigue state in 20 min, whereas the cervical gripper and shoulder trapezius muscles are temporarily fatigued in approximately 20 min and in the

收稿日期: 2019-04-24

基金项目: 国家重点研发计划课题资助项目 (2016YFC0801700)

final fatigue state in 75–100 min. Therefore, it is suggested that the duration of continuous bowing should not exceed 20 min.

KEY WORDS surface electromyography; cervical spine fatigue; fatigue characteristics; integral electromyographic; mean power frequency

长时间颈部前屈是常见的不良作业姿势, 比如长时间从事低头作业, 长时间看电脑屏幕, 玩手机等, 常会导致长时间颈部前屈这一不良姿势发生. 长期低头容易引起颈项肌群发生疲劳和慢性损伤^[1]. 国内一项对 2000 例颈椎病患者展开的最新调查显示: 青少年和上班族患颈椎病的人数陡增, 30 岁以下患者所占的人数比例比 30 岁到 50 岁的患者高出了 22%^[2]. 颈椎病发病有低龄化的趋势, 据统计, 30 岁以下的颈椎病患者增加显著, 从 1996 年的 26% 提升至 2016 年的 37%^[3]. 在对 140 名大学生的一项调查中显示, 98% 的参与者每天在手机上花费超过 3.5 h, 这增加了颈部患病的风险^[4]. 长时间肌肉收缩是导致颈部肌肉和组织疲劳损伤的一个重要原因^[5], 因此利用一定的方法探究颈部肌肉长时间收缩时肌肉活动的变化, 获得肌肉疲劳时间阈值, 以减少颈部肌肉疲劳带来的损伤, 这显得极为有意义.

目前对颈椎疲劳方面的研究大多数集中在对颈伸肌平衡和颈痛评价上. 较少去关注长时间颈部前屈造成的颈椎疲劳. Lee 等^[5]使用麦吉尔疼痛问卷表 (McGill pain questionnaire, MPQ) 和 Brog 评分表 (Borg scale) 进行评价, 对颈椎肌肉耐力持续时间进行测量, 对比了有颈痛和无颈痛的颈部肌肉耐力持续时间. Moreno 等^[6]用光学角度捕捉测试颈椎活动范围, 并对颈椎疲劳进行评估, 用起始角和偏转角来评估颈椎疲劳前后的变化. 表面肌电信号^[7]是肌肉系统在收缩时, 能一定程度上反映肌肉的活动情况和疲劳程度的一种生理电信号, 监测该信号在临床疾病的诊断、肌肉力量的评定、肌肉疲劳的判断等领域得到广泛的应用^[8–12]. 但对于长时间低头前屈这一姿势的颈部疲劳却鲜有人提及, 因此本研究在利用表面肌电 (surface electromyography, sEMG) 监测肌肉疲劳研究基础上, 研究长时间颈部前屈玩手机对颈部肌肉的影响, 判断实验人员的疲劳变化状态以及疲劳的严重程度, 最终为科学合理的控制低头前屈时间提供理论依据.

1 实验设计

1.1 实验仪器及方法

(1) 实验仪器

本实验采用美国 Noraxon 公司的表面肌电测

量仪器, 仪器的采样频率为 1500 Hz, 主要由直接传输系统、无线网络发射器、表面肌电测试软件等组成 (如图 1).

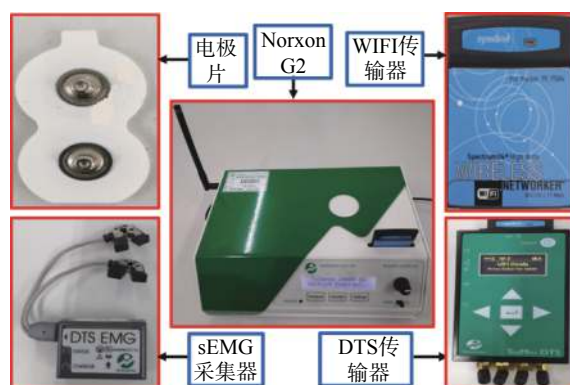


图 1 表面肌电采集配件

Fig.1 Surface electromyography acquisition accessories

(2) 受试人员

从北京科技大学挑选 20 名受试者, 男生 12, 女生 8 名. 所有受试者身体健康状况良好, 无颈椎肌肉损伤, 实验前 72 h 内未从事剧烈运动, 以保持受试者肌肉的良好状态, 所有受试者均同意并自愿参加本实验. 为使个体差异性的影响最小, 所选取人员的年龄、身高和体重相差较小. 最终结合实际需要, 受试人员平均年龄 21 ± 1.7 岁, 体重 61.3 ± 9.6 kg, 身高 168 ± 8.6 cm, 骨骼肌肉质量 9.4 ± 2.4 kg.

