

基于生物力学分析 Q 值对颈肌疲劳的反映效果*

王琳^{1,2}, 付荣荣³, 张陈¹, 王宏², 刘冲²

(1. 沈阳工程学院机械学院 沈阳 110136; 2. 东北大学机械工程与自动化学院 沈阳 110819;
3. 燕山大学 测控技术与仪器河北省重点实验室 秦皇岛 066004)

摘要: 颈肌疲劳是导致颈椎病的主要原因之一。为了有效预测和缓解颈肌疲劳, 结合生物力学理论分析了表面肌电信号 (SEMG) 对颈部肌肉疲劳状态的反映效果。选取身体健康, 年龄在 21 ~ 33 岁的 8 名志愿者作为被试者。所有被试者保持屈颈位 2 h, 采集颈 6、颈 7 节段两侧上斜方肌的表面肌电信号。首先, 采用经验模态分解 (EMD) 对肌电信号进行去噪; 然后, 提取并分析了积分肌电 (IEMG)、近似熵 (ApEn)、疲劳状态指标 Q 值等 3 种特征参数在屈颈过程中的变化规律。实验结果表明, 随着屈颈时间的增加, 积分肌电值呈上升趋势, 近似熵和疲劳状态指标 Q 值呈下降趋势; 其中, 状态指标 Q 值对颈肌疲劳的反映效果最好, 表现在数据稳定、差异明显、同生物力学分析相一致。本实验条件下, 颈 6、颈 7 节段肌电信号屈颈疲劳前后 Q 值的均值由 0.37 降低至 0.21, 采用按摩缓解后又恢复到 0.33。本研究内容对长期处于屈颈位人群预防颈肌疲劳, 减少颈椎病的发生具有重要的指导意义。

关键词: 表面肌电信号; 颈肌疲劳; 积分肌电值; 近似熵; 疲劳指标 Q 值

中图分类号: TH79 R318 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

Biomechanics-based investigation on the relation between index Q and cervical muscle fatigue

Wang Lin^{1,2}, Fu Rongrong³, Zhang Chen¹, Wang Hong², Liu Chong²

(1. School of Mechanical Engineering, Shenyang Institute of Engineering, Shenyang 110136, China;

2. School of Mechanical Engineering and Automation, Northeastern University, Shenyang 110819, China;

3. Measurement Technology and Instrument Key Laboratory of Hebei Province, Yanshan University, Qinhuangdao 066004, China)

Abstract: Muscle fatigue is one of the main reasons for cervical spondylosis. In order to effectively detect and relieve cervical muscle fatigue, the relation between surface electromyography (SEMG) and cervical muscle fatigue was investigated based on biomechanics. In the experiments, 8 healthy volunteers aged between 21 and 33 years old were selected as subjects. All the subjects maintained cervical flexion positions for 2 hours, and the SEMG signals of upper trapezius at 6 th and 7 th spinous processes were recorded. First, empirical mode decomposition (EMD) was used to de-noise the SEMG signals. Then, integrated electromyography (IEMG), approximate entropy (ApEn), and fatigue index Q were extracted and analyzed; the changing rules of the three characteristic parameters in cervical flexion process were studied. The experiment results show that as the neck flexion time increases, the IEMG increases, ApEn and index Q decrease. Among the three parameters, index Q has the best relation with muscle fatigue due to the stable data, obvious difference and being consistent with biomechanical analysis. During the 2 hours of cervical flexion, the average value of index Q decreases from 0.37 to 0.21. Then, it increases to 0.33 after massage. Therefore, the research results have great significance for the people suffering from long time cervical flexion to avoid and relieve cervical muscle fatigue and reduce the occurrence of cervical spondylosis.

Keywords: surface electromyography (SEMG); cervical muscle fatigue; integrated electromyography; approximate entropy; fatigue index Q

1 引言

随着社会节奏的加快,电脑、智能手机、iPad 的广泛使用及长时间驾驶机动车,导致屈颈低头的人群增加,颈椎病患病率逐年上升。颈椎病的病因繁多,病理机制复杂。由于颈部肌肉在维持颈椎稳定过程中发挥着非常重要的作用^[1-2],因此各种原因的颈痛均在不同程度上与慢性颈部肌肉疲劳和收缩力下降密切相关,及时缓解和消除颈部肌肉疲劳,能有效预防颈椎病的发生。

