

## · 综述 ·

## 表面肌电图在颈部肌肉评价中的应用

卢惠苹 宋林

颈部肌肉、椎间盘、后纵韧带以及小关节异常等均可导致颈部肌肉活动障碍、甚至疼痛。在各种颈部疾患中,颈椎病是最常见慢性病之一,过去多发生于中老年人群;但随着人们生活、工作方式改变,近年来颈椎病发病情况逐渐呈年轻化趋势,其中大部分患者与长时间姿势不良有关。重体力劳动者容易诱发颈椎强直,而静态工作者由于主要负荷集中在颈部等少量小肌群上,长时间固定姿势容易使这些肌肉超负荷,从而诱发颈肌紧张综合征<sup>[1]</sup>。如有数据统计发现,上海陆家嘴金融贸易区从业人员中有 17.53% 明确患有颈椎病<sup>[2]</sup>。

持续性的肌肉活动会引起缺血性肌痛,即使关节负荷低至 5% 最大可耐受负荷,持续性收缩一定时间后也会出现肌肉疲劳。肌肉活动模式或张力改变可通过表面肌电图(surface electromyography, sEMG)进行观察, sEMG 不仅能为临床早期发现、治疗疾病提供依据,也可作为疗效评价的客观指标。目前涉及颈肌 sEMG 的研究相对较少,研究方法也缺乏统一标准。基于上述背景,本文对近年来关于颈部肌肉在各种工作及休息状态时的 sEMG 研究作一回顾性分析,并探讨存在的问题及将来可能的研究方向。

## 常用于 sEMG 记录的颈部肌肉及其特征

适用于 sEMG 记录的肌肉必须具备以下特征:①对实验条件敏感;②在特定作业状态下能明显收缩或能启动特异生物力学模式。人体共有 20 多对肌肉参与固定及移动头部和颈部,但只有极少数肌肉的肌电活动能够被表面电极记录。

## 一、适用于 sEMG 记录的颈部肌肉

以往临床多从解剖学角度预估颈肌功能,但目前认为肌电图(electromyography, EMG)是评价肌肉功能更客观、有效的方法。相关研究发现,对头颈部活动及固定起重要作用并且可通过 sEMG 记录的肌肉主要包括:头半棘肌(与颈伸、后侧屈相关)、头夹肌(与颈伸、侧屈、旋转相关)、胸锁乳突肌(与颈屈、旋转、侧屈相关)、斜方肌(与头颈固定、活动相关,但在上臂活动时,需对其所产生的干扰进行监测)、竖脊肌(与颈伸、半屈相关)等。有学者研究了头夹肌和半棘肌在头部各向运动时的电活动,发现半棘肌在中立坐位抗阻后伸时电活动最大,头夹肌在坐位抗阻后伸及抗阻旋转时电活动最大;而静坐时两者均无明显电活动<sup>[1]</sup>。Schuldt 等<sup>[3]</sup>研究发现,颈部后伸时竖脊肌电活动尤为显著,头夹肌和提肩胛肌则显示中度电活动,斜方肌只有少量电活动;当处于颈半屈位时竖脊肌电活动较中立位时明显增多。Przybyla 等<sup>[4]</sup>将斜方肌及胸锁乳突肌作为研究对象,观察颈部肌肉肌力与颈部肌肉电活动间的相关性,发现颈伸、颈屈时举重物过头,两者的肌力和电活动均明显增加。