(3) 电极片放置

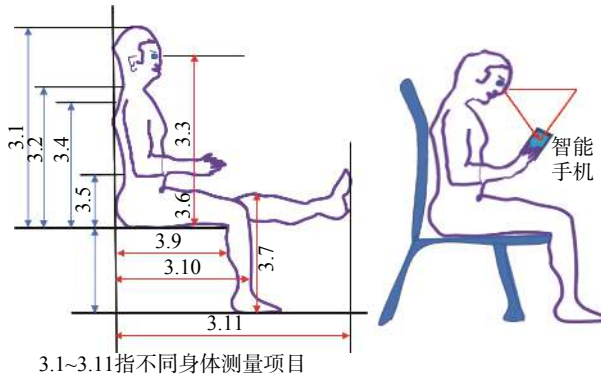
测量电极之间的距离将影响肌电信号的带宽和幅值, 距离过小, 会造成信号的叠加或短路, 距离过大, 易受到附近肌肉信号的干扰^[13–14]. 本实验选用银-氯化银 (Ag-AgCl) 电极片, 控制电极片中心距离为 20 mm.

1.2 实验姿势

本实验模拟的是人在静止状态下长时间颈部前屈玩手机的状态, 采用静态人体尺寸标准^[15–16]. 依据 GB10000-88 标准, 选取人体测量百位数 90. 按照身体各部分比例, 计算颈部前屈姿势保持在 $40^\circ \sim 60^\circ$ 之间 (如图 2).

1.3 测量肌肉

根据肌肉构筑学特征^[17–19], 维持颈椎活动稳定功能的肌肉有夹肌、胸锁乳突肌、斜方肌、头半棘肌等肌肉^[20], 但头半棘肌在夹肌下面, 临床一般监



3.1~3.11指不同身体测量项目

图2 人体坐姿尺寸图

Fig.2 Dimensional figure of human sitting posture

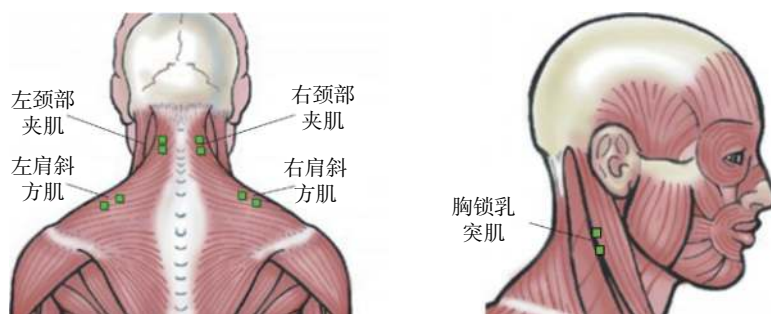


图3 实验肌肉测量位置

Fig.3 Experimental muscle measurement position



图4 部分实验场景

Fig.4 Part of the experimental scenario

2 实验结果

2.1 实验数据预处理

(1) 心电去除. 在测试上肢肩部肌肉时, 心电信号(ECG)会对肌电信号造成干扰^[23], 因此去除心电.

(2) 整流. 由于表面肌电信号的正负幅值几乎相等, 若对原始信号的值直接求平均会得到近似为零的平均值, 因此对信号进行全波整流, 即信号取其绝对值. 整流后信号保留了肌电信号中所有的信息, 其图形变化能很好地反映肌肉活动强度^[24].

测夹肌, 斜方肌和胸锁乳突肌^[21-22]. 本次实验选取颈部夹肌、胸锁乳突肌和肩部斜方肌作为测试对象(位置如图3所示).

1.4 实验过程及记录

实验开始前用去角质膏和酒精棉球擦拭相应肌肉, 去除皮肤表面角质和污垢, 降低皮肤阻抗^[23-24]. 待测量位置完全变干后, 按照编号顺序贴电极片. 受试者保持颈部前屈姿势坐在海绵靠背座椅上, 玩手机. 所有的测试中, 实验人员之间禁止互相交流, 避免出现相互干扰, 实验场景如图4.

(3) 振幅标准化处理. 电极的摆放位置、皮肤处理的好坏都会存在差异性. 通过归一化处理^[25]降低单个实验对象的重复实验之间或多个实验对象实验结果之间的差异性. 本实验采用最大肌力(max voluntary contraction, MVC)进行标准化处理, 利用分析系统内置的MVC进行处理.