可见,对颈部肌肉疲劳的检测及疲劳程度的度量非常必要,对此国内外的科研人员进行了大量的研究与探讨^[3-18]。例如,Zhang CH 等人^[3]研究了驾驶过程中颈肌的疲劳状态与表面肌电信号(surface electromyography, SEMG)近似熵之间的关系,并建立了相关模型,提出了一种预测疲劳状态的方法;白中浩等人^[4-5]基于主动形状模型及模糊推理理论,提出了主动形状模型(active shape model, ASM)多特征融合的检测方法,来判别肌肉在驾驶过程中的疲劳状况;Fu R. K. 等人^[6]采用非接触式传感器采集了腿部的肌电信号,并用主成分分析的方法去掉了其中的冗余信息,获得了采用峰值因数来判别疲劳状态的方法;包萨日娜等人^[7]用 MP150 多导生理记录仪采集颈部胸锁乳突肌的 SEMG,结果表明随着屈颈时间的延长,颈肌的积分肌电值(integrated electromyography, IEMG)有上升趋势,中值频率(medium frequency, MF)有下降趋势,且颈肌 IEMG 和 MF 在大约 50 min 时达到极限状态;陈谦等人^[8]运用表面肌电技术研究了疲劳状态下颈部肌肉的活动变化规律,认为在疲劳性屈颈运动时主动肌胸锁乳突肌和拮抗肌头夹肌较易产生疲劳,SEMG 信号的周期化程度随疲劳积累而增加。综合各研究,关于肌肉疲劳的研究方法主要可分为两大部分:1)依据被试者的生理、心理指标间接的判定肌肉的疲劳程度。该方法受被试者主观感受影响,不具备定量性,容易造成被试者的附加疲劳;2)通过表面肌电信号 SEMG 来提取分析能够反映疲劳状况的一些特征参数,如中值频率、积分肌电、近似熵、峰值因数等。

但是,通过文献检索可知:1)以往的研究主要针对于单一特征参数进行分析。虽然单一参数能够近似的反映出肌肉的疲劳状况,但若将具有一定规律性的多个单一参数进行融合,则对肌肉疲劳的辨识度将更加有效。2)文献中多是针对某一部位肌肉展开的,对于不同部位的肌肉疲劳程度的分析和比较鲜有报道。3)缺乏将颈部肌电信号和生物力学相结合来分析颈肌的疲劳状况。

为此,在前人研究的基础上,进行了一系列更加深入的实验研究和机理分析:1)对被试者长时间屈颈时颈斜方肌表面肌电信号进行实时监测。针对表面肌电信

号的混沌特性,采用非线性动力学理论揭示其变化规律。利用经验模态分解(empirical mode decomposition, EMD)对表面肌电信号去噪;2)选择对肌肉疲劳辨识度比较好的积分肌电 IEMG 和近似熵(approximate entropy, ApEn)作为 SEMG 的单一特征参数进行提取和分析;3)将颈部同一节段不同部位肌肉的线性指标(IEMG)和非线性指标(ApEn)融合成一种能够表征肌肉疲劳的综合状态指标(Q 值),增加了对颈肌疲劳的辨识度,且可判断不同位置肌肉的疲劳程度。4)结合生物力学,分析了不同部位肌肉在低头伏案状态下的疲劳程度。本研究可为颈部肌肉疲劳提供具有客观性实时性的判定依据,提出了可用于评定颈部肌肉疲劳程度的衡量指标。

2 实验方法

选取身体健康,年龄在 21 ~ 33 岁之间的志愿者 8 人(6 男 2 女,标号为 A ~ H)作为被试者,被试者基本信息如表 1 所示。所有被试者实验前 24 h 未长时间屈颈和进行剧烈运动,无肌肉疲劳症状。由于环境温度、湿度可影响实验结果,故室温控制在 18 ~ 22℃ 之间,空气湿度约 60%。为保证良好的导引效果,局部皮肤用 75% 酒精消毒。实验流程如图 1 所示。首先,要求被试者保持屈颈位 2 h。为考察按摩肌肉对疲劳状态的缓解效果,要求被试者屈颈工作 2 h 后使用倍轻松按摩仪按摩 30 min,使处于紧张状态的颈肌得到充分的放松休息,再采集每位被试者按摩后的颈部肌电信号进行分析。

表 1 被试者基本信息

Table 1 Basic information of the subjects

编号	性别	年龄	驾龄/年	身高/m	体重/kg
A	男	28	4	1.74	77.5
B	男	24	3	1.77	81.5
C	男	33	9	1.70	75.0
D	女	30	7	1.59	56.0
E	男	21	2	1.68	66.5
F	男	29	5	1.75	78.5
G	男	24	4	1.72	71.0
H	女	25	3	1.63	58.5

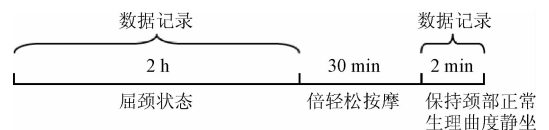


图 1 实验流程

Fig. 1 Flow chart of the experiment

实验现场如图2所示。实验过程中,实时采集颈部双侧上斜方肌表面肌电信号。据临床统计,由颈肌疲劳导致的颈椎病高发部位为颈部低节段,故本实验选取颈6、颈7旁的颈部上斜方肌作为检测肌肉。根据肌肉的解剖学位置和肌纤维走向选取电极放置点^[19],分别为颈6棘突旁开2 cm(L6、R6)和颈7棘突旁开3 cm(L7、R7)处的上斜方肌,电极的排列方向与肌纤维走向平行,参考电极“N”置于颈7棘突处,其位置示意图如图3所示。本实验的数据采集系统为 Neuroscan 4.3,采样频率为1 000 Hz,陷波频率为50 Hz。



