

·综述·

高频超声对骨骼肌特性的评估

张 燕¹ 王文丽¹ 敖丽娟^{1,2}

人体稳定的姿势源自各种力量的平衡。反之,运动则源自人体各种力量的不平衡,人体动态和静态之间复杂的平衡变化主要通过肌肉产生力来控制。肌肉按结构和功能的不同可分为平滑肌、心肌和骨骼肌三种,机体的运动主要由骨骼肌来控制,因此研究和评价骨骼肌肉的运动和特性,已成为当今的热点和难点之一。高频超声即使用工作频率为7—12MHz的线阵高频探头采集图像,以其能实时及精确的评估骨骼肌特性的优点,近年来越来越多的被研究者们所认识,进而运用于相关研究。

肌电图(electromyography, EMG)通过记录骨骼肌收缩和静止状态时产生的生物电信号,以此来评估肌肉的功能。根据操作方法分类,肌电图可以分为表面肌电图(无创)和针极肌电图(有创)。肌电信号可以用来诊断神经肌肉疾病。由于表面肌电图的实时性及无创性,更能为患者所接受,被广泛地应用于生物力学的研究中。现阶段CT、MRI认为是高水平的、能精确和再现性评估骨骼肌的手段,然而这些方法比较耗时和昂贵,同时CT使患者暴露于射线中,体内有金属的患者不能进行MRI检查,因此如果要常规的评估骨骼肌肉,找到一种替代这些检查的方法是必要的。

超声是一种便捷的研究肌肉的性能的技术,具有实时性、非侵入性,已经广泛的应用于肌肉研究。随着超声技术的进步,高频探头在20世纪80年代末开始应用,其详细的浅部组织解剖成像可以有效地评估肌肉骨骼系统,尤其是对人体软组织的检查方面。作为一种非侵入式的诊断手段,使用高频探头,能对肌肉骨骼组织的生理及病理性形态、结构变化作出准确评估并实时介入指导治疗。超声高频显像方面的发展,使肌肉骨骼显像达到了一个新的水平,这一手段在临床中得以解决越来越多的问题,超声也就自然而然再次成为康复医师聚力于肌肉骨骼疾病的新武器。

近年来骨骼肌肉超声在康复领域不断发展^[1],生物力学研究表明肌肉功能的变化与肌肉自身的形态结构相关,例如肌肉的横截面积、肌纤维长、肌肉厚度和羽状角等。肌肉收缩可以产生力,肌肉的横断面积越大,肌肉力量就越大,English CK等^[2](2012)用双盲的方法研究了急性卒中后患者上

肢和下肢多个点的肌肉厚度,证明了急性卒中后,肌肉厚度能成为肌肉功能评估的可靠指标。Zhou等^[3](2012)用手动及自动的方法测量了受试者等距跖屈时,腓肠肌的羽状角,论证了超声测量肌肉羽状角度可以更广泛地用于肌肉的功能性评估。目前,对骨骼肌的超声测量大都是通过对正常人或者运动员的实验来完成的,只在近几年才出现利用超声测量脑卒中患者的肌肉肌腱结构形态参数,Tok F等^[4](2011)应用超声观察脑卒中患者A型肉毒毒素注射后肌肉的形态变化。刘鹏等^[5](2012)应用骨骼肌肉超声开展对脑卒中后肢体肌肉形态结构的评估。超声波扫描术可以检查在静态或者动态情况下的人的肌肉,也有报道用超声波扫描术来估计人的手臂或者手的肌肉和神经的功能。本文从声肌图的相关研究、提取肌肉结构信息及图像处理、结合传统的运动学测量参数,评价运动肌肉的特性、超声测量肌肉结构的模式、人体运动分析五个方面概述了高频超声对骨骼肌特性评价的研究。

1 声肌图的相关研究

1.1 声肌图概念的提出及研究进展

声肌图通过观察肌肉结构的变化,了解肌肉的生物及生物电特性是非常有前途的研究方法。Zheng^[6](2006)首次提出了声肌图信号的概念(sonomyography, SMG),利用超声记录骨骼肌静止和收缩时的超声图像或信号并分析得到肌肉的结构指标随时间变化的信号,并以此来评估肌肉的功能状态。Shi^[7](2008)使用声肌图及肌电图研究了七个健康受试者的右侧肱二头肌的肌肉厚度和羽状角,证明声肌图结合肌电图提供一种更全面的评估肌肉功能的方法,Shi等^[8](2007)用声肌图信号去评估肌肉是否处于疲劳状态,并论证了肌肉厚度变化可作为评价肌肉疲劳的重要指标。此后Guo^[9](2010)同时从股直肌采集超声图像,肌电图及肌动图信号,结果表明声肌图信号,可以提供有关肌肉收缩的有用信息。从而得出了声肌图可能是一种研究不同条件下肌肉特性方法的结论。Chen等^[10](2012)证明声肌图提供肌肉连续收缩的形态学重要参数,当逐渐增加等长收缩时,较之肌电图和肌动图,

