

表面肌电图原理及在吞咽研究中应注意的问题

魏鹏绪 吕泽平

表面肌电图(surface electromyography, sEMG)技术在吞咽研究领域中的应用日益广泛。本文现从其原理入手,简要分析吞咽研究领域中使用 sEMG 技术应注意的部分问题。

sEMG 的信号来源

sEMG 技术通过采集肌肉活动电信号来研究肌肉功能,故了解 sEMG 信号的起源是正确理解和使用 sEMG 的前提^[1]。

单块骨骼肌含有数量不等的肌纤维,每一条肌纤维都是一个单独的肌细胞。当肌细胞兴奋时,其细胞膜上产生肌纤维动作电位,自运动终板处开始沿肌细胞膜双向播散。对于成年个体,一条肌纤维通常仅由一个运动神经元支配。一个运动神经元及其支配的所有肌纤维构成一个运动单位;一个运动单位内肌纤维的数量,由眼外肌少于 10 条肌纤维至大腿肌肉约 2000 条肌纤维不等。在一块肌肉内,不同运动单位支配的肌纤维是彼此相间的。运动单位是骨骼肌的基本功能单位,由运动神经元发出的神经冲动可使其支配的所有肌纤维几乎同步发生收缩。单个运动单位能够以缓慢的频率放电,并根据需要增加频率^[2-3]。

sEMG 技术获取的肌电信号是其探测范围内多个运动单位动作电位(motor unit action potential, MUAP)的总和。近年来通过矩阵电极采集技术和相关算法处理,可将特定条件下采集的 sEMG 信号分解为数十个 MUAP 序列^[4]。

sEMG 数据采集

一般而言, sEMG 旨在探测一块肌肉所产生尽可能多的电信号,同时尽可能避免源于其他肌肉电信号的干扰,为此 sEMG 通常采用双电极配置,包括两个探测电极和一个参考电极^[5]。相对于参考电极,两个探测电极分别记录其所在处肌肉产生的电信号。通常两个探测电极处的肌电活动存在差异,而共性成分(包括来源于周围环境的电磁干扰或电极表面电解所致的极化电位等)则基本一致,这样通过双电极配置能够消除共性成分噪声^[6]。

若两个探测电极的排列方向与肌纤维走向相对关系不同,则测得 MUAP 传导速度的数值会产生差异,将影响 sEMG 信号的波幅及频域特征^[1]。欧洲专家共识指出,两个探测电极的排列方向应平行于肌纤维^[5],此时沿肌纤维播散的 MUAP 在两个探测电极之间存在电位差,当电极间距增大时,此电位差由小变大,然后降低;当一个探测电极处为负向峰,而另一个探测电极处为正向峰时,则电位差最大。相关仿真研究证实,当两个探测

电极间隔约 20 mm 时,所采集 MUAP 具有最大差异,此时采集的 sEMG 波幅最大^[7]。上述研究均表明,两个探测电极之间的距离对 sEMG 信号具有重要影响作用^[6]。

当两个探测电极间距小于 40 mm 时, sEMG 信号中浅层和深层 MUAP 比例类似;当间距大于 40 mm 时,则 sEMG 信号中以深层 MUAP 成分更占优势^[8]。两电极间距越大,则越有可能探测到邻近或深层肌肉电活动^[6]。超过 10 mm 间距获取的 sEMG 信号可能会明显受到邻近肌肉电活动的干扰^[9]。但如需要从目标肌肉采集到更多的信号,或目标肌肉邻近或深层肌肉电信号也能够提供有益信息,则可考虑采用更大一些的间距。

探测电极的面积越大,则能探测到更大范围内的肌电信号,但采集到的 sEMG 信号存在整合效应,会导致高频成分含量降低。欧洲专家共识推荐,在肌纤维走行方向上的电极长度不应大于 10 mm^[5]。

表面电极的放置部位极为重要^[10]。通常探测电极应放置于肌腹中线处(指左右等分线而非肌肉近端-远端的中线),尽可能远离肌肉边缘,以免受到邻近肌肉电活动干扰(crosstalk)^[1]。此外,探测电极不应置于神经支配区(innervations zone)和肌腱处。若位于神经支配区,则肌肉收缩时电极-神经支配区之间的微小相对运动会显著改变 MUAP 波形,因此推荐将电极放置于神经支配区与其远端肌腱之间^[5,6]。De Luca 等^[1]对比了将探测电极放置于神经支配区、肌腱、两者中点、肌肉边缘这四个位置时的 sEMG 信号,发现当将两个探测电极放置于神经支配区-肌腱中点时所得 sEMG 信号波幅最高。