图2 屈颈工作实验现场

Fig. 2 Experiment scene for neck flexion tests

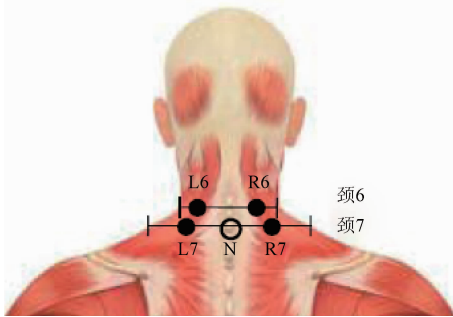


图3 颈部电极位置

Fig. 3 The cervical electrode positions

3 算法原理

3.1 EMD

EMD是一种适用于非线性、非平稳信号处理的新方法。该方法的本质是通过非平稳信号的分解,产生一系列具有不同特征尺度的数据序列。每一个序列称为一个固有模态函数(intrinsic mode function, IMF),而每个IMF均为窄带平稳信号。然后依据肌电信号频谱进行信号重构,获取被噪声污染前的原始肌电信号,以达到对表面肌电信号消噪的目的。

3.2 IEMG

IEMG指把所得SEMG经整流滤波后求单位时间内曲线下面积的总和,表示一定时间内肌肉中参与活动的运动单位放电总量。在时间一定的情况下,其值反映参加工作的运动单位的数量和每个运动单位的放电大小。本文分析计算了表面肌电信号的IEMG,用积分肌电来描述SEMG随人体的状态而变化的情况。

3.3 ApEn

ApEn是一种度量序列复杂性的非线性动力学参数。它用边缘概率的分布来区分各种过程,描述当相位空间维数变化时,序列中产生新模式概率的大小。该方法可对确定序列、随机序列及混合序列进行规律性量化,所需计算数据短,抗噪抗干扰能力强。因此,尝试用近似熵来描述SEMG随人体的状态而变化的情况。

3.4 疲劳状态指标Q值

根据以上对积分肌电和近似熵的分析计算,结合颈部生物力学提出可表征不同位置肌肉疲劳程度的疲劳状态指标Q值。其物理意义是将不同部位肌肉的线性指标(IEMG)和非线性指标(ApEn)融合而成的一种表征肌肉疲劳的综合状态指标。Q值亦可判断不同位置肌肉的疲劳程度,其计算如式(1)所示,为无量纲物理量。

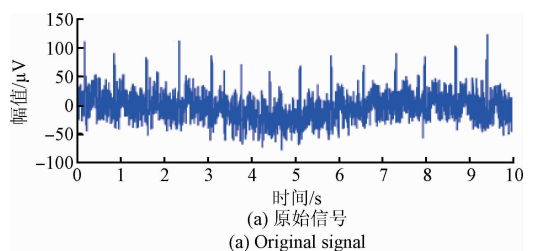
$$Q = \frac{u_{ApEn(L)}}{u_{IEMG(L)}} + \frac{u_{ApEn(R)}}{u_{IEMG(R)}} \quad (1)$$

式中: u_{IEMG} 为颈部肌电信号的积分肌电, u_{ApEn} 为肌电信号的近似熵,L为左测试通道,R为右测试通道。

4 实验结果及分析

4.1 噪声处理

表面肌电信号噪声的来源较多,主要有50 Hz的工频干扰、电磁辐射干扰、界面运动干扰和检测仪器内部电子噪声的干扰等。所以,对表面电极测得的原始SEMG信号,要通过EMD进行平稳化处理。将原始信号分解为一系列固有模态分量IMF,将各个IMF投影到频域中得到各个IMF的频谱。然后依据肌电信号频谱进行信号重构,以达到削弱噪声信息的目的。图4所示为原始信号和降噪后的信号对比,可见,原始信号由EMD处理后,保留了肌电信号的有用信息,为下一步SEMG特征提取奠定基础。



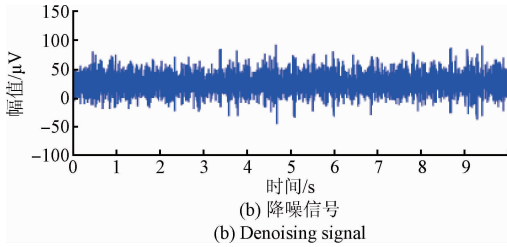


图4 SEMG 信号降噪处理

Fig. 4 Denoising result of the SEMG signal

4.2 特征参数提取及分析

4.2.1 IEMG 分析

每隔 10 min 提取长度为 30 s 的数据进行分析处理。以 2 000 点(2 s)做为步长,4 000 点(4 s)为窗口长度,进行重叠率为 50% 的滑动计算,每次计算得到一个特征值。计算得到被试者在 2 h 屈颈过程中各测试通道的积分肌电值 IEMG,作为判断肌肉疲劳的特征参数。

首先以标号为 A 的被试者各测试通道的积分肌电均值 IEMG 为例,讨论 2 h 屈颈过程中 IEMG 随时间的变化规律。由图 5 可见,IEMG 随时间的增加而逐渐上升,即被试者疲劳程度呈上升趋势,约 90 min 后增幅变缓,肌肉进入比较疲劳状态,但仍波动较大。据此本文定义:屈颈实验初期的 0~30 min 为正常状态,定义为疲劳前;屈颈实验后期的 90~120 min 为疲劳状态,定义为疲劳后。被试者 A 各测试通道疲劳前后的积分肌电值如图 6 所示。可见,疲劳后的 IEMG 值均大于疲劳前。这是由于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。