## 二、不同静态工作姿势对颈部肌肉活动的影响

在日常工作中,不同静态工作任务所采取的体位(即姿势)不同,除了骨关节外,颈部肌肉也是主要承受负荷、参与维持体位的重要组织,通过 sEMG 检测能反映这些肌肉的活动水平。Caneiro 等<sup>[5]</sup>观察受试者在 3 种不同工作姿势下(即躯干斜靠、伸直、前屈)的颈肩肌肉活动情况,发现与躯干伸直、斜靠时比较,躯干前屈体位能显著增加颈竖直肌、提肩胛肌及其他胸肩肌肉活动水平,躯干伸直时胸竖脊肌活动明显增强。Bexander 等<sup>[6]</sup>研究发现,颈部在转动时,眼球位置变动亦会引起颈肌活动改变,如颈部向右转动时,若眼球固定,右侧头夹肌、头下斜肌及左侧胸锁乳突肌活动水平增加,而多裂肌活动水平无明显变化;如眼球向左凝视时,则多裂肌与胸锁乳突肌的活动水平较向右凝视时降低。张爱国等<sup>[7]</sup>发现健康男性在长时间伏案工作后,右利手实验对象左侧胸锁乳突肌、左侧背阔肌疲劳程度与伏案时间呈正相关,其原因可能与长时间维持身体平衡有关。有些针对视频显示终端(video display terminal, VDT)工作的研究发现, sEMG 可用来评估放置显示器的最佳位置,如 Straker 等<sup>[8]</sup>将一群孩子按照电脑显示屏高度分为高、中、低三个组别,结果发现屏幕高度低的组别,由于其头、颈曲度增大,颈竖脊肌和上斜方肌活动水平较其他 2 组明显增加。Seghers 等<sup>[9]</sup>发现在长时间视频显示终端工作中,不同显示器高度对于颈项肌肉的影响各异,如当显示器高度降低时,视角(眼-屏幕中间连线与水平线夹角)增加,眼-耳角度(眼-耳连线与水平线的夹角)减小,左、右侧颈伸肌(主要包括头夹肌)活动水平增加,三角肌及斜方肌活动水平基本无明显变化,均处于较低水平;另外无论屏幕在何高度,右侧斜方肌活动水平均强于左侧。Turville 等<sup>[10]</sup>发现在长时间大范围阅读时,视角变化能显著影响胸锁乳突肌、提肩胛肌及颈竖脊肌肌电信号水平。另外有大量研究表明,静态工作人群由于长期工作姿势可导致颈肌功能障碍,如在进行计算机操作或轻集成化工作时,虽然肌肉活动水平较低,但由于上肢长期重复运动,容易出现慢性斜方肌肌痛或颈紧张综合征<sup>[9]</sup>。

## 三、不同休息状态下颈部肌肉电活动比较

当机体处于休息状态时,同一块颈部肌肉在不同动作时的功能状态不同,当收缩力量增加时,则频谱密度分布相应增加,而中位频率减少。如 Kumar 等<sup>[11]</sup>发现,受试者在直立坐位休息时,若其颈部向前外侧屈,同侧胸锁乳突肌和头夹肌 sEMG 有一较宽频率带,越用力频带越宽,斜方肌则无类似变化;而当颈向后外侧伸时,胸锁乳突肌 sEMG 中位频率增加,头夹肌无变化,上斜方肌则减少。郎燕英等<sup>[12]</sup>发现,在仰卧位休息时,枕高 9 cm 志愿者其斜方肌紧张度较枕高 6 cm 和 12 cm 时低,提示颈部肌肉紧张度有支撑时较无支撑时低。

## 四、适用于 sEMG 记录的颈部肌肉组合

通过上述研究可以看出,各研究者对电极放置位置、所选肌肉组合均存在一定差异,但大多数研究者常将头夹肌、胸锁乳突肌、提肩胛肌、斜方肌结合起来观察。除此之外,有的研究者还会选择记录上斜方肌和颈竖脊肌数据,以观察上颈部(C<sub>2-3</sub>)偏

低位置功能情况;还有学者选择头半棘肌和斜方肌作为研究对象。

### sEMG 记录颈部肌肉活动时的电极定位及影响因素

#### 一、sEMG 记录颈部肌肉活动时的电极定位

记录颈部肌肉活动的表面电极放置方法主要有两种,一种是选择肌肉特异点,即常规用来记录具体肌肉的肌腹位置;另一种是选择位置特异点,即以功能性活动肌群为单位,选择电活动最显著的位置。于肌肉特异点记录特定肌肉活动情况,其特异性较强,但由于邻近肌肉干扰,对所收集数据解释时常有困难。位置特异点适于记录肌群活动,如背侧肌群等,所收集数据相对较准确。目前公认的一些颈部肌肉 sEMG 电极放置方法如下,其中胸锁乳突肌电极放置位置:从乳突到胸骨上切迹的 1/2 偏下的位置;颈竖脊肌电极放置位置:离 C<sub>3</sub> 棘突旁开 2 cm 处;头夹肌电极放置位置:平 C<sub>2-3</sub> 水平的肌腹位置,位于斜方肌和胸锁乳突肌最上端之间的区域;上斜方肌电极放置位置:C<sub>7</sub> 棘突与肩峰的中点。