由于低头看手机并非剧烈运动, 肌电信号变化不明显, 因此, 需要对肌电信号进行处理才能提取特征值.

2.2 sEMG 信号时域结果

时域分析常用的振幅参数包括积分肌电值、平均整流肌电值、均方根值等. 本实验采用积分肌电值分析. 肌电积分值(integral electromyographic, iEMG)是一定活动时间内, 所有参与活动的运动单位动作电位的放电总量大小^[25]. iEMG 蕴含肌肉活动的大量信息, 包含有肌肉活动在能量(幅值)上的表现和肌电信号传导在时间上的反映.

本研究取样周期大于神经纤维的动作电位时长(一般历时约0.5~2.0 ms)^[26-28]. 排除颈部微动作干扰, 在保证肌电信号时域信息不丢失的前提下, 本次数据处理采样时长取60 s.

$$iEMG = \sum_{i=1}^N |X_i| = \int_T^{T+60} X_i dt \quad (1)$$

式中: N 为取样周期内点数; X_i 为表面肌电值; T 为取样开始时间, 区间取 60 s; t 为采样时间. 对称肌肉取平均值.

列出部分受试者的肌电积分值, 其中图 5(a) ~ 5(c) 为其中一名受试者胸锁乳突肌, 颈部夹肌, 肩部斜方肌的肌电积分值曲线. 图 5(d) ~ 5(f), 图 5(g) ~ 5(i), 图 5(j) ~ 5(l) 是另外三人肌电信号 iEMG. 从图 5 发现 iEMG 具有明显的波动, 初

始较小随后迅速变大, 持续一段时间后又降低, 继而又变大. 对不同肌肉肌电信号的 iEMG 明显变化的出现的时间进行统计, 胸锁乳突肌 iEMG 在 16 ± 4 min 明显升高, 颈部夹肌 iEMG 在第 15 ± 4 min 明显增大, 肩部斜方肌 iEMG 在第 17 ± 4 min 明显增大. 三块肌肉 iEMG 再次出现明显增大的时刻为第 62 ± 8 min, 82 ± 10 min, 72 ± 8 min, 检验水准 $\alpha=0.05$ 水平, 概率 P 值如表 1 所示.