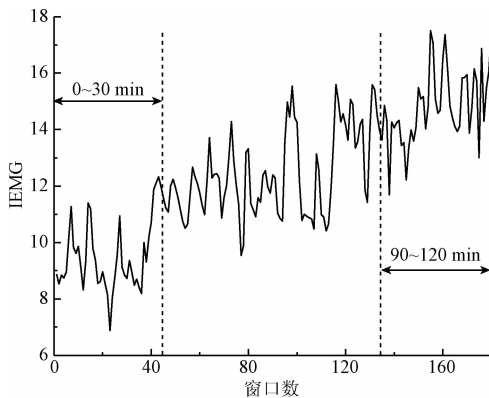


图5 被试者 A 颈部表面肌电信号的积分肌电均值

Fig. 5 Average IEMG value of the SEMG signals of the cervical muscles for subject A

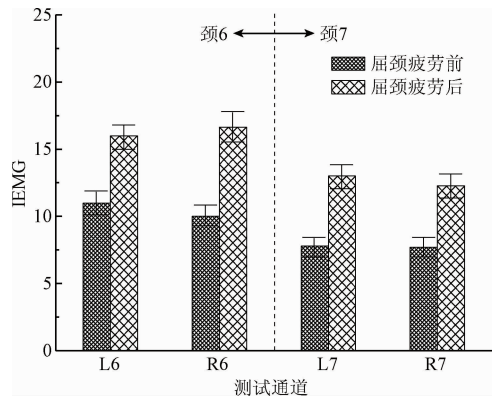


图6 被试者 A 屈颈疲劳前后各通道表面肌电信号的积分肌电值

Fig. 6 IEMG of the SEMG signals in all channels before and after neck flexion fatigue for subject A

4.2.2 ApEn 分析

与 IEMG 分析类似,每隔 10 min 提取长度为 30 s 的数据进行分析处理,计算被试者在 2 h 屈颈过程中各测试通道的近似熵 ApEn。以被试者 A 为例,讨论 2 h 屈颈过程中 ApEn 随时间的变化规律。由图 7 可见,随着时间的增加,ApEn 呈下降的趋势,约 90 min 后下降趋势变缓,此时肌肉处于比较疲劳状态,但近似熵值仍波动较大。被试者 A 各测试通道疲劳前后近似熵值如图 8 所示,疲劳前后的定义与本文 4.2.1 节积分肌电值的疲劳前后相同。如图可见,疲劳前的 ApEn 均大于疲劳后。

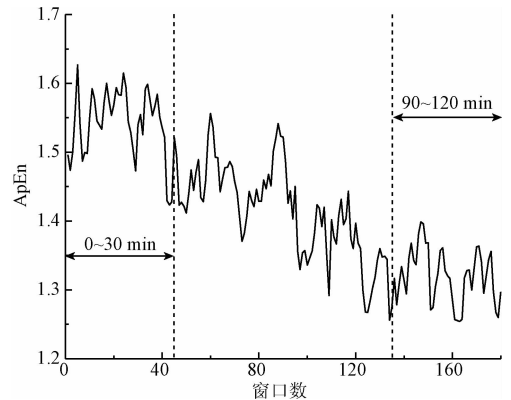


图7 被试者 A 颈部表面肌电信号的近似熵均值
Fig. 7 Average ApEn value of the SEMG signals of the cervical muscles for subject A

ApEn 是通过度量信号中产生新模式概率大小来衡量时间序列复杂性。ApEn 值越大,系统的规律性越小,序列就越复杂;ApEn 值越小,序列自我相似性就越高。颈部肌肉疲劳后,颈肌逐渐处于紧张状态,其 SEMG 的近似熵值下降,表明 SEMG 向着更有规则的方向发展,即复杂性、无规则性趋于丧失,SEMG 的活动更趋于有

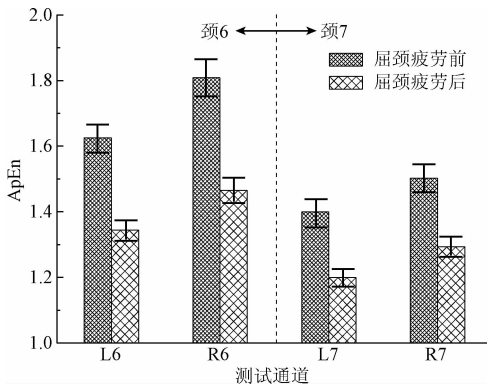


图8 被试者A屈颈疲劳前后各通道表面肌电信号的近似熵

Fig.8 ApEn of the SEMG signals in all channels before and after neck flexion fatigue for subject A

