·综述·

肌音信号在康复工程中应用的研究进展

吴 清[1] 夏春明[1] 郑建荣[1]

康复工程(rehabilitation engineering, RE)是以现代科学技术为指导,运用工程学的原理、手段和方法,研究残疾人全面康复的工程技术问题,研究残疾人的能力障碍和社会的不利条件,以最大限度地补偿或恢复因伤所致的肢体、器官缺损或功能障碍的科学[1]。人口的增长和战争、交通事故、疾病、人口老龄化等,以及科学技术的发展和人民生活水平的提高,导致对康复医学和康复工程需求的增加[2]。

康复工程涉及康复评估、假肢、矫形器、辅助器具和康复训练器材等[1],其中的一个关键技术是如何获得和使用人体本身的生物信号。由于具有无创伤特点,利用人体动作时肌肉收缩发出的声音信号(简称肌音信号,Mechanomyography, MMG)作为康复生物信号是近年来较新研究的课题。虽然探索肌音信号在康复工程中的应用(如肌肉疾病、康复机器人、假肢手的开发)这一课题近年来才出现,但国内外有关实验室已取得了不少可喜的前期研究结果,也展现了较好的应用前景。

1 肌音信号的产生机制和特点

1.1 肌音信号的产生机制

人大脑通过控制身体600多块肌肉运动,实现复杂有目的的运动。当人体肢体动作时,与之相连的肌肉群会收缩,肌肉收缩时肌纤维的横截面发生变化,产生横向低频的振动,传到皮肤表面会发出声音,这种声音信号的频率约为2—120Hz[3],大部分处在人耳听不到的频率范围。1810年Wollaston[4]定量地描述了这种声音的频率范围在14—35Hz。1948年Gordon等[5]在研究中提出辅助肌电信号识别的机械"声音"信号,即模糊地提出肌音信号的概念。随后,1985年至1993年间,由于电子传感器和数字计算机的出现,大大提高了对肌音信号的采集、处理能力,Barry[6]和Orizio[7]对肌音信号产生机制进行了初步研究,成为现代肌音信号研究领域的开端。肌音信号在发展过程中曾经有多个术语来描述,比如 Acousticmyography、Soundmyography、Phonomyography、Vibromyography和Acceleromyography,1995年CIBA基金研讨会上建议用术语Mechanomyogram来描述[8]。

1.2 肌音信号的特点

肌音信号是一个高维的混乱的信号[9]。肌音信号可以反映3个主要的生理学现象:①肌肉收缩开始时的整体横向运动;②随后较小的以肌肉共振频率做横向振动;③参与运动肌纤维尺寸的改变[8]。在自主条件下,肌音信号由参与运动的各肌肉单元信号叠加而成,各肌肉的肌音信号不会受相邻肌肉串音的污染[10]。因此可以通过振动、加速度和尺寸的变化来揭示各肌肉的特性。肌音信号包含了反映运动模式和运动意图的丰富信息。

肌音信号大部分信号能量集中在2—35Hz的频谱范围内。肌音信号靠近肌腹最强,而越靠近肌腱则越弱[11]。同样皮下脂肪组织构成的皮肤皱褶的厚度也可能影响肌音信号的效果,其相当于在肌肉和皮肤间起到一个滤波器的作用。而肌肉的特定动作、肌肉长度的改变、肌肉僵硬程度、活动运动单元个数及触发率、肌肉温度、肌纤维周围组织的黏度都会影响肌音信号特性[8]。

2 肌音信号的研究进展

2.1 肌音信号的信号处理方法

由于肌音信号是一种非平稳、时变的振动信号,为了能够准确获得完整的信息,通过数理统计方法分别从时域、频域和时频域来分析。在时域,主要有信号的振幅参数,比如峰峰值(PTP)、均方根(RMS)、峰值力矩(PT)和平均值(AV)等,这些幅值参数体现了在肌肉收缩时,参与运动单元的改变情况[8]。在频域,主要有快速傅里叶变换(FFT)、离散傅里叶变换(DFT)、功率频率中值(MDF)和平均功率频率(MPF)等,其中后面的两个被经常使用[12],这些频率参数反映了在肌肉收缩过程中未融合运动单元触发率之和[8]。在时频域主要有短时傅里叶变换(STFT)、Wigner Ville分布(WVD)和连续小波变换(CWT)[13]。从时域和频域的参数中提取的特征可以用来判断肌肉运动时运动单元的运动控制意图[3]。如何选择合适的数据处理方法对判断效果和精度是非常重要的。