神经支配区即神经-肌肉接头所在部位,在肱二头肌位于肌腹中部的远端^[11-12],而在不同下肢肌肉中,这一区域的位置分布缺乏规律^[13],因此探测电极的位置应针对每块目标肌肉进行个体化设定;操作时还应设法固定两个探测电极间的距离,以免肌肉收缩时此距离发生变化;另外连接电极的导线也应固定在躯体上,以免导线被牵拉而影响 sEMG 信号^[5]。

sEMG 数据分析

针对 sEMG 数据的基本分析方法包括时域分析、波幅分析和频域分析。

一、时域分析

通过分析目标肌肉收缩时 sEMG 信号的起点和终点,可以推算肌肉收缩的起止时间。目前推荐使用均方根值(the root-mean-squared value, RMS value)进行波幅分析和时域分析。对于一段包含静息数据和肌肉收缩数据的 sEMG 信号,确定肌肉何时开始(或终止)收缩,本质上是判断来自目标肌肉收缩的 RMS 值波幅是否高于背景噪音信号的波幅。通常将高于背景噪音波幅均值与两倍标准差之和的第一个时间点视为肌肉电活动的起点,低于这一数值的第一个时间点则视为止点^[1]。

当需要精确判断肌肉收缩电活动的起点时,由于此时目标

肌肉收缩电信号的波幅仅略高于背景噪音,故必须尽可能排除其他肌肉的干扰;此外应注意肌电活动与肌肉收缩的力学效应并非完全同步,在测得肌肉力量前数百毫秒,即可检测到 sEMG 信号^[1]。

二、波幅分析

通常临床可观察到肌肉用力程度增加时其 sEMG 信号波幅增高;然而由于多种因素影响,量化 sEMG 信号波幅与肌力之间的关系较困难。肌肉等长收缩时,如充分平滑 sEMG 信号,则 sEMG 信号波幅与肌力的关系近似线性,但不同肌肉之间的线性度存在差异。在研究肌肉非等长收缩时,可选取运动过程中类似等长收缩的时段,或者选取其中一个固定时段,以尽可能降低各种因素的干扰^[1]。

当比较不同条件、不同肌肉或不同个体 sEMG 信号时,需首先对 sEMG 信号的波幅进行标准化处理,可通过计算 sEMG 波幅与肌力的比值实现。如需要对肌力(或测得的力矩)数据进行标准化,可通过计算肌力与同一关节等长收缩时最大肌力(maximal voluntary contraction, MVC)的比值实现^[1]。肌力测试应在低于 80% MVC 时完成,高于这一水平时的 sEMG 信号及肌力值均极不稳定^[1]。

三、频域分析

肌肉的力量输出可以衡量肌肉是否疲劳。当肌肉收缩时不能维持之前用力水平的时间点可视为疲劳点。肌肉持续收缩时,随着乳酸堆积,局部细胞间液 pH 值降低,导致动作电位传导速度减慢。MUAP 时长增加主要由动作电位传导速度减慢所致,而 EMG 信号的频域特征受 MUAP 的时长变化影响。超过一定用力水平的肌肉收缩能够排空肌肉中血液,从而改变细胞间液中氢离子浓度;对于四肢和背部大多数肌肉,这一水平是 30% MVC。当肌肉进行恒定用力的等长收缩时, MUAP 仅受到肌纤维传导速度和除极区域的影响;当肌肉在高于 30% MVC 水平进行恒定用力等长收缩时, sEMG 信号频域特征主要与局部乳酸堆积有关。此种条件下 sEMG 信号频域特征的变化能够较好地反映肌肉何时出现疲劳^[1]。

sEMG 应用于吞咽研究时应注意的问题

sEMG 可用于研究吞咽运动的生理机制。通过 sEMG 数据辨识健康成人的吞咽运动与非吞咽运动,具有良好的效度和重测信度^[14]。sEMG 也可作为一种筛查手段判断吞咽障碍是否存在^[15]。对于吞咽障碍患者, sEMG 的波幅和时域分析能够发现吞咽肌群的异常表现及相关特征^[16],还能够辅助判断不同治疗手段的疗效^[17]。将 sEMG 作为治疗手段之一,有助于吞咽障碍患者功能恢复^[18]。

但是在吞咽研究领域, sEMG 技术仍面临诸多挑战。如吞咽研究中广泛采用双电极配置法,但两个探测电极的最优放置部位及间距还未达成共识。在人体颏下肌群中,深层的颏舌骨肌其肌纤维走行方向与颈部长轴最为接近;浅层的二腹肌前腹和下颌舌骨肌走行方向并不一致,且都与颈部长轴间有较大夹角。现有的双探测电极排列方向主要有三种:(1)纵向排列,即与肌纤维走向一致或基本一致,此时两个电极都位于同一肌肉或同一组肌肉肌腹,则所得 sEMG 信号完全符合双电极配置法的常规要求;(2)两个探测电极均位于颈部同侧,但排列方向为横向,基本垂直于颈部长轴,此时探测电极间的电位差并非由