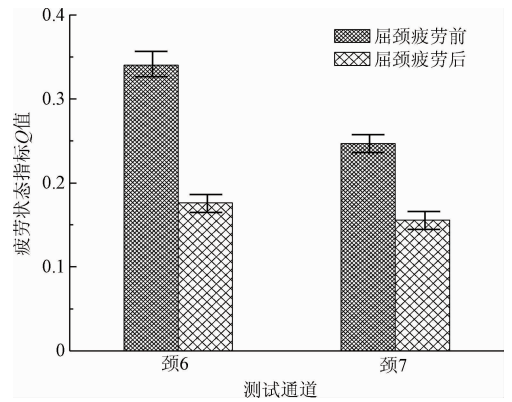


图10 被试者A疲劳前后颈6颈7旁表面肌电信号的Q值

Fig.10 Index Q of the SEMG signals at 6th and 7th spinous process before and after neck flexion fatigue for subject A

序。因此,通过对肌电信号的非线性指标近似熵分析,也可以有效地反映出人体颈肌疲劳程度的变化情况。

4.2.3 疲劳状态指标 Q 值分析

根据疲劳状态指标 Q 值的计算式(见式(1)),可得被试者 A 的颈6、颈7旁测试通道的疲劳状态指标 Q 值如图9所示,颈6、颈7旁测试通道疲劳前后的 Q 值比较如图10所示。疲劳前与疲劳后的定义与本文4.2.1节相同。由图9、10可知:1) 随屈颈时间的增加,疲劳状态指标 Q 值呈下降趋势,约 90 min 下降幅度变缓,肌肉进入比较疲劳状态。与积分肌电值和近似熵相比较,状态指标 Q 值的数据波动性较小。2) 位于颈6旁的测试通道 Q 值在整个实验过程中均高于颈7旁测试通道。颈6旁测试通道 Q 值曲线斜率大于颈7旁测试通道,即颈6旁的测试通道 Q 值下降较颈7旁通道快。3) 颈6、颈7旁测试通道疲劳前的 Q 值均大于疲劳后。

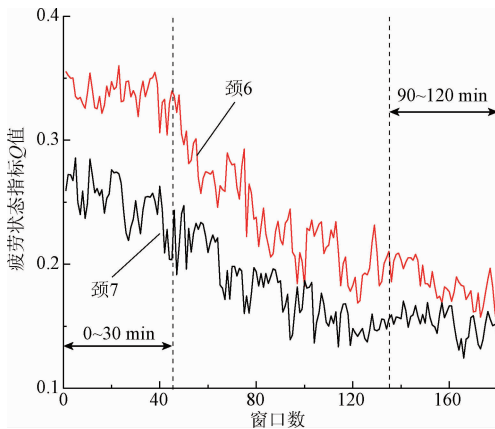


图9 被试者A颈6颈7旁测试通道表面肌电信号 Q 值

Fig.9 Index Q of the SEMG signals at 6th and 7th spinous processes for subject A

4.3 结合生物力学对特征参数进行分析

为评价积分肌电、近似熵、状态指标 Q 值这3种特征参数对颈肌疲劳的反映效果,结合生物力学理论,对特征参数疲劳前后的差异性和数据稳定性进行分析。

生物力学分析:人在低头时(驾车、操作电脑、伏案工作等),头部一般会向前倾斜长时间保持屈颈位,此时颈部受力最大,以致颈部肌肉的肌力必须足够大,才能维持颈椎的生物力学平衡。根据长期屈颈工作者的姿态,按照人体头颅、颈部和胸部的外形及其受力情况可将头颈部简化为一个与胸椎相连接的变截面悬臂梁,如图11所示。根据生物力学原理,本文对屈颈工作受力情况建立力学模型,如式(2)和(3)所示。

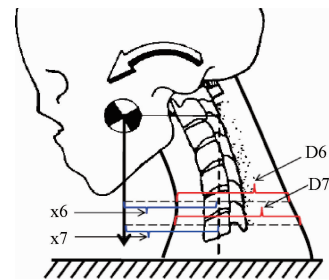


图11 颈部受力示意图

Fig.11 Schematic diagram of cervical muscle stress

$$\sigma(x) = \frac{\sqrt{M^2(x) + T^2}}{\pi [D_A(x) D_B(x)]^{\frac{1}{3}}} \quad (2)$$

$$\sigma(x) = \frac{\sqrt{M^2(x) + T^2}}{\pi [\frac{1}{2}(D_A(x) + D_B(x))]^3} \quad (3)$$

式中: $M(x)$ 为颈部弯矩, $M(x) = G \times x$ 。 G 为颈部载荷(主要为头颅重量)。 x 为颈部阻力臂,屈颈位时颈6和颈7处的阻力臂近似相等,即 $x_6 \approx x_7$ 。因此,颈6和颈7处的弯矩 $M(x)$ 近似相等。 T 为颈部扭矩。同一被试者在屈颈工作时头部周期性左右转动,对颈部产生的外力偶矩相同,故颈部扭矩 T 也相同。

根据人体颈部生理结构及特点,可假设颈部横截面近似椭圆形, D_A 为椭圆的长轴, D_B 为椭圆的短轴。根据第三强度理论,式(2)、(3)分别为采用椭圆的等效直径和平均直径计算得到的颈部任意截面处的正应力。由颈部截面构造可知,无论长轴短轴颈6处均小于颈7处,即 $D_{A6} < D_{A7}, D_{B6} < D_{B7}$ 。因此,从颈部生物力学的角度分析可知,屈颈状态下,颈6处的应力值大于颈7处的应力值,故颈6周围肌肉较颈7周围肌肉更易疲劳,即颈6处特征参数的差异应当比较大。