2.2 肌音信号传感器的特点和研究进展

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.10.025

1 华东理工大学,上海市梅陇路130号,200237

作者简介:吴清,男,博士,讲师;收稿日期:2014-12-10

肌音信号源自骨骼肌收缩导致肌纤维长度的缩短和肌纤维直径的增加，在这个过程中肌纤维的振动和尺寸的改变产生了压力波，这个波可以在肌肉表面检测到。

Travis[14]和Evetovich等[15]曾经对肌音信号的特性以及采集肌音信号的传感器进行了深入的研究，对接触式传感器、灵敏度较高的麦克风、压电式传感器、激光测距传感器等不同传感器进行测试，综合比较了不同传感器在采集肌音信号方面的特性，为肌音信号的研究打下了基础，具有很高的参考意义。其中加速度信号可以通过加速度计传感器获得，皮肤位移信号可以通过压电接触传感器、激光测距传感器和电容传声器获得[8]。激光测距传感器可以检测到肌肉整体尺寸变化。加速度传感器检测的是参与运动的单元肌纤维参与过程中尺寸改变总和的效果。压电接触传感器和电容传声器记录的是由于肌纤维机械振动产生的压力波和低频的振动声波。

不同传感器特性会有所不同[8]。Beck等对压电传感器和加速计传感器通过肱二头肌（BB）在等速和等长收缩情况下比较MMG振幅和平均功率频率（MPF）与力矩关系，归一化后的两类传感器振幅和峰值力矩百分比是线性关系，但加速计传感器的斜率小。Jaskolska等对麦克风传感器和加速计传感器在同轴等长肌肉收缩情况下进行了对比研究，加速计MPF更高，但均方根值（RMS）两者没有什么不同，进一步Posatskiy等研究了在身体或肢体运动产生干扰情况下，麦克风对应的频谱受到干扰更小，但两者信号只通过简单的带通滤波不能完全地消除这种影响。Watakabe等[16]的研究进一步表明采用压电加速度传感器采集肌音信号的效果最佳。

传感器的重量和测试的位置对肌音信号的完整性是极其重要的。Pascal等[17]研究发现在短促的肌肉压缩中，肌音信号绝对值和功率谱和加速计传感器的位置有关，而归一化后的则和位置无关。Watakabe[16]发现当重量加在加速计传感器上，信号会失真，建议在测量四头肌时一般不要超过5g，避免传感器自身机械特性带给肌音信号的干扰。

Gregori等开发了一个新的表面复合的探头，可以对肌音和肌电信号进行差分检测，探头有2个电极和2个完全一样的压电薄膜构成，通过和非差分的信号功率谱比较，信噪比提高了90%[10]。Silva[18]开发了一个嵌入到硅材料中的微机电的复合（包含麦克风和加速计）传感器，信噪比显著更高，力学响应在300—900Hz明显衰减。Đorđević等[19]开发了一个肌肉收缩传感器，其可以无创测量肌张力。Kaneko等[20]利用液体和皮肤之间的声阻抗匹配进行肌音信号测量。Kimoto等[21]开发了一个同时能测量肌电、肌音和耗氧量的分层复合传感器，这样在同一点就可以同时测试这3种信号。

通过上面的文献可以看到采集肌音信号的传感器应该至少具有以下特点：①采用压电加速度传感器采集肌音信号的效果最佳，目前也是采用最多的；②具备足够的灵敏度，能够准确检测出肌音信号；③其频率响应范围包括2—100Hz，但也不能太宽，否则难以排除外来噪声的干扰；④重量不要过大。

2.3 肌音信号特性研究

2.3.1 肌音信号力学特性：肌音信号的大小与肌肉张力的大小（力矩）存在一定的关系。在肌肉等长收缩肌力测试中，在最大自主收缩（MVC）的10%—40%情况下，肌音的幅值随着时间增大，在50%—80% MVC条件下，幅值随着时间不变或减小，在80%—100% MVC条件下，幅值随着时间减小[22]。肌音的幅值和%MVC是线性的关系[23]。肌音信号的均方根值和力的大小是线性的关系[24]。肌音信号MPF和%MVC是三次方的关系。在肌肉等速肌力测试过程中，肌音信号幅值和峰值力矩（PT）的%PT是线性关系。肌音信号MPF和%PT是三次方的关系[23]。