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.01.026

1 昆明医科大学第二附属医院,650031; 2 通讯作者

作者简介:张燕,女,硕士研究生在读; 收稿日期:2015-04-29

声肌图较少受速度影响。

1.2 声肌图对肌肉运动时空分布重建的初步尝试

近年来,研究者将肌肉运动时空分布重建的初步尝试,与结合运动估计的方法相结合,初步建立了肌肉运动时空分布和活动特性量化指标,肌肉运动时空分布能够很好地反映表层和深层肌肉收缩的特点,为传统运动学测量和肌电图对肌肉的观测提供了良好的补充。Li^[11](2014)估算腓肠肌(GM)的纵向运动。并且用量化肌电图和声肌图的方法开始研究偏瘫患者的胫骨前肌的特征。研究者让偏瘫患者进行跖屈运动的同时,测量患者胫骨前肌的肌电图和声肌图信号,从而估算偏瘫患者的肌力,在此过程中,发现声肌图较之于肌电图更可行、优越。这些提供洞察纵肌运动的规则,提出了一个新的框架,包括运动估计,可视化和定量分析来解释协同肌肉空间细节的同步活动,它们揭示了偏瘫患者的正常侧肢体和偏瘫侧肢体的运动模式。提出量化指标,提供了时间和空间上肌肉活动的细节信息,肌电图(EMG)及输出力矩信号(Torque)有着很好的相关性。

1.3 声肌图的应用研究

同时,他们也进行了声肌图应用的研究,Guo^[12](2008)提出了一维sonomyography(1-D SMG)的概念,即使用A模式的超声波信号检测收缩期间骨骼肌动态厚度的变化。1-D SMG,它具有对骨骼肌评估和假体控制的可能性。Xie^[13](2009)经过实验得出可以精确地使用LS-SVM或人工神经网络模型从桡侧伸腕肌厚度变化估计手腕角度。Guo^[14](2009)比较了使用1-D SMG信号和表面肌电信号运动控制的性能,发现SMG对运动控制具有更优越的性能。Guo^[15](2009)比较了SMG及表面肌电信号评价肌肉功能和假肢控制,结果表明声肌图替代肌电图控制假肢具有很大的潜力。Guo^[16](2009)经过试验,得出声肌图是控制假肢的一个可供选择方法的结论。Shi等^[17](2010)证明测量肌肉厚度变化的声肌图信号作为一个新的信号源,实时控制假手的可行性。

2 提取肌肉结构信息及图像处理

综合利用多种超声信号及图像处理技术,包括Zhou^[18](2008)提出用迭代霍夫变换(Rotated Hough Transform)计算超声图像中肌纤维的羽状角的方向并且取得很好的效果。而后Zhou^[19](2011)在此基础上用雷登变换(Radon Transform)实现了肌肉羽状角的自动跟踪和计算。Han^[20](2013)比较了Gabor Filtering和Multiscale Vessel Enhancement Filtering(MVEF)计算图像的优劣性,得出了MVEF的方法比Gabor Filtering需要更少的计算量的结果。Darby J^[21](2013)利用了贝叶斯跟踪框架,解决了体内肌肉纤维长度和形状改变时的超声视频跟踪问题。Zhou^[22](2015)等在Gabor小波的基础上进行设计出一套自动测量的方法,并基于超声图像以该方

法合成受试者体内腓肠肌的羽状角及肌束长度,该自动获得的结果较之手动测量有良好的一致性。这些方法基于互信息的图像配准技术(Image Registration based on Mutual Information)、压缩跟踪算法(Compressive Tracking)等,自动或半自动从二维肌肉超声图像中提取肌纤维长、羽状角和肌肉厚度这些有用信息,突破了现阶段大多数研究者通过手工标注来确定这些参数的局限性,为超声影像能有效应用于肌肉收缩过程中结构参数的变化研究奠定了基础。

3 结合传统的运动学测量参数,评价运动肌肉的特性

Chauhan B等^[23](2013)在足球运动员膝关节等长收缩时,同时测量股直肌和股外侧肌的超声和肌电信号,进而建立了肌肉不同强度等长收缩时从肌电信号预测肌肉厚度和羽状角的回归方程。Alessandro Picelli等^[24](2014)研究了成人卒中患者马蹄足做跖屈运动时,分析了腓肠肌的超声图像和表面肌电图间的关系,得出痉挛的腓肠肌肌肉回声增强与肌肉厚度,羽状角及复杂肌肉运动电位的振幅减少相关的结论,这些相关参数与肌肉对肉毒素治疗的反应相关。Simoneau EM等^[25](2012)研究了踝关节做背屈和跖屈运动时协同肌和拮抗肌的性能,即比较了运动时腓肠肌内侧头和胫骨前肌的肌电信号和超声信号。Kwah LK等^[26](2012)利用超声评价了脑卒中后挛缩踝关节被动运动时腓肠肌的特性。这些研究结合传统的运动学测量参数,使用高频超声评价了肌肉运动时的特性,为康复治疗的设计提供了重要的理论依据。