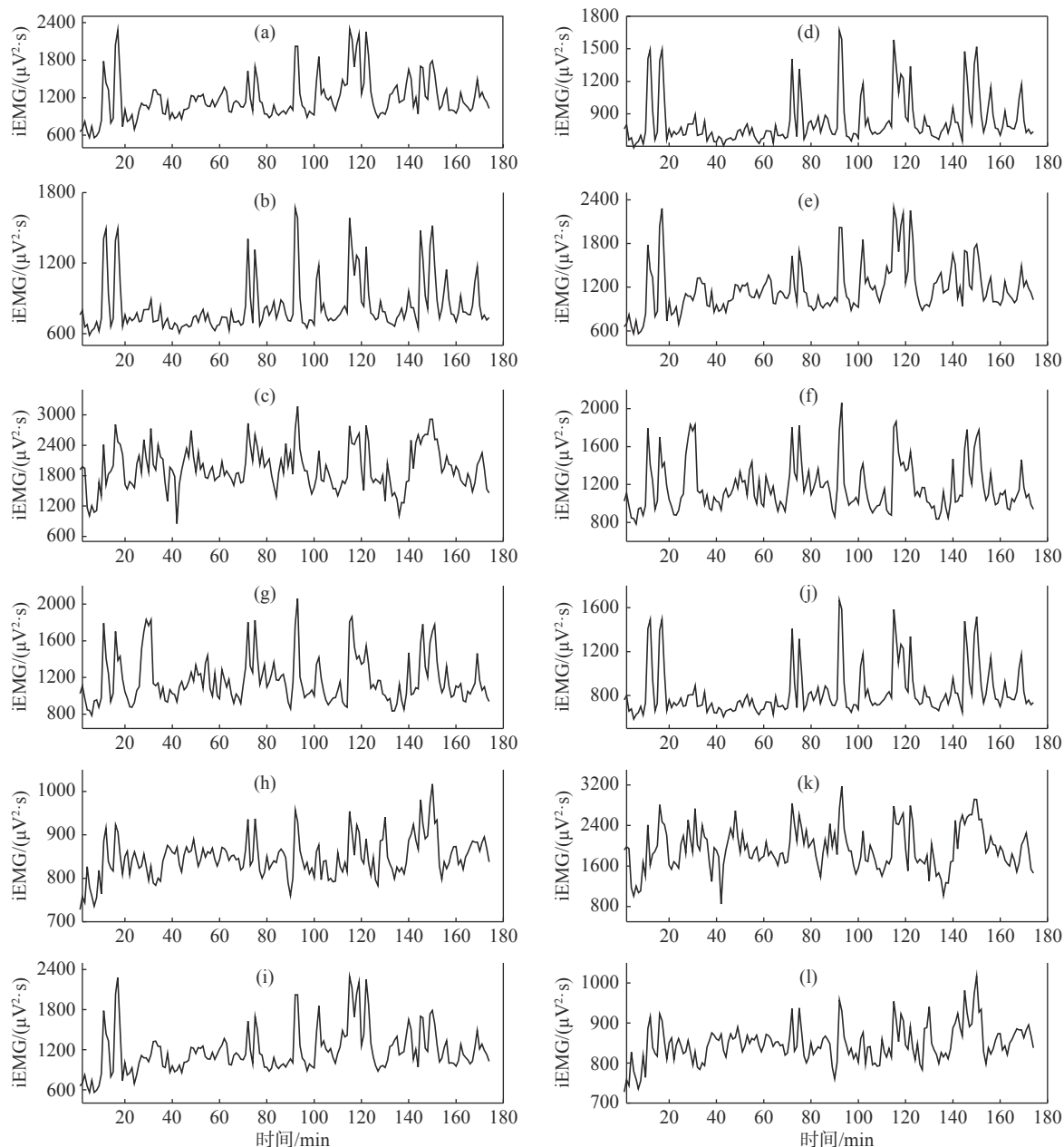


图 5 不同肌肉肌电积分值. (a) 1 号受试者胸锁乳突肌; (b) 1 号受试者颈部夹肌; (c) 1 号受试者斜方肌; (d) 2 号受试者胸锁乳突肌; (e) 2 号受试者颈部夹肌; (f) 2 号受试者颈部夹肌; (g) 3 号受试者胸锁乳突肌; (h) 3 号受试者颈部夹肌; (i) 3 号受试者斜方肌; (j) 4 号受试者胸锁乳突肌; (k) 4 号受试者颈部夹肌; (l) 4 号受试者斜方肌

Fig.5 iEMG of different muscles: (a) sternocleidomastoid muscle of subject 1; (b) cervical clamp muscle of subject 1; (c) trapezius muscle of subject 1; (d) sternocleidomastoid muscle of subject 2; (e) cervical clamp muscle of subject 2; (f) cervical clamp muscle of subject 2; (g) sternocleidomastoid muscle of subject 3; (h) cervical clamp muscle of subject 3; (i) trapezius muscle of subject 3; (j) sternocleidomastoid muscle of subject 4; (k) cervical clamp muscle of subject 4; (l) trapezius muscle of subject 4

表1 iEMG 变化时间统计

Table 1 iEMG change time

肌肉部位	iEMG首次明显增大时刻/min	t检验	iEMG再次明显增大时刻/min	t检验
胸锁乳突肌	16±4	$P<0.05$	62±8	$P<0.05$
颈部夹肌	15±5	$P<0.05$	82±10	$P<0.05$
斜方肌	17±4	$P<0.05$	72±8	$P<0.05$

2.3 sEMG 信号频域结果

当肌肉发生疲劳时, 功率谱一般由高频向低频漂移, 平均功率频率(mean power frequency, MPF)和中位频率(median frequency, MF)的值都呈下降趋势, 而在实际应用中 MPF 指标对肌肉活动状态和功能状况的敏感性强于 MF 指标^[28-29]. 因此, 本研究采用 MPF, 设置窗口为 60 s, 计算其 MPF, 最

终将三块肌肉的 MPF 取平均值.

$$MPF = \int_{f_1}^{f_2} f \times PS(f) / \int_{f_1}^{f_2} PS(f) df \quad (2)$$

式中: $PS(f)$ 为 sEMG 信号的频谱; f_1 、 f_2 为 sEMG 信号的频率范围; f 为采样频率. 本研究取频率范围为 0 ~ 150 Hz, 以每分钟作为时间梯度, 进行时-频域分析, MPF 如图 6 所示.