2.3.2 肌音信号与疲劳的关系：肌肉的疲劳被定义为肌肉无法继续维持或提供所期望的肌肉力量。它是肌肉在日常生活中常见的一种肌肉状况。当维持肌力或等张收缩的时候肌肉疲劳会使肌力逐渐减小。在运动医学、神经肌肉疾病和人体工程学领域评定肌肉疲劳是非常重要的。在等长收缩中，幅值的均方根值随着疲劳而减小，幅值方差随着疲劳减小，MPF随着疲劳减小，同时和%PT有二次方的关系[8,13]。

2.3.3 肌音信号和肌电信号的关系：肌电信号（EMG）是肌肉活动时神经肌肉系统产生的生物电信号，肌音信号作为肌电信号在肌肉机械运动上的副本信号，它们的特征反映了运动的控制策略，两者在时间上有一个延迟[25]。尽管一开始认为MMG和EMG提供的是相似的信息，但目前认为它们还能各自提供不同的信息[8]。

Tarata等[26]在研究中对肌电信号和肌音信号的特点做了较详细的比较，指出肌音信号相对更有优势，主要表现在以下方面：①肌音信号利用压电加速度传感器即可完成采集，比肌电信号所需要的电极简单，而且成本较低；②原始肌音信号比原始肌电信号强，便于采集；③肌音信号可以利用传感器直接安装于皮肤表面进行采集，肌电信号需要涂导电液等，肌音信号对采集状况的要求低，便于使用。

3 肌音信号在康复工程中的应用

3.1 肌音信号在肌肉功能康复中的应用

在临床医疗中，许多疾病都和肌肉功能有关。脑卒中已成为影响老年人群生存质量的首要病种，早期康复干预可以改善患者的神经功能和日常生活能力，降低残损[27]。将肌电信号作为一种生物反馈应用于脑卒中患者肢体功能康复训练中十分有效，Hu等[28]研究指出肌音在60% MVC和80% MVC的健康者的均方根值比对应患者的更高，MPF也明显

的比健康的低,因此可以完全作为肌电信号的补充。老年人肌肉质量、肌肉力量和持续力的减少称为肌肉萎缩,如何有效的测量是一个重要的研究领域,Tian等[29]的研究表明肌音信号也可以检查肌肉萎缩。帕金森病是由于黑质和脑内其他多巴胺能及非多巴胺能区域的多巴胺能神经元缺失,所致的一种慢性进行性的神经变性病,临床表现主要以运动障碍为主。目前检查技术不能反映帕金森病患者病情发展过程和动态活动中的神经肌肉功能状态,而肌电技术已应用于帕金森病的运动障碍机制、诊断、鉴别诊断、肌肉运动功能客观评估和药物及康复疗效评定等各个方面[30],Marusiak等[31]采用肌音信号研究了帕金森症的肱二头肌,发现幅值更高,中值功率频率(MDF)较低,也可以对肌肉运动功能客观评估。在颅下颌的疾病中,翼外肌被认为是和颞下颌关节的病理状态有关,但由于是深层肌肉,用肌电方法测试非常困难,却可以在外耳道通过肌音信号来测试其行为[32]。此外Torres等[33]研究在慢性阻塞性肺病中可采用肌音信号评估呼吸肌的功能。

3.2 肌音在假肢中的应用

佩戴假肢可以不同程度上使残疾人恢复正常状态,是截肢者康复的重要方式。假肢控制中,机械式和肌电信号控制假肢在市场上已经占据了较大的份额,而脑电信号控制假肢、肌音信号控制假肢等技术,仍处于研究和实验阶段[34]。

加拿大多伦多大学的Silva实验室,发表了基于肌音信号的假肢手研究成果[35]。对手腕抓紧和放松两类动作的识别率达到了93%和86%,而对假肢手的动作检测准确度达到了87%。Alves N等[36]发表论文,对9例正常试验者的8种手部动作的平均识别率达到了(90±4)%,对一个截肢者的5类动作平均识别率达到(98±3)%。Xie等[37]采用小波分解、奇异值分解等方法将4类动作模式识别的准确率提高到89.7%。华东理工大学虚拟样机与系统仿真实验室在最近几年利用多通道肌音信号辨识手部动作意图,基于主成分分析的结果显示能够对手部4种动作意图取得95%左右的准确率,采用K最邻近结点算法和模糊K最邻近结点算法进行模式分类,6种手指动作的平均识别准确率分别达到了(94.25±1.60)%和(95.48±2.47)%[38]。Alves等[39]基于视觉方法在手的抓取动作中对连续肌音信号分割,对2个动作识别精度有97.8%,7个动作有73%。Amaral等[40]同时采用肌音和肌电信号对手的动作采用线性神经网络进行识别,误差从单独肌音信号的28.4%和肌电信号11.1%降到同时采用的3.7%。Geng等[41]发现离线状态下肌电信号识别率大约99%,而实时的时候降到85.3%,其结合肌音信号采用层叠的识别方法可以有4%—13%的提高。