#### 二、sEMG 记录颈部肌肉活动时的干扰

在采用 sEMG 记录颈部肌肉活动时,干扰是指电极收集来自其它肌肉的电信号。与针电极相比,表面电极更容易受到干扰。Keshner 等<sup>[13]</sup>比较了在头部同一个位置记录的表面电极及针电极数据,结果显示半棘肌和夹肌两种电极记录数据一致;而对斜方肌数据分析后发现,表面电极及针电极记录数据虽然均提示其主要功能是固定肩胛,而不是固定或移动头部,但表面电极同时记录了来自头部固定肌活动时的干扰信号,因而不能显示颈部活动方向性,而针电极肌电图却能够清楚显示其颈部活动方向性。

在应用表面电极记录数据时,干扰信号不可避免,特别是对于微小肌肉,干扰现象尤为严重,可通过双倍辨别技术或频谱分析技术进行鉴别;另外由于干扰信号带宽通常较宽,所以还可通过空间过滤技术减少干扰<sup>[14]</sup>。有时候干扰现象也可以得到充分利用,例如单独记录颈竖脊肌或斜方肌时两者信号会相互干扰,但这两块肌肉可共同作用使颈椎屈曲或固定在正中位上,因此 Bauer 等<sup>[15]</sup>就选择在颈竖脊肌和斜方肌降部重叠区域放置电极以研究特定肌肉活动。

#### 三、神经支配点对 sEMG 的影响

放置表面电极时常遇到的另一问题是跨越了神经支配点,当表面电极放置在肌肉的神经点(运动终板分布的狭窄带)时,由于肌电信号不活跃,所记录的肌电数据是不可靠的。Queisser 等<sup>[16]</sup>对半棘肌、头夹肌、提肩胛肌常规选择的电极位置与神经点的关系进行了研究,他们在原先安置的电极旁边加设额外电极,根据 sEMG 波幅减小幅度来判断是否跨越了神经点,结果发现如按照以往标准放置电极,则 12 人中有 3 人置于半棘肌神经点,5 人置于头夹肌神经点,1 人置于提肩胛肌神经点,提示以往半棘肌和头夹肌的表面电极标准放置位置并不具备很高的可靠性和特异性。由于将表面电极置于神经支配点时难以获得目标肌肉的客观数据,建议采集信号的表面电极应选择置于神经支配点与远端肌腱之间区域。

### sEMG 的标准化

目前国内、外有很多关于表面肌电数据对比及平均化的研

究报道,但其中大部分研究未对 sEMG 数据进行标准化处理,导致其结果存在一定缺陷。常用的肌电图波幅标准化就是用测得的波幅与最大自主用力时波幅的百分比来实现,标准化的应用使表面肌电数据更客观、准确,更有可比性,因而可用于肌力评估。在肌力评估时,表面肌电图和力及力矩的关系可用线性或幂函数表示。但在实际操作中,运动单位募集、发放速率、速颤纤维在肌肉中的位置及与电极的相对关系、其他肌肉的干扰、协同肌及拮抗肌的活动、操作方法等因素均可影响肌电图与力的关系,须注意尽量避免。

#### 一、参考收缩的用力水平

由于实施相对困难,关于肌电图标准化程序的术语及方法目前尚未统一。通常标准化的肌电图波幅是用收缩时的绝对值与最大自主电活动的百分比表示,但临床上准确采集最大波幅有时并不容易,因为所谓的最大收缩具有主观性,常不能恒定引出;这种情况以头部用力时尤为显著,由于大多数人不习惯头部用力,因而需要针对性训练才能产生真实、恒定的最大值。Jensen 等<sup>[17]</sup>认为只要受试者不疲乏,需尽可能多次尽力收缩以获得更准确的最大波幅;而 Veiersted<sup>[18]</sup>提出最大收缩会引起肌肉不适、损伤、延迟的肌肉酸痛,特别是对于颈部,尤其需要慎重;于是有学者建议采用“次最大收缩”,但采用次最大收缩的缺点是无法知道肌肉的最大收缩能力以及不同肌肉所做的努力,因而无法与其它相关研究进行直接对比。