本文利用SPSS统计分析软件对3种特征参数进行配对 t 检测(见表2)。可见,状态指标 Q 值疲劳前后显著性 P 值最小,表明该特征参数疲劳前后差异性最明显,且颈6颈7的差异也最明显。因此,从疲劳前后差异性的角度来看,状态指标 Q 值反映肌肉疲劳的效果最好,且能体现出颈6颈7疲劳程度的差异,即颈6周围肌肉比颈7更易疲劳,这也是临床上颈椎病多发生在颈6处的主要原因。

表2 被试者A特征参数的配对 t 检测结果

Table 2 Paired- t test results of the characteristic parameters for subject A

特征参数	颈6			颈7		
	t 值	标准差	显著性 P	t 值	标准差	显著性 P
IEMG	-4.327	1.356	0.022	-4.772	3.214	0.027
ApEn	1.752	3.258	0.036	2.546	2.735	0.040
Q 值	5.414	1.346	0.008	6.207	1.337	0.019

此外,由于积分肌电、近似熵、状态指标 Q 值这3个特征参数的数量级差别较大,本文采用变异系数来比较3种参数的数据稳定性^[21](见表3)。变异系数越小,表明该参数越稳定。由表3可见,状态指标 Q 值的变异系数最小,即 Q 值在反映屈颈疲劳时数据的稳定性最好(与图5、7、9的曲线相一致)。

表3 被试者A特征参数的变异系数

Table 3 Variation coefficients of the characteristic parameters for subject A

特征参数	颈6				颈7			
	疲劳前		疲劳后		疲劳前		疲劳后	
	L6	R6	L6	R6	L7	R7	L7	R7
IEMG	0.173	0.152	0.119	0.108	0.187	0.146	0.218	0.155
ApEn	0.105	0.091	0.095	0.111	0.084	0.127	0.092	0.108
Q 值	0.068		0.073		0.069		0.088	

5 状态指标 Q 值的验证

由以上分析可知,在疲劳前后差异性和数据稳定性方面,状态指标 Q 值对颈肌疲劳的反映效果要好于积分肌电IEMG和近似熵ApEn。因此,本节对其他7位被试者(编号为B~H)疲劳前后的状态指标 Q 值进行验证。

5.1 疲劳前后的状态指标 Q 值

其他7名被试者屈颈疲劳前后各测试通道的 Q 值如图12所示。通过对8名被试者(包括A)的数据分析可知:1)颈6节段肌电信号疲劳前后 Q 值的均值由0.43降低至0.24,颈7节段肌电信号疲劳前后 Q 值的均值由0.30降低至0.18。疲劳前后 Q 值的均值由0.37降低至0.21,差异明显。2)颈6旁测试通道 Q 值均大于颈7通道,且 Q 值下降速度也较颈7通道快,表明 Q 值不仅可以判别颈部肌肉疲劳,还可以有效检测不同位置肌肉的疲劳程度。因此,疲劳状态指标 Q 值的检测结果,同颈部生物力学分析及临床诊断相一致,可反映出人体不同部位颈肌疲劳程度的变化情况。

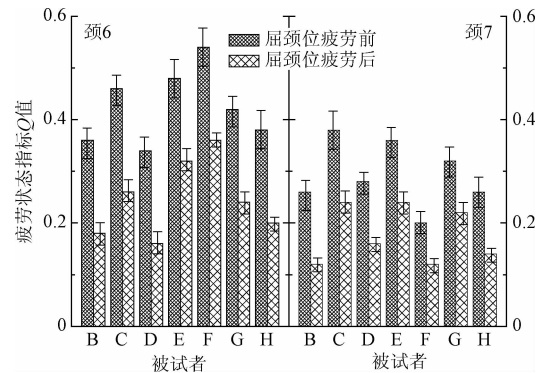


图12 验证实验疲劳前后被试者的 Q 值

Fig. 12 Index Q of the verification tests for the other subjects before and after fatigue

5.2 疲劳缓解对 Q 值的影响

本实验进一步分析了8位被试者屈颈2h颈部肌肉疲劳状态时,和颈肌疲劳使用倍轻松按摩仪按摩颈部肌肉30min后,各测试通道表面肌电信号的状态指标 Q 值均值的变化趋势(见表4)。由表可见,颈部肌肉疲劳经按摩缓解后,各测试通道肌电信号的 Q 值均值有上升趋势,颈6、颈7节段 Q 值的均值由0.21增加至0.33。这是由于按摩缓解颈部肌肉后,肌肉由紧张僵直状态充分放松,被试者的肌电信号又恢复了正常规律。因此,状态指标 Q 值是衡量颈部肌肉疲劳的有效分析指标。长时间屈颈后,充分休息和颈部肌肉按摩是缓解颈部肌肉疲劳,预防颈椎病发生的有效方法。