MUAP 沿同一组肌纤维播散形成,而是来自于不同肌纤维的 MUAP 差值;(3)两个探测电极分别放置于颈部左、右两侧,此时所得 sEMG 信号则反映了左、右两侧肌肉电活动的差异。上述情况中,纵向排列法能够遵循电极排列方向与肌纤维走向一致的原则;在此基础上为了保证两探测电极均避开肌腱区,选用较小的电极间距可能更适合。

sEMG 所能探测的参与吞咽运动的肌肉(如咬肌、口轮匝肌、颏下肌群和舌骨下肌群等)体积多较小,部分肌肉在空间上距离较近,或彼此为浅层-深层关系,这样邻近肌肉电活动造成的干扰就是一个难以回避的问题。颏下肌群由浅至深分别为二腹肌、下颌舌骨肌和颏舌骨肌,置于此处的表面电极采集的很可能是探测电极周围所有肌肉电活动的电信号,而难以进一步区分。在吞咽障碍的治疗中,我们关注的重点常常是能否观察到稳定的 sEMG 信号。如果信号都是来自于功能相近的肌肉如颏下肌群,一般都能满足临床需求;但采集颏下肌群信号时应注意避免受到舌骨下肌群干扰,因为这两组肌群的施力方向相反;那么放置于舌骨上肌群的两个探测电极应尽可能位于此肌群的中部,而远离靠近足部一侧的区域。

颈阔肌覆盖颏下肌群和舌骨下肌群表面,在生理情况下不应参与吞咽运动;但抬头练习、门德尔松练习等是否会激活颈阔肌,从而干扰颏下肌群和舌骨下肌群 sEMG 信号尚未明确;此外因部分被颈阔肌覆盖,咬肌、口轮匝肌处也可能采集到颈阔肌信号^[19-20]。对于头颈部和下颌对线不良的患者(如坐位时不能保持头中立位者或常处于张口位而难以维持闭颌者),由于其颈阔肌收缩的初长度可能发生改变,上述吞咽相关肌群的 sEMG 信号会在多大程度上受到颈阔肌干扰,目前也不明了。

同一个体的不同吞咽肌群(如咬肌和颏下肌群之间)或不同个体的同一肌群之间,不能直接从 sEMG 信号波幅差异推断肌肉收缩的力量差异。如当观察到颏下肌群 RMS 峰值或均值高于舌骨下肌群时,不能据此推论吞咽时舌骨上肌群产生的力量大于舌骨下肌群。由于为表浅吞咽肌群设计合理的 MVC 任务难度很大,从而难以对其 sEMG 信号波幅实施标准化,还无法实现不同肌肉、不同个体之间的对比。目前相关研究多采用某种干预手段治疗前、后对比^[17],或采用相同电极位置、不同干预方式的研究设计^[21],来比较、分析源于同一肌群的 sEMG 信号。在电极放置部位遵循 sEMG 操作原则,通过对比 sEMG 数据可以提示干预手段是否有效。但需注意的是,若 sEMG 数据是在不同肌群或通过不同电极放置法获得,则不适宜直接比较;此外如电极取下后需再次贴敷,还需要保证位置恒定。

结语

在吞咽研究中,目前 sEMG 仍主要用于治疗领域。随着相关硬件技术和数据分析方法进步, sEMG 有望提供更精确的定量结果,从而成为深入探索吞咽生理和病理机制的有力工具。在明确 sEMG 原理的基础上设计更合理的数据采集方案,遵循 sEMG 操作规范,是获得高质量数据的前提,也有助于深化和拓展这一领域的研究及临床应用。