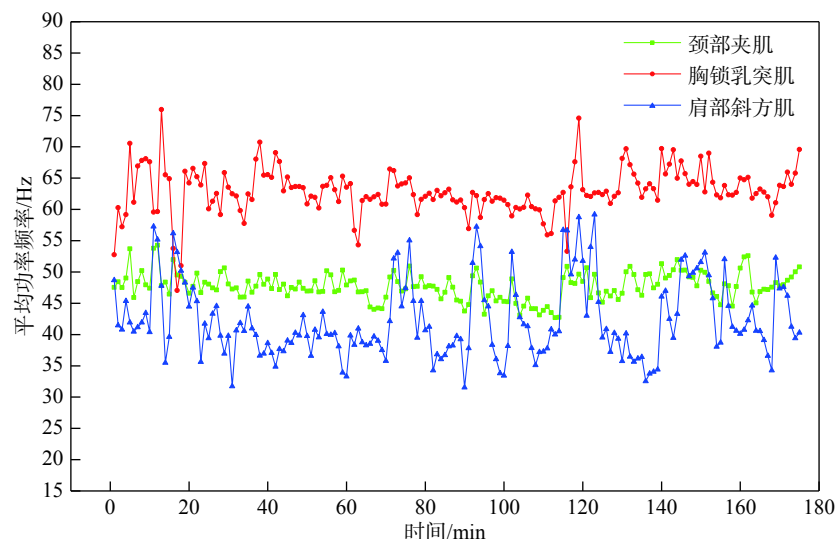


图6 不同肌肉的 MPF

Fig.6 MPF of different muscles

从图 6 中可以发现, 不同肌肉的 MPF 有很大差异. 经方差分析计算, 颈部夹肌、胸锁乳突肌、肩部斜方肌的 MPF 平均值分别为 47.7、63、42.3, 胸锁乳突肌 MPF > 颈部夹肌 MPF > 肩部斜方肌 MPF. 颈部夹肌, 胸锁乳突肌, 肩部斜方肌 MPF 的标准差 σ 分别为 2.19、3.75、6.17, 说明三块肌肉的 MPF 具有不同的波动程度. 从图 6 发现 MPF 呈现非线性分布规律. 在实验后期 MPF 值出现明显波动.

MPF 的降低作为肌肉疲劳的标志, 一般对 MPF 做线性回归分析, 以回归直线斜率为负值表征肌肉发生疲劳^[13, 17-21]. 根据导数的几何意义, 本研究提出对 MPF 曲线进行求导, 将导数的正负值作为判断疲劳的标志. 这样即可解决静态肌肉疲劳的非线性问题. 对 MPF 曲线进行求导, 其导数结果值如图 7 所示.

如图 7, 在 A、B 区域均出现了 MPF 导数负数集聚区. MPF 导数负数集聚越多, 说明此时间区域内肌肉疲劳程度越高. 本研究设置窗口为 5 min, 取 5 min 内 MPF 导数值的叠加值作为评判标准, 计算其负数集聚程度, 结果如图 8.

3 讨论

从时域分析统计结果分析, 胸锁乳突肌 iEMG 在 16±4 min 明显升高, 颈部夹肌 iEMG 在第 15±4 min 明显增大, 肩部斜方肌 iEMG 在第 17±4 min 明显增大. 说明三块肌肉的 iEMG 值在 20 min 左右均出现明显增大趋势. 根据王琳等^[30]研究的 2 h 屈颈过程中 iEMG 随时间的变化规律: iEMG 随时间的增加而逐渐上升. 随着屈颈持续时间的增加, 肌肉逐渐处于紧张状态, 疲劳程度加重, 参与动作的