表4 屈颈疲劳时和疲劳缓解后表面积电信号 Q 值均值Table 4 Average index Q of the SEMG signals in the statuses of neck flexion fatigue and relaxing with massage

状态	颈6	颈7	均值
疲劳时	0.24 ± 0.033	0.18 ± 0.019	0.21
缓解后	0.37 ± 0.028	0.29 ± 0.053	0.33

6 讨论

本文的数据分析方法是首先对被试者 A 进行积分肌电、近似熵、状态指标 Q 值这 3 种特征参数对颈肌疲劳的反映效果进行分析。在获得状态指标 Q 值效果最佳的基础上,将其应用于其他被试者的肌电信号。为保证被试者 A 的数据具有普适性,本节对这种数据分析方法的有效性进行讨论,即对所有被试者的肌电信号的特征参数进行配对 t 检测和变异系数计算,结果分别如表 5、6 所示,并与表 2、3 进行比较。可见,表 5、6 的计算结果与表 2、3 比较类似:1) 状态指标 Q 值疲劳前后显著性 P 值最小,表明疲劳前后 Q 值差异性最明显;2) Q 值的变异系数最小,表明 Q 值稳定性最好。因此,按本文的数据分析方法,所有被试者的分析结果都会获得与被试者 A 相同的结论,即该方法具有有效性。

表5 所有被试者特征参数的配对 t 检测均值Table 5 Average results of paired- t test of the characteristic parameters for all subjects

特征参数	颈6			颈7		
	t 值	标准差	显著性 P	t 值	标准差	显著性 P
IEMG	-3.451	1.401	0.029	-5.780	3.829	0.030
ApEn	2.176	2.371	0.023	3.655	3.103	0.027
Q 值	4.838	1.650	0.007	4.211	2.129	0.014

表6 所有被试者特征参数的变异系数均值

Table 6 Average variation coefficients of the characteristic parameters for all subjects

特征参数	颈6				颈7			
	疲劳前		疲劳后		疲劳前		疲劳后	
	L6	R6	L6	R6	L7	R7	L7	R7
IEMG	0.147	0.131	0.124	0.116	0.142	0.128	0.175	0.139
ApEn	0.098	0.087	0.112	0.109	0.106	0.097	0.101	0.114
Q 值	0.053		0.089		0.077		0.092	

7 结论

本文提出了综合表征颈部肌肉疲劳程度的状态指标

Q 值。随着被试者屈颈时间的增加,表面肌电信号的积分肌电值呈上升趋势,近似熵和疲劳状态指标 Q 值呈下降趋势。

在积分肌电、近似熵、状态指标 Q 值 3 个特征参数中,经配对 t 检测和变异系数分析可知, Q 值对颈肌疲劳的反映效果最好。表现在:1) 疲劳前后差异性最明显;2) 数据稳定性最好;3) 同生物力学分析相一致,可反映出人体不同部位颈肌疲劳程度的变化情况。本实验条件下,颈 6、颈 7 节段屈颈疲劳前后肌电信号 Q 值的均值由 0.37 降低至 0.21,差异明显。

颈部肌肉疲劳经按摩后,肌肉紧张状态有所缓解,状态指标 Q 值有上升趋势,颈 6、颈 7 节段 Q 值的均值由 0.21 增加至 0.33,被试者的肌电信号又恢复了正常规律。因此,充分休息和颈部肌肉按摩是缓解颈部肌肉疲劳,预防颈椎病发生的有效方法。

致谢

本文的完成得到了 2017 辽宁省教育厅科学研究一般项目的资助,特此感谢。

参考文献

- [1] PANJABI M M, CHOLEWICKI J, NIBU K, et al. Critical load of the human cervical spine: An in-vitro experimental study [J]. *Clinical Biomechanics*, 1998, 13(1): 11-7.
- [2] 陈雁翔,李庚. 基于 Adaboost 的安全带检测系统[J]. *电子测量技术*, 2015, 38(4): 123-127.
CHEN Y X, LI G. Safety belt detection system based on Adaboost [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2015, 38(4): 123-127.
- [3] ZHANG CH, WANG H, FU R R. Automated detection of driver fatigue based on entropy and complexity measures [J]. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation System*, 2014, 15(1): 168-177.
- [4] 白中浩,焦英豪,白芳华. 基于主动形状模型及模糊推理的驾驶疲劳检测[J]. *仪器仪表学报*, 2015, 36(4): 768-775.
BAI ZH H, JIAO Y H, BAI F H. Driving fatigue detection based on active shape model and fuzzy inference [J]. *Chinese Journal of Scientific Instruction*, 2015, 36(4): 768-775.
- [5] 白中浩,刘浏,焦英豪,等. 基于 ASM 的多特征融合驾驶员疲劳检测方法[J]. *电子测量与仪器学报*, 2016, 30(12): 1877-1883.
BAI ZH H, LIU L, JIAO Y H, et al. Driving fatigue detection based on ASM and fusion of multi-clues [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2016, 30(12): 1877-1883.