3.3 肌音在康复机器人中的应用

康复机器人属于医疗机器人范畴,训练型康复机器人主要作用是协助肢体功能障碍患者进行相应康复训练以改善其功能,如上肢康复机器人、步态康复机器人、平衡与协调训练机器人等[42]。康复机器人能大大减轻康复护理人员的工作强度,获得可用于评定康复效果的详细数据,提高患者康复训练效率。芝加哥大学研制了一种ARM Guide训练装置,该装置具有3个自由度,通过手动调节其中2个自由度使患者完成不同直线轨迹的训练。瑞士苏黎世大学研究的ARMin康复机器人具有低惯量、低摩擦、可反向驱动的特性。台湾国立成功大学设计了一种应用于平面上肘关节屈/伸运动的康复机器人,利用模糊控制器完成准确的位置与力控制。清华大学研制了二连杆机构的复合康复装置,该装置具有被动训练、辅助主动训练和约束阻抗训练模式。此外,外骨骼机器人是指有可穿戴的坚硬的外部结构的机器人,已逐步应用于康复医学领域,它是近年来发展起来的一种针对运动神经系统损伤的康复治疗技术。美国Delaware大学机械工程学院与医学院合作开发了重力平衡外骨骼机器人。但以上康复机器人对康复效果大量采用传统的评价方法,还比较粗糙[42]。日本筑波大学虚拟现实研究室研制出了Gait-Master系列步态康复机器人,患者在训练过程中,机器人可根据捕捉到的肌电信号获知患者当前状态,并自动调整训练模式[42]。康复机器人人机一体化交互接口是康复机器人技术的一个关键技术,通过肌电信号等对运动功能状况进行客观、量化的评价,同时做为控制源的生物信号是将来发展方向,目前已有大量肌电信号的研究[43]。而目前肌音在这个方面的应用还很少见到报道。

4 小结

综上所述,肌音信号虽然是肌电信号在肌肉机械特性上的副本,两者都包含有一些相似信息,在一些方面可以互相取代,但由于两者产生机制不同,还是包含有各自的特性。特别在肌肉特性的研究上,肌音信号更有自身的优势。虽然肌音信号近20年来被越来越关注,但相较肌电信号,无论在信号特性研究还是应用上都还有很大的差距。首先在肌音信号产生的机制上,不同的文章会有不同的结论,比如皮肤皱褶对肌音信号的影响,肌音信号的传播方向等,频率特性和运动单元触发率的关系[8,25],这些都需要以后进一步验证。同时目前还没有建立一个统一的肌音机制模型,以后可考虑用非线性动力学理论分析和建立模型[9]。在传感器上,目前采用较多的是已有的领域的类似传感器,研制更加轻便、信噪比高的专门适用肌音信号采集的传感器也是将来的一个研究方向。在肌肉的特性研究上,由于肌肉纤维类型不同,其表现的特性也不同,目前主要研究的是肱二头肌、肱桡肌、股内肌、腓肠肌、胫骨前肌等肌肉[8,25],是否其他的肌肉也同样适用还需要继续研究。在康复工程应用上,完善对肌肉

疾病的诊断和评价是以后发展的一个方向。假肢和康复机器人目前比较多的采用的是肌电信号，肌音信号在这方面的应用还比较少[8]，特别是国内。但肌音信号在康复机器人和假肢控制中相比肌电信号更有优势，其通过软硅胶接口可以更加舒适，不需要严格的传感器安放要求，较少皮肤表面电极改变的影响[39]。加强这方面研究，和脑电、肌电、超声和视频等多信号数据融合，建立适应肌音信号的处理、采用非线性识别方法是以后研究的方向[36]。此外虽然肌音信号在辨识人体手部动作意图方面也取得了一些成果，但假肢能实现的自由度较低、控制信息的重复再现性差、且普遍对外界干扰较敏感。可重点研究特征优化问题，以期有效降维并提高样本的可分离性，探索有效的分类器模型，对多种手部动作意图信息进行辨识，建立模式识别和学习模型，得到人可理解的手部动作信息，建立基于人体肌音信号的动作意图模式识别模型，构建多自由度嵌入式实时假肢手控制系统。

参考文献

[1] 张济川.康复工程和辅助技术的发展历程、内涵和理论基础[J].中国康复理论与实践,2011,17(6):581—582.