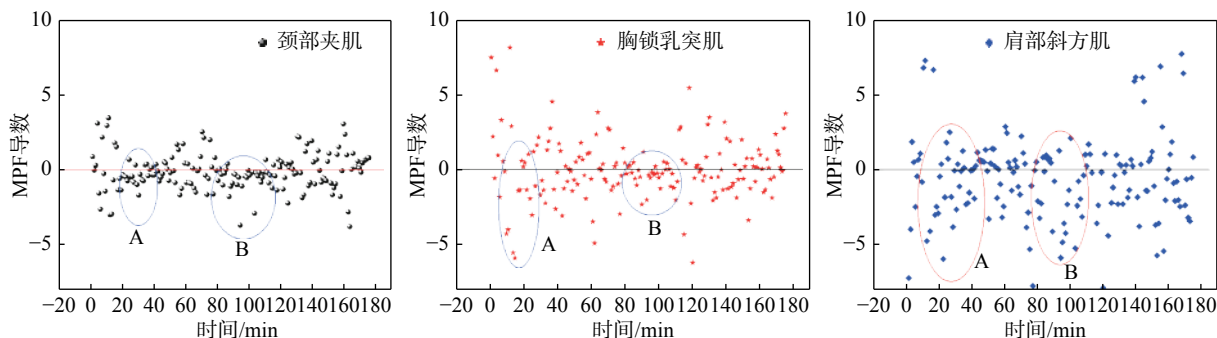


图 7 不同肌肉的 MPF 导数

Fig.7 MPF derivatives of different muscles

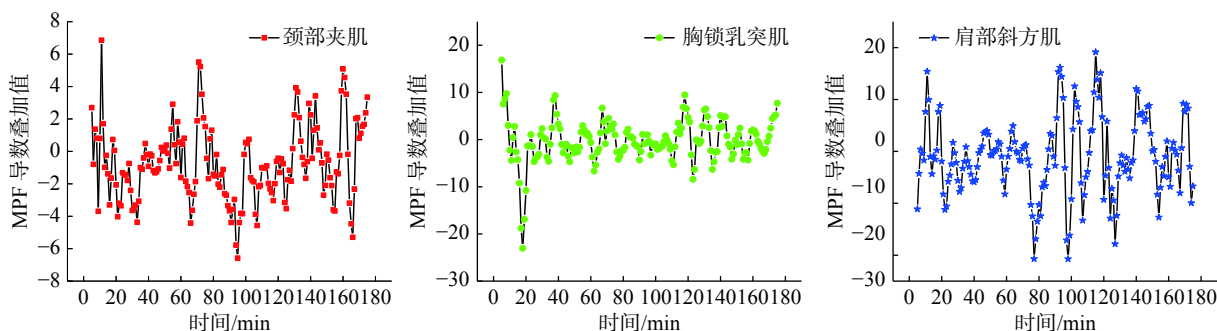


图 8 MPF 导数值的叠加值

Fig.8 Superposition of MPF derivatives

运动单元数量逐渐增加,肌电信号的振幅加大,肌肉运动单位能量消耗增加,使得 iEMG 随之增加。当颈部疲劳时,由于自身调节作用,需要募集更多肌肉参与来支撑头部来保护颈椎。这与王琳研究结论一致。这时就表现在 iEMG 发生明显的变化。综上分析,在肌肉 iEMG 突变时可认为是进入疲劳状态。因此,建议颈部持续低头不超过 20 min,应进行充分休息。但是随着肌肉疲劳肌肉功能持续减弱,iEMG 又会出现持续波动,这与肌肉收缩功能减弱有关,这也是肌肉发生重度疲劳的标志,该发现并未见前人提及。

从频域结果分析,在长时间颈部前屈这种静态肌肉疲劳中,疲劳的状态复杂,不仅涉及到肌肉募集的多少,还涉及到该肌肉中快慢肌肉的比例。因此,肌肉的疲劳是一个复杂的生理过程,MPF 并非简单的线性关系。前人多数研究^[17-19,21]大多集中在将疲劳前后的 MPF,只是得出 MPF 斜率下降,这只能判断出肌肉疲劳,而并不能准确判断疲劳的发生时间。I(慢),II(快)型肌肉纤维对 MPF 的大小有直接影响,随着肌肉力的增大,肌肉运动单位电位的放电频率增加,MPF 值增大,这时会出现 MPF 增大的现象。肌肉增加募集运动单位数量,MPF 值继续增大,再加大用力,则出现运动

单位电位重叠,这时只是出现波幅进一步增大,而 MPF 的增大趋缓或停止,若达到疲劳时肌纤维兴奋的传导速度减低,则造成 MPF 值不再升高反而降低^[31]。因此,本研究提出用一种非线性时-频数学模型评判肌肉疲劳,即用窗口化的 MPF 曲线导数的聚集程度表征肌肉疲劳程度。研究表明^[17,19,21],不同肌肉中 I(慢),II(快)型肌肉纤维的含量不同导致不同肌肉的 MPF 值大小不同(如图 6)。试验中胸锁乳突肌 MPF>颈部夹肌 MPF>肩部斜方肌 MPF,这与黄宇奇的结论^[32]一致。根据快慢肌肉纤维的特性可知,慢肌肉纤维的耐受性较好,但爆发性较弱,快肌肉纤维的爆发性强,但抗疲劳程度差^[33]。用该数学模型将 MPF 的导数作图 7,从曲线可以发现,颈部夹肌首先在 20 min 左右出现了极小值,在 95 min 左右出现了最小值,胸锁乳突肌在 20 min 左右出现了极小值也是最小值,而肩部斜方肌在 20 min 左右出现了极小值,在 75~100 min 时出现了最小值。这表明颈部夹肌和肩部斜方肌最终疲劳的时刻明显晚于胸锁乳突肌。由此表明,胸锁乳突肌疲劳耐受性差,而颈部夹肌和斜方肌疲劳耐受强,这与 iEMG 首次出现明显升高后的时间段相吻合。但随后 iEMG 又变大,胸锁乳突肌的 MPF 导数并没有像颈部夹肌和肩部斜方肌出现二