当然并不是所有情况都必须标准化。Mork 等<sup>[18]</sup>在同一天内不同时间点记录受试者颈斜方肌 sEMG 数据,包括应用 0.6% 到 8.8% 最大收缩力,发现在不同收缩持续及间隔时间下,同一个受试者斜方肌 sEMG 数据具有可重复性,可见在这种情况下(即自身前后对照)标准化不是必须的。Wells 等<sup>[19]</sup>总结了用不同的标准化方法对组间相关系数的影响,这些方法包括最大值标准法、固定值、50% 最大值、非标准化等,结果发现与其他记录位置比较,颈区波幅概率分布频率对于标准法的敏感性及其可靠性稍差。

#### 二、参考收缩的体位及用力方向

轻工作是以静力性次最大收缩为主,不需要颈肩部快速用力活动,因此其 sEMG 研究不宜采用动力性参考收缩,而应选择一种可重复的稳定体位(即静力性参考收缩)。但有些轻工作中,研究对象头颈会有一些体位变化或活动,在这种情况下,Finnsen<sup>[20]</sup>提出可应用慢动力参考收缩作为肌电图波幅的标准化。

Schuldt 等<sup>[3]</sup>引出单个静力参考收缩的方法比较经典,即在中立位、笔直坐位下能恒定引出以下肌肉的最大用力作为标准化,其中枕部抗阻等长颈伸用来记录颈部竖脊肌和斜方肌 sEMG,颞部等长抗阻侧屈用来记录夹肌和提肩胛肌 sEMG。近年来还出现了一些新的静力性参考收缩方法,如 Schmid 等<sup>[21]</sup>在试验中让受试者竖直站立,并将胸部固定,发现在该体位下获得的颈伸肌和胸锁乳突肌 sEMG 数据更稳定可靠。除了体位因素外,用力方向也必须标准化,如 Blouin 等<sup>[22]</sup>发现颈部所有深浅肌在各自最佳方向上收缩时,其肌电图调谐曲线与肌力呈线性相关。

此外为了准确评价肌肉收缩强度,还应对体位特异性进行标准化,其原因包括:①当关节运动时,肌肉长度会相应变化,电极采集信号亦会发生改变;②体位变化时,肌肉长度和瞬时力臂

会变化,即关节瞬时产生的能量亦会改变。Queisser 等<sup>[16]</sup>通过观察仰卧位下颈等长伸时半棘肌电活动,发现在 4 种特异性颈部体位(从 0~30°屈)下肌电图与力矩呈线性相关性。

### 影响 sEMG 结果的因素

在分析 sEMG 数据时,除了实验设计本身特定影响外,还有一些影响因素也很重要,常见的如非肌源性疼痛或功能障碍引起的肌紧张等,如明显的颈伸性损伤可引起颈椎曲度暂时性变直,其他影响肌肉活动的因素还包括焦虑或压力<sup>[23]</sup>、工作相关的认知/注意要求<sup>[24]</sup>、与任务相关的疲劳疼痛<sup>[25]</sup>、视力障碍<sup>[26]</sup>等。在研究安静工作时颈部 sEMG 时,环境噪音及其他人造干扰因素也很棘手。由于肌电图信号本身就较弱,一旦出现噪音,信噪比就会显著下降;同时在颈肌记录 sEMG 信号本身就较身体其他部位更容易受到干扰。下面就影响颈肌 sEMG 的一些特异性因素总结如下。

#### 一、吞咽与呼吸

Monaco 等<sup>[27]</sup>采用表面电极记录人类吞咽模式时,发现在吞咽时胸锁乳突肌有轻度持续性活动;Cossette 等<sup>[28]</sup>发现在吹笛呼吸动作时(特别是在肺容量较高的情况下),可检测到胸锁乳突肌及斜方肌活动明显增加。