[2] 张济川.开展康复工程学研究,促进现代康复医学发展[J].中国康复医学杂志,2011,26(10):897.

[3] Beck T W, von Tscharner V, Housh T J, et al. Time/frequency events of surface mechanomyographic signals resolved by nonlinearly scaled wavelets[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2008, 3: 255—266.

[4] Wollaston WH. On the duration of muscle action [J]. Philosophical Transactions of the Royal Society of London, 1810.

[5] Gordon G, Holbourn AH. The sounds from single motor units in a contracting muscle[J]. J Physiol, 1948, 107(4): 456—464.

[6] Barry DT, Geiringer SR, Ball RD. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue[J]. Muscle Nerve, 1985, 8(3):189—194.

[7] Orizio C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies[J]. Crit Rev Biomed Eng, 1993, 21(3):201—243.

[8] Islam MA, Sundaraj K, Ahmad RB, et al. Mechanomyography Sensor Development,Related Signal Processing, and Applications:A Systematic Review[J]. IEEE Sensors Journal, 2013,13(7):2499—2516.

[9] Xie H B, Zheng Y P, Guo J Y.Detection of chaos in human fatigue mechanomyogarphy signals [C].31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2009:4379—4382.

[10] Beck TW, DeFreitas JM, Stock MS. An examination of cross-talk among surface mechanomyographic signals from the superficial quadriceps femoris muscles during isometric muscle actions[J]. Human Movement Science, 2010, 29(2): 165—171.

[11] Jaskólska A, Brzenczek W, Kisiel-Sajewicz K, et al. The effect of skinfold on frequency of human muscle mechanomyogram[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2004, 14(2):217—225.

[12] Madeleine P, Arendt-Nielsen L. Experimental muscle pain increases mechanomyographic signal activity during submaximal isometric contractions[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2005, 15(1):27—36.

[13] Sarillee M, Hariharan M, Anas MN, et al. Non-invasive Techniques to Assess Muscle Fatigue using Biosensors: A Review[C]. 2014 IEEE 5th Control and System Graduate Research Colloquium,2014,11—12.

[14] Beck TW, Housh TJ, Cramer JT, et al. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review[J]. Biomed Eng Online, 2005, (4):67.

[15] Evetovich TK, Housh TJ, Stout JR, et al. Mechanomyographic responses to concentric isokinetic muscle contractions[J]. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1997, 75(2): 166—169.

[16] Watakabe M, Mita K, Akataki K, et al. Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions[J]. Med Biol Eng Comput, 2003, 41 (2):198—202.

[17] Madeleine P, Tuker K, Arendt-Nielsen L, et al. Heterogeneous mechanomyographic absolute activation of paraspinal muscles assessed by a two-dimensional array during short and sustained contractions[J]. J Biomech, 2007, 40(12): 2663—2671.

[18] Silva J, Chau T, Naumann S, et al. Systematic characterisation of silicon-embedded accelerometers for mechanomyography[J]. Med Biol Eng Comput, 2003, 41(3):290—295.

[19] Đorđević S, Stančin S, Meglič A, et al. MC sensor--a novel method for measurement of muscle tension[J]. Sensors, 2011, 11(10):9411—9425.

[20] Tomonori K, Nguyen M D, Ryo A, et al.Measurement of mechanomyogram[C].2014 IEEE MEMS,2014:26—30.

[21] Akira K,Yuji Y. A proposal of layered sensor for analysis of muscular activity[C]. Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2012 IEEE International Symposium on, 2012:1—4.

[22] Orizio C, Perini R, Veicsteinas A. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man[J]. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1989, 58(5):528—533.

[23] Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, et al. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2004, 14 (5):555—564.

[24] Oster G, Jaffe JS. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle[J]. Biophys J, 1980, 30(1):119—127.

[25] Ibitoye MO, Hamzaid NA, Zuniga JM, et al. Mechanomyography and muscle function assessment: a review of current state and prospects[J]. Clinical Biomechanics, 2014, 29(6):691—704.