次明显降低的情况。通过综合对比, iEMG 在一定程度上能表征疲劳状态, 但对于不同的肌肉具有一定的局限性。窗口化的 MPF 导数聚集程度表征肌肉疲劳具有有效性。

4 结论

本文研究了长时间颈部前屈姿势下颈椎相关肌肉的 sEMG 变化特征, 提出一种新的评判肌肉疲劳的时-频域分析数学方法, 可为颈椎疲劳的预防和研究提供一些参考和建议。

(1) 长时间颈部前屈姿势下的 iEMG 变化能一定程度的反映颈部疲劳状况, iEMG 的增大在一定程度上反应肌肉疲劳程度; 随着肌肉疲劳加重, 后期出现 iEMG 波动是肌肉发生重度疲劳的标志。

(2) MPF 具有更好的非线性特征, 本研究提出用窗口化的 MPF 的导数积聚程度来表征肌肉疲劳特征的新方法, 用窗口化的 MPF 导数负数累积判定肌肉疲劳, 具有很好的评价效果。

(3) 在长时间颈部前屈过程中, 胸锁乳突肌最易疲劳, 建议最长低头时间不超过 20 min, 以降低颈椎病发病的风险。

参 考 文 献

- [1] He J B. *Analysis of the Correlation of Neck Pain with Cervical Curvature and Tendon Injury in Juveniles*[Dissertation]. Guangzhou: Guangzhou University of Chinese Medicine, 2017 (何剑波. 青少年颈痛与筋伤、颈椎曲度的相关性研究[学位论文]. 广州: 广州中医药大学, 2017)
- [2] Zhao Y. The prevalence of cervical spondylosis in young Chinese is higher than that in middle-aged people[J/OL]. *People's Political Consultative Conference Network* (2016-01-14)[2019-06-13]. <http://www.rmzxb.com.cn/c/2016-01-14/672352.shtml> (赵彦. 中国年轻人颈椎患病率已超中年人[J/OL]. 人民政协网 (2016-01-14)[2019-06-13]. <http://www.rmzxb.com.cn/c/2016-01-14/672352.shtml>)
- [3] Bai J B, Yu K L, Sun Y N, et al. Prevalence of and risk factors for Modic change in patients with symptomatic cervical spondylosis: an observational study. *J Pain Res*, 2018, 11: 355
- [4] Ko P H, Hwang Y H, Liang H W. Influence of smartphone use styles on typing performance and biomechanical exposure. *Ergonomics*, 2016, 59(6): 821
- [5] Lee H, Nicholson L L, Adams R D. Neck muscle endurance, self-report, and range of motion data from subjects with treated and untreated neck pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 2005, 28(1): 25
- [6] Moreno A J, Utrilla G, Marin J, et al. Cervical spine assessment using passive and active mobilization recorded through an optical motion capture. *J Chiropractic Med*, 2018, 17(3): 167
- [7] Burhan N, Kasno M A, Ghazali R. Feature extraction of surface electromyography (sEMG) and signal processing technique in wavelet transform: A review //2016 *IEEE International Conference on Automatic Control and Intelligent Systems (I2CACIS)*. Shah Alam, 2016: 141
- [8] Sasaki M, Onishi K, Stefanov D, et al. Tongue interface based on surface EMG signals of suprahyoid muscles. *ROBOMECH J*, 2016, 3(1): 9
- [9] Neblett R. Surface electromyographic (SEMG) biofeedback for chronic low back pain. *Healthcare*, 2016, 4(2): 27
- [10] Du Y X, Wang S Y, Ndaro N Z, et al. Comparative study on evaluation algorithms for neck muscle fatigue based on surface electromyography signal. *J Biomed Eng*, 2018, 35(1): 31 (杜云霄, 王殊轶, Ndaro N Z, 等. 基于表面肌电信号的颈部肌肉疲劳评价算法比较研究. 生物医学工程学杂志, 2018, 35(1): 31)
- [11] Strimpakos N. The assessment of the cervical spine. Part 1: Range of motion and proprioception. *J Bodywork Movement Therapies*, 2011, 15(1): 114
- [12] Wang L, Luo X, Jiang X, et al. Detection on driver fatigue based on biomechanics and EMG of cervical and lumbar muscles. *Automot Eng*, 2017, 39(8): 955 (王琳, 罗旭, 姜鑫, 等. 基于生物力学和颈腰部EMG判别驾驶员疲劳状态. 汽车工程, 2017, 39(8): 955)
- [13] Ren Z, Yang W Q. A miniature two-plate electrical capacitance tomography sensor. *IEEE Sensors J*, 2015, 15(5): 3037
- [14] Al-Alangari H M, Kanitz G, Tarantino S, et al. Distance and mutual information methods for EMG feature and channel subset selection for classification of hand movements. *Biomed Signal Process Control*, 2016, 27: 24
- [15] Eveleth P B, Andres R, Chumlea W C, et al. Uses and interpretation of anthropometry in the elderly for the assessment of physical status. Report to the Nutrition Unit of the World Health Organization: the Expert Subcommittee on the Use and Interpretation of Anthropometry in the Elderly. *J Nutrition Health Aging*, 1998, 2(1): 5
- [16] Portero R, Quaine F, Cahouet V, et al. Musculo-tendinous stiffness of head-neck segment in the sagittal plane: An optimization approach for modeling the cervical spine as a single-joint system. *J Biomechanics*, 2013, 46(5): 925
- [17] Skinner M A, Kingshott R N, Jones D R, et al. Lack of efficacy for a cervicomandibular support collar in the management of obstructive sleep apnea. *Chest*, 2004, 125(1): 118
- [18] Oi N, Pandey M G, Myers B S, et al. Variation of neck muscle strength along the human cervical spine. *Stapp Car Crash J*, 2004, 48: 389
- [19] Suderman B L, Vasavada A N. Moving muscle points provide accurate curved muscle paths in a model of the cervical spine. *J Biomechanics*, 2012, 45(2): 400
- [20] Artz N J, Adams M A, Dolan P. Sensorimotor function of the cervical spine in healthy volunteers. *Clin Biomechanics*, 2015, 30(3): 260
- [21] Nimbarte A D, Zreiqat M, Ning X P. Impact of shoulder position