致谢 本研究由 2014 年度中央级基本科研业务费课题及国家科技支撑计划项目(课题编号 2015BAI06B02)资助完成

参 考 文 献

- [1] De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics[J]. J Appl Biomech, 1997, 13(2):135-163.
- [2] Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Principles of neural science[M]. Beijing: McGraw-Hill Medical, 2000:674-712.
- [3] Basmajian JV. Electromyography comes of age[J]. Science, 1972, 176(4035):603-609.
- [4] Zaheer F, Roy SH, De Luca CJ. Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition[J]. Physiol Meas, 2012, 33(2):195-206.
- [5] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10(5):361-374.
- [6] Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles alive[M]. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985:19-64.
- [7] Blok JH, Stegeman DF. Simulated bipolar SEMG characteristics. SENIAM 5, 1997, 5:60-70.
- [8] Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, et al. Motor unit potential contribution to surface electromyography[J]. Acta Physiol Scand, 1997, 160(2):175-183.
- [9] De Luca CJ, Kuznetsov M, Gilmore LD, et al. Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions[J]. J Biomech, 2012, 45(3):555-561.
- [10] Cram JR. The history of surface electromyography[J]. Appl Psychophysiol Biofeedback, 2003, 28(2):81-91.
- [11] Guzman RA, Silvestre RA, Arriagada DA, et al. Biceps brachii muscle innervation zone location in healthy subjects using high-density surface electromyography[J]. Int J Morphol, 2011, 29(2):347-352.
- [12] Guzman-Venegas RA, Araneda OF, Silvestre RA. Differences between motor point and innervation zone locations in the biceps brachii. An exploratory consideration for the treatment of spasticity with botulinum toxin[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2014, 24(6):923-927.
- [13] Van Campenhout A, Molenaers G. Localization of the motor endplate zone in human skeletal muscles of the lower limb: anatomical guidelines for injection with botulinum toxin[J]. Dev Med Child Neurol, 2011, 53(2):108-119.
- [14] Cray MA, Carnaby Mann GD, Groher ME. Identification of swallowing events from sEMG signals obtained from healthy adults[J]. Dysphagia, 2007, 22(2):94-99.
- [15] Beckmann Y, Gurgor N, Cakir A, et al. Electrophysiological evaluation of dysphagia in the mild or moderate patients with multiple sclerosis: a concept of subclinical dysphagia[J]. Dysphagia, 2015, 30(3):296-303.
- [16] Kim HR, Lee SA, Kim K, et al. Submental muscle activity is delayed and shortened during swallowing following stroke[J]. PMR, 2015, 7(9):938-945.
- [17] Yoshida M, Groher ME, Cray MA, et al. Comparison of surface electromyographic (sEMG) activity of submental muscles between the head lift and tongue press exercises as a therapeutic exercise for pharyngeal dysphagia[J]. Gerodontology, 2007, 24(2):111-116.
- [18] Athukorala RP, Jones RD, Sella O, et al. Skill training for swallowing rehabilitation in patients with Parkinson's disease[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2014, 95(7):1374-1382.
- [19] Widmalm SE, Nemeth PA, Ash MM Jr, et al. The anatomy and electrical activity of the platysma muscle[J]. J Oral Rehabil, 1985, 12(1):17-22.
- [20] Miles TS. Postural control of the human mandible[J]. Arch Oral Biol, 2007, 52(4):347-352.
- [21] Lenius K, Carnaby-Mann G, Cray M. The relationship between lingual-palatal pressures and submental surface electromyographic signals[J]. J Oral Rehabil, 2009, 36(2):118-123.

(修回日期:2015-10-23)

(本文编辑:易 浩)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

新闻报道中的部分禁用词

1. 对有身体伤疾的人士不使用“残废人”、“瞎子”、“聋子”、“傻子”、“弱智”等蔑称,而应使用“残疾人”、“盲人”、“聋人”、“智力障碍者”等词语。
2. 报道各种事实特别是产品、商品时不使用“最佳”“最好”“最著名”等具有强烈评价色彩的词语。
3. 医药报道中不得含有“疗效最佳”、“根治”、“安全预防”、“安全无副作用”等词语,药品报道中不得含有“药到病除”、“无效退款”、“保险公司保险”、“最新技术”、“最先进制法”、“药之王”、“国家级新药”等词语。
4. 对各民族,不得使用旧社会流传的带有污辱性的称呼。不能使用“回回”、“蛮子”等,而应使用“回族”等。也不能随意使用简称,如“蒙古族”不能简称为“蒙族”,“维吾尔族”不能简称为“维族”。
5. “穆斯林”是伊斯兰教信徒的通称,不能把宗教和民族混为一谈。不能说“回族就是伊斯兰教”、“伊斯兰教就是回族”。报道中遇到“阿拉伯人”等提法,不要改称“穆斯林”。
6. 香港、澳门是中国的特别行政区,台湾是中国的一个省。在任何文字、地图、图表中都要特别注意不要将其称作“国家”。尤其是多个国家和地区各称连用时,应格外注意不要漏写“国家(和地区)”字样。不得将海峡两岸和香港并称为“两岸三地”。
7. “台湾”与“祖国大陆”或“大陆”为对应概念,“香港、澳门”与“内地”为对应概念,不得弄混。不得将台湾、香港、澳门与中国并列提及,如“中台”、“中港”、“中澳”等。可以使用“内地与香港”、“大陆与台湾”或“京港”、“沪港”、“闽台”等。

[摘编自《编辑学报》2011, 23(4):334]