[26] Tarata MT. Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue[J]. Biomed Eng Online, 2003, (2):3.

[27] 李文,赵丽娜,李腾飞,等.表面肌电信号在脑卒中患者上肢运动功能康复中的应用[J].中国康复医学杂志,2013,28(2):163—

165.
[28] Hu XL, Tong KY, Li L. The mechanomyography of persons after stroke during isometric voluntary contractions[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2007, 17(4):473—483.
[29] Tian SL, Liu Y, Li L, et al. Mechanomyography is more sensitive than EMG in detecting age-related sarcopenia[J]. J Biomech, 2010, 43(3):551—556.
[30] 王荣丽,王宁华,谢斌.表面肌电图在帕金森病中的应用[J].中国康复理论与实践,2012,l8(2):144—148.
[31] Marusiak J, Jaskólska A, Kisiel-Sajewicz K, et al. EMG and MMG activities of agonist and antagonist muscles in Parkinson's disease patients during absolute submaximal load holding[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2009, 19(5):903—914.
[32] Shigehisa K,Naoki K,Naoto M, et al.Mechanomyographic activity in the human lateral pterygoid muscle during mandibular movement[J].Journal of Neuroscience Methods,2011:1—6.
[33] Torres A, Sarlabous L, José A,et al. Noninvasive Measurement of Inspiratory Muscle Performance by means of Diaphragm Muscle Mechanomyographic Signals in COPD patients during an Incremental Load Respiratory Test[C]. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2010:2394—2496.
[34] 王成人.假肢技术的研究热点及发展趋势[J].中国康复医学杂志,2005,20(7):483.
[35] Silva J, Heim W, Chau T. MMG-Based Classification of Muscle Activity for Prosthesis Control[C]. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004: 968—971.
[36] Alves N, Chau T. Uncovering patterns of forearm muscle activity using multi-channel mechanomyography[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2010, 20(5):777—786.
[37] Xie HB, Zheng YP, Guo JY. Classification of the mechanomyogram signal using a wavelet packet transform and singular value decomposition for multifunction prosthesis control[J]. Physiol Meas, 2009, 30(5):441—457.
[38] Song ZJ, Wu Q, Xia CM. Pattern Recognition of Fingermotions Based on Diffusion Maps and Fuzzy K-nearest Neighbor Classifier[C]. 11th International Conference on Signal Processing (ICSP'12), 2012:21—25.
[39] Alves N,Chau T.Vision-based Segmentation of Continuous Mechanomyographic Grasping Sequences for Training Multifunction Prostheses[C].Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference,2006:3624—3627.
[40] Amaral TG, Dias OP, Wolczowski A, et al. Neural Network Based Identification of Hand Movements Using Biomedical Signals[C]. INES 2012 IEEE 16th International Conference on Intelligent Engineering Systems,2012:125—129.
[41] Geng YJ, Zhang F, Yang L, Y,et al. Reduction of the Effect of Arm Position Variation on Real-time Performance of Motion Classification[C]. 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS,2012:2772—2775.
[42] 刘冰,王晓梅,王焕芸,等.步态康复机器人的研究进展[J].中国伤残医学,2014,22(5):280—282.
[43] 邹贵娣,欧阳冬方.上肢康复机器人应用于偏瘫患者上肢功能康复[J].按摩与康复医学,2014,5(6):227—229.

·综述·

肩胛骨弹响综合征的临床诊治进展

陈 康[1] 邓思敏[1] 何岚娟[1] 马燕红[1,2]

肩胛骨的良好位置和协调运动能使盂窝方向以及肩部肌肉处于最适功能状态,联合肱骨完成肩关节的各种功能[1]。肩胛骨弹响综合征作为肩胛胸壁关节(简称"肩胸关节")疾病之一,最初由Boinet提出,包括肩胸滑囊炎和肩胛骨活动中的捻发音、摩擦音、碰击音,按照严重程度可使患者产生轻微不适或严重疼痛,甚至功能障碍[1—3]。弹响肩胛骨在临床中并不罕见,却常被忽视[2,4],尤其在国内,相关研究鲜有报导。本文将以肩胛骨与肩胸关节解剖为基础,结合近年来肩胛骨弹响综合征的相关研究,对其临床诊治进行综述。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.10.026
1 上海交通大学附属第六人民医院康复医学科,上海,200233; 2 通讯作者
作者简介:陈康,男,硕士研究生; 收稿日期:2014-12-25