#### 二、心跳

目前涉及 sEMG 的报道中很少提到心电图(electrocardiogram, ECG)。Bansevicius 等<sup>[29]</sup>在研究额肌、颞肌、夹肌、斜方肌电活动时,发现心跳对其 sEMG 的干扰很小,因此只把心电图作为系统噪音的一小部分;然而 Queisser 等<sup>[16]</sup>在研究颈部肌肉 sEMG 时,发现均存在 ECG 干扰效应,以提肩胛肌受干扰最为明显,斜方肌及头半棘肌也有影响,只有在休息时头夹肌受影响较弱;他们消除心跳影响的方法就是用肌肉收缩时的值减去休息时的值;另外由于心电活动是一个明确的干扰源,亦可采取手段去除那些包含心电活动的 sEMG 数据。

#### 三、视觉压力

Sommerich 等<sup>[30]</sup>发现,研究对象以坐位较低的视角阅读时,其视觉压力较大,颈部头夹肌、提肌、上斜方肌以及其他面肌、肩肌活动增加。对一群颈区无骨骼肌肉症状的志愿者研究后发现,随着观察距离减小,志愿者颈肌活动逐渐增加;在增加眼转向和调节压力时,颈肌和提肌活动亦随之增强。Laursen 等<sup>[31]</sup>发现,应用鼠标者由于对视力及手-眼协调性要求较高,其斜方肌和颈伸肌活动较使用键盘者更明显,并推测由于某些工作性质或未矫正的视力缺陷,对视觉系统造成的持久压力会引起姿势肌活动增强,造成该现象的原因可能是为了头前倾时固定头颈需要,也可能是眼外肌、动眼肌和姿势肌间通过中脑和脑干突触联系的结果。

#### 四、肌痛

Schuldt 等<sup>[3]</sup>通过研究持续极度颈屈下头夹肌、胸竖脊肌及斜方肌 sEMG 数据时发现,在整个测试过程中,所有肌肉 sEMG 都很弱,但实验终末时 sEMG 活动较实验开始时显著,由于期间受试者姿势一直未变,所以推测 sEMG 活动增强与姿势无关,很可能是疼痛引发紧张性反射导致 sEMG 改变。这一观点在后来 Ostensvik 等<sup>[32]</sup>学者的研究中得到进一步印证,如研究对象坐在舒适的办公椅上进行视频终端工作,未诱发明显肌痛,则其颈肌 sEMG 无明显变化。虽然肌痛会导致 sEMG 改变,但 Falla 等<sup>[33]</sup>

研究发现,肌痛对于肌疲劳所致的 sEMG 变化不会产生明显干扰。

通过上述研究可以看出,即使电极放置位置正确,采用合适的方法收集数据并进行标准化处理,仍有许多干扰因素无法避免,故如何尽量减少 sEMG 干扰将是下一步研究的重点。

### sEMG 在临床疾病诊治中的应用

sEMG 在国外已广泛用于颈部疾病的诊治,但国内在该方面的应用仍较少。下面就一些临床常见颈部疾病的 sEMG 表现列举如下:对于纤维肌痛和慢性挥鞭综合征患者,其斜方肌和冈下肌在动力活动时,其 sEMG 较正常人肌活动明显增强,而峰力矩等输出变量减小<sup>[34]</sup>。Leistad 等<sup>[35]</sup>将偏头痛、张力性头痛及正常对照者 sEMG 进行对比,发现张力性头痛患者有更高的疼痛反应,特别是在压力测试时尤为显著,其次是偏头痛患者;偏头痛患者肌肉疼痛反应较局限;张力性头痛患者疼痛恢复较慢,表浅肌肉电活动与疼痛无明显相关性。Monaco 等<sup>[36]</sup>将肌源性面痛患者与正常人群比较后发现,两者在闭眼时,前者颈、面肌电活动较后者显著;而组内闭眼、睁眼对照时,前者颈面肌电活动增加,而后者无明显变化。另外针对各种颈肩部不适,利用 sEMG 评价和指导康复治疗临床研究也比较普遍<sup>[37]</sup>,如 Andersen 等<sup>[38]</sup>通过分析慢性颈痛患者在各种动作下的颈肌 sEMG,得出针对各种肌肉较有效的康复训练方法,例如侧伸、直立与耸肩训练对缓解斜方肌疼痛具有显著疗效。