- [6] FU R R, WANG H. Detection of driving fatigue by using noncontact EMG and ECG signals measurement system [J]. *International Journal of Neural System*, 2014, 24(3): 1-15.
- [7] 包萨日娜,朱守林,戚春华,等. 驾驶员颈部肌肉疲劳试验研究[J]. *中国安全科学学报*, 2014, 24(5): 68-72.
BAOSA R N, ZHU SH L, QI CH H, et al. Experimental study on drivers' neck muscle fatigue [J]. *China Safety Science Journal*, 2014, 24(5): 68-72.
- [8] 陈谦,马静,王健. 疲劳负荷下颈部肌肉表面肌电活动的变化规律[J]. *北京体育大学学报*, 2010, 33(9): 52-55.
CHEN Q, MA J, WANG J. The Regularity of SEMG characteristics of neck muscles under fatiguing contracting condition [J]. *Journal of Beijing Sport University*, 2010, 33(9): 52-55.
- [9] BOUCHER J A, ABOUD J, NOUGAEOU F, et al. The effects of vibration and muscle fatigue on trunk sensorimotor control in low back pain patients [J]. *Plos One*, 2015, 10(8): 526-531.
- [10] DICKERSON C R, MESZAROS K A, CUDIP A C, et al. The influence of cycle time on shoulder fatigue responses for a fixed total overhead workload [J]. *Journal of Biomechanics*, 2015, 48(11): 2911-2918.
- [11] THONGPANJA S, PHINYOMARK A, HU H SH, et al. The effects of the force of contraction and elbow joint angle on mean and median frequency analysis for muscle fatigue evaluation [J]. *Science Asia*, 2015, 41(4): 263-272.
- [12] KARTHICK P A, VENUGOPAL G, RAMAKEISHNAN S. Analysis of muscle fatigue progression using cyclostationary property of surface electromyography signals [J]. *Journal of Medical System*, 2016, 40(1): 28-35.
- [13] RAZANSKAS P, VERIKAS A, OLSSON C, et al. Predicting blood lactate concentration and oxygen uptake from SEMG data during fatiguing cycling exercise [J]. *Sensors*, 2015, 15(8): 20480-20500.
- [14] PITTA N C, NITSCH G S, MACHADO M B, et al. Activation time analysis and electromyographic fatigue in patients with temporomandibular disorders during clenching [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2015, 25(4): 653-657.
- [15] 席旭刚,武昊,左静,等. 基于SEMG与足底压力信号融合的跌倒检测研究[J]. *仪器仪表学报*, 2015, 36(9): 2044-2046.
XI X G, WU H, ZUO J, et al. Study on fall detection based on surface EMG and plantar pressure signal fusion [J]. *Chinese Journal of Scientific Instruction*, 2015, 36(9): 2044-2046.
- [16] 吴小鹰,侯文生,郑小林,等. 腕长伸肌表面肌电与握力大小的相关性研究[J]. *仪器仪表学报*, 2008, 29(8): 1605-1608.
WU X Y, HOU W SH, ZHENG X L, et al. Research on the correlation of SEMG on ECRL and hand grip force [J]. *Chinese Journal of Scientific Instruction*, 2008, 29(8): 1605-1608.
- [17] 高锋,黄赛赛,李希鹏. 基于NI EVS和PXI的机器视觉驾驶辅助系统开发技术研究[J]. *国外电子测量技术*, 2016, 35(2): 30-34.
GAO F, HUANG S S, LI X P. Study on development of driver assistance systems based on machine vision using NI EVS and PXI [J]. *Foreign Electronic Measurement Technology*, 2016, 35(2): 30-34.
- [18] 孟可,王凡,王毅. 生理检测综合评价工作负担研究[J]. *中国测试*, 2015, 41(4): 58-60.
MENG K, WANG F, WANG Y. Study of comprehensive evaluation workload based on physiological test [J]. *China Measurement and Test*, 2015, 41(4): 58-60.
- [19] VOEMAN G E, VOLLENBROEK M M, HERMANS H J. Upper trapezium muscle activation patterns in neck-shoulder pain patients and healthy control [J]. *European Journal of Application physiological*, 2007, 102(1): 1-9.

作者简介



王琳,分别在2002年和2005年于东北大学获得学士学位和硕士学位,现为沈阳工程学院讲师、博士研究生,主要研究方向为信号处理与生物工程。

E-mail: jiangx@smm.neu.edu.cn.

Wang Lin received her B. Sc. degree in 2002 and M. Sc. degree in 2005 both from Northeastern University. Now, she is a lecturer and doctoral candidate in Shenyang Institute of Engineering. Her main research interests include signal processing and bioengineering.



王宏(通讯作者),分别在1982年和1986年于东北大学获得学士学位和硕士学位,1998年于德国马格德堡大学获得博士学位,现为东北大学教授、博士生导师,主要研究方向为仿人机器人和康复工程等。

E-mail: wllgj373@sina.com

Wang Hong (Corresponding author) received her B. Sc. degree in 1982 and M. Sc. degree in 1986 both from Northeastern University; and obtained Ph. D. degree from Otto-von-Guericke-University, Magdeburg, Germany in 1998. Now, she is a professor and Ph. D. supervisor in Northeastern University. Her main research interests are humanoid robot and rehabilitation engineering.