- and fatigue on the flexion-relaxation response in cervical spine. *Clin Biomechanics*, 2014, 29(3): 277
- [22] Merletti R, Farina D. *Detection and Conditioning of Surface EMG Signals*. Hoboken: Wiley-IEEE Press, 2016
- [23] Vesa E P, Ilie B. Equipment for SEMG signals acquisition and processing // *International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology*. Cluj-Napoca, 2014: 187
- [24] Slim Y, Raouf K. Removal of ECG interference from surface respiratory electromyography. *IRBM*, 2010, 31(4): 209
- [25] Chowdhury R H, Reaz M B I, Ali M A B M, et al. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 2013, 13(9): 12431
- [26] Merletti R, Farina D. Surface EMG processing: Introduction to the special issue. *Biomed Signal Process Control*, 2008, 3(2): 115
- [27] Dumitru D, King J C, Nandedkar S D. Comparison of single-fiber and macro electrode recordings: relationship to motor unit action potential duration. *Muscle Nerve*, 1997, 20(11): 1381
- [28] Min L, Sarkar N, Guang M, et al. Can surface EMG be adequately described by digital sampling? *Nonlinear Dyn Psychology Life Sci*, 2014, 18(3): 229
- [29] Wang L L, Yang Z, Liu Y B, et al. Study on muscle fatigue characteristics of males at different ages based on sEMG signal. *Chin J Rehabil Med*, 2019, 34(2): 204
(王立玲, 杨铮, 刘元博, 等. 基于sEMG信号的不同年龄下男性肌肉疲劳特性研究. *中国康复医学杂志*, 2019, 34(2): 204)
- [30] Wang L, Fu R R, Zhang C, et al. Biomechanics-based investigation on the relation between index Q and cervical muscle fatigue. *Chin J Sci Instrum*, 2017, 38(4): 878
(王琳, 付荣荣, 张陈, 等. 基于生物力学分析Q值对颈肌疲劳的反映效果. *仪器仪表学报*, 2017, 38(4): 878)
- [31] Guo Y L, Liu X P, Chen B H, et al. Types and distribution of cervical posterior deep muscle. *Acta Acad Med Qingdao*, 1999, 35(1): 13
(郭云良, 刘晓萍, 陈伯华, 等. 颈后深部肌肉纤维类型的分布. *青岛医学院学报*, 1999, 35(1): 13)
- [32] Huang Y Q. The Anatomical and Clinical Study on Myofascial pain of Sternocleidomastoid Muscle[Dissertation]. Guangzhou: *First Military Medical University*, 2005
(黄宇琦. 胸锁乳突肌筋膜痛的解剖学及其临床研究[学位论文]. 广州: 第一军医大学, 2005)
- [33] Peng Y T, Huang H. Review on the effect of KAATUS training. *Genomics Appl Biol*, 2018, 37(12): 5676
(彭一腾, 黄骅. 加压力量训练的研究评述. *基因组学与应用生物学*, 2018, 37(12): 5676)