### 结 语

目前 sEMG 检测仍有一些方法学方面的问题需要改进,包括肌电检测时的各种干扰、神经支配带的位置、数据标准化及可靠性等。这些问题不只是针对颈部 sEMG 检测,也同样适用于全身其它肌肉 sEMG 的采集记录。另外由于当前 sEMG 研究采用的是非常简单的生物力学模式,因而 sEMG 数据与肌张力、关节力矩间的关联性还很差,只有将肌肉 sEMG 与高度仿真生物力学模式联系起来,才能实现颈区复杂、多关节、多肌肉功能研究。展望未来, sEMG 可通过影像学技术辅助选取表面电极位置;另外由于影像学技术(MRI 或超声)能非侵入、无干扰地显示机体表面及深层肌肉活动,在某些方面可能会取代传统 sEMG 检测。

### 参 考 文 献

- [1] Valachi B, Valache K. Preventing musculoskeletal disorders in clinical dentistry: strategies to address the mechanisms leading to musculoskeletal disorders. J Am Dent Assoc, 2003, 134: 1604-1612.
- [2] 吴德升, 芮永, 林研, 等. 陆家嘴地区金融从业人员颈椎现状的流行病学调查和预防对策的研究. 脊柱外科杂志, 2006, 4: 150-154.
- [3] Schuldt K, Harms RK. EMG/moment relationships in neck muscles during isometric cervical spine extension. Clin Biomech, 1988, 3: 58-65.
- [4] Przybyla AS, Blease S, Adams MA, et al. Muscle forces acting on the cervical spine. J Bone Joint Surg, 2008, 90: 222.
- [5] Caneiro JP, O'Sullivan P, Burnett A, et al. The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. Man Ther, 2008, 13: 105-112.

- 2010,15:54-60.
- [6] Bexander CS, Mellor R, Hodges PW. Effect of gaze direction on neck muscle activity during cervical rotation. *Exp Brain Res*, 2005, 167:422-432.
  - [7] 张爱国. 健康男性伏案 4 小时表面肌电的变化观察研究. *实用医技杂志*, 2008, 15:4521-4522.
  - [8] Straker L, Burgess LR, Pollock C, et al. Children's posture and muscle activity at different computer display heights and during paper information technology use. *Human Factors*, 2008, 50:49-61.
  - [9] Seghers J, Jochem A, Spaepen A. Posture, muscle activity and muscle fatigue in prolonged VDT work at different screen height settings. *Ergonomics*, 2003, 46:714-730.
  - [10] Turville KL, Psihogios JP, Ulmer TR, et al. The effects of video display terminal height on the operator; a comparison of the 15 degree and 40 degree recommendations. *Appl Ergon*, 1998, 29:239-246.
  - [11] Kumar S, Narayan Y, Amell T. Power spectra of sternocleidomastoids, splenius capitis, and upper trapezius in oblique exertions. *Spine J*, 2003, 3:339-350.
  - [12] 郎燕英, 张锡辉, 赵婕. 工作有关疾病(颈椎病)的防治研究(一)-科学用枕与颈椎病防治的调查研究. *工业卫生与职业病*, 1997, 23:81-85.
  - [13] Keshner E, Campbell D, Katz R, et al. Neck muscle activation patterns in humans during isometric stabilization. *Exp Brain Res*, 1989, 75:335-344.
  - [14] Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 2004, 96:1486-1495.
  - [15] Bauer W, Wittig T. Influence of screen and copy holder positions on head posture, muscle activity and user judgement. *Appl Ergon*, 1998, 29:185-192.
  - [16] Queisser F, Bluthner R, Brauer D, et al. The relationship between the electromyogram amplitude and isometric extension torques of neck muscles at different positions of the cervical spine. *Eur J Appl Physiol*, 1994, 68:92-101.
  - [17] Jensen C, Vasseljen O, Westgaard RH. Estimating maximal EMG amplitude for the trapezius muscle; on the optimization of experimental procedure and electrode placement for improved reliability and increased signal amplitude. *J Electromyogr Kinesiol*, 1996, 6:51-58.
  - [18] Veiersted KB. The reproducibility of test contractions for calibration of electromyographic measurements. *Eur J Appl Physiol*, 1991, 62:91-98.
  - [19] Wells R, Norman R, Shannon H, et al. Exposure measurement in the upper limbs of VDT operators using electromyography: reliability within and between days. In: *Proc PREMUS*, 1998.
  - [20] Finsen L. Biomechanical analyses of occupational work loads in the neck and shoulder. PhD thesis[D]. National Institute of Occupational Health, Copenhagen, 1995.
  - [21] Schmid M, Schieppati M. Neck muscle fatigue and spatial orientation during stepping in place in humans. *J Appl Physiol*, 2005, 99:141-153.
  - [22] Blouin JS, Siegmund GP, Carpenter MG, et al. Neural control of superficial and deep neck muscles in humans. *J Neurophysiol*, 2007, 98:920-928.
  - [23] Rissen D, Melin B, Sandsjo L, et al. Surface EMG and psychophysiological stress reactions in women during repetitive work. *Eur J Appl Physiol*, 2000, 83:215-222.
  - [24] Khan AZ, Blohm G, McPeck RM, et al. Differential influence of attention on gaze and head movements. *J Neurophysiol*, 2009, 101:198-206.
  - [25] Pialasse JP, Lafond D, Cantin V, et al. Load and speed effects on the cervical flexion relaxation phenomenon. *BMC Musculoskelet Disord*, 2010, 11:46.
  - [26] Gomez S, Patel M, Magnusson M, et al. Differences between body movement adaptation to calf and neck muscle vibratory proprioceptive stimulation. *Gait Posture*, 2009, 30:93-99.
  - [27] Monaco A, Cattaneo R, Spadaro A, et al. Surface electromyography pattern of human swallowing. *BMC Oral Health*, 2008, 8:6.
  - [28] Cossette I, Monaco P, Aliverti A, et al. Chest wall dynamics and muscle recruitment during professional flute playing. *Respir Physiol Neurobiol*, 2008, 160:187-195.
  - [29] Bansevicius D, Westgaard RH, Jensen C. Mental stress of long duration; EMG activity, perceived tension, fatigue and pain development in pain-free subjects. *Headache*, 1997, 37:499-510.
  - [30] Sommerich CM, Sharon J, Psihogios JP. Effects of computer monitor viewing angle and related factors on strain, performance, and preference outcomes. *Human Factors*, 2001, 43:39-55.
  - [31] Laursen B, Jensen BR, Garde AH, et al. Effect of mental and physical demands on muscular activity during the use of a computer mouse and a keyboard. *Scand J Work Environ Health*, 2002, 28:215-221.
  - [32] Ostensvik T, Veiersted KB, Nilsen P. Association between numbers of long periods with sustained low-level trapezius muscle activity and neck pain. *Ergonomics*, 2009, 52:1556-1567.
  - [33] Falla D, Farina D, Kanstrup DM, et al. Pain-induced changes in cervical muscle activation do not affect muscle fatigability during sustained isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, 18:938-946.
  - [34] Elert J, Kendall SA, Larsson B, et al. Chronic pain and difficulty in relaxing postural muscles in patients with fibromyalgia and chronic whiplash associated disorders. *J Rheumatol*, 2001, 28:1361-1368.
  - [35] Leistad RB, Sand T, Westgaard RH, et al. Stress-induced pain and muscle activity in patients with migraine and tension-type headache. *Cephalalgia*, 2006, 26:64-73.
  - [36] Monaco A, Spadaro A, Cattaneo R, et al. Effects of myogenous facial pain on muscle activity of head and neck. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2010, 39:767-773.
  - [37] Madeleine P. On functional motor adaptations; from the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck-shoulder region. *Acta Physiol*, 2010, 199:1-46.
  - [38] Andersen LL, Kjær M, Andersen CH, et al. Muscle activation during selected strength exercises in women with chronic neck muscle pain. *Phys Ther*, 2008, 88:703-711.

(修回日期:2011-05-12)

(本文编辑:易浩)