4 超声测量肌肉结构的几种模式

除了使用A型超声、B型超声,近年来研究者也尝试使用弹性超声及M型超声来评估骨骼肌的特性,Pulkovski N等^[27](2008)证明组织多普勒成像(TDI)可以成为一种检测肌肉活动的非侵入性的可靠方法。Lindberg F等^[28](2011)发现了组织速度成像(TVI)是一种超声多普勒技术可用于研究骨骼肌组织区域的形变,他们研究的目的是开发一种通过羽状角来定性TVI压力的生物力学模型。近年来Lindberg等^[29](2013)证实在规定肌力的情况下,利用M型超声测量上肢肱二头肌与之前肌电图测量结果一致,其可以作为一种补充性的方法研究肌肉的空间结构。

5 人体运动分析

近年来使用B型超声结合步态分析系统对骨骼肌活动方面的研究有了一些进展。Lichtwark^[30](2006)发现当在不同的斜度和速率条件下人体运动时,使用超声成像和CODA运动分析系统评估腓肠肌内侧头肌纤维功能几乎不发生变化。Lichtwarka^[31](2007)证明在走路和跑步时腓肠肌内侧头的工作方式相同,只是肌纤维和羽状角不同。Aggeloussis

等^[32](2010)通过 VICON 运动分析系统联合超声评估人体步行时腓肠肌内侧头的羽状角和肌束长度,发现其可以作为运动分析的重要指标。几年后 Zhou 等^[33](2012)使用声肌图及 VICON 运动分析系统对人体运动分析做了初步的尝试。

6 结论

虽然基于超声的技术在某些医学领域的应用,近几十年已经被证明是非常有效的,但是用于评价骨骼肌的性能仅仅是近年才被认识。随着自动及半自动测量肌肉的相关参数的出现,高频超声可以精确评价骨骼肌的功能,这大大增加超声研究的效率和客观性,同时也将使该技术应用于新的研究,无论是在临床还是健康的人群,此前研究者结合运动分析系统对运动的相关肌肉做了初步的评价,随着研究进展的深入,超声可以在人体运动时,检测相关肌肉的信息,提供协同肌和拮抗肌的有价值信息,促进我们对人体运动的理解,为深入探索康复治疗的机制及康复设备的研发、改进奠定坚实的基础。

参考文献

- [1] Hodges PW, Pengel LH, Herbert RD, et al. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging[J]. Muscle Nerve, 2003,27(6): 682—692.
- [2] English CK, Thoires KA, Fisher L, et al. Ultrasound is a reliable measure of muscle thickness in acute stroke patients, for some, but not all anatomical sites: a study of the intrarater reliability of muscle thickness measures in acute stroke patients[J]. Ultrasound Med Biol, 2012,38(3): 368—376.
- [3] Zhou Y, Li JZ, Zhou G, et al. Dynamic measurement of pennation angle of gastrocnemius muscles during contractions based on ultrasound imaging[J]. Biomed Eng Online, 2012,11: 63.
- [4] Tok F, Ozcakar L, Safaz I, et al. Effects of botulinum toxin-A on the muscle architecture of stroke patients: the first ultrasonographic study[J]. J Rehabil Med, 2011, 43(11): 1016—1019.
- [5] 刘鹏, 王艳君, 毛玉琰, 等. 脑卒中后胫骨前肌形态结构与肌力变化的超声评估[J]. 中国康复医学杂志, 2012, 27(8): 703—707.
- [6] Zheng YP, Chan MM, Shi J, et al. Sonomyography: monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis[J]. Med Eng Phys, 2006, 28(5): 405—415.
- [7] Shi J, Zheng YP, Huang QH, et al. Continuous monitoring of sonomyography, electromyography and torque generated by normal upper arm muscles during isometric contraction: sonomyography assessment for arm muscles[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2008,55(3): 1191—1198.
- [8] Shi J, Zheng YP, Chen X, et al. Assessment of muscle fatigue using sonomyography: muscle thickness change detected from ultrasound images[J]. Med Eng Phys, 2007,29(4): 472—479.
- [9] Guo JY, Zheng YP, Xie HB, et al. Continuous monitoring of electromyography (EMG), mechanomyography (MMG), sonomyography (SMG) and torque output during ramp and step isometric contractions[J]. Med Eng Phys, 2010,32(9): 1032—1042.
- [10] Chen X, Zheng YP, Guo JY, et al. Sonomyographic responses during voluntary isometric ramp contraction of the human rectus femoris muscle[J]. Eur J Appl Physiol, 2012, 112(7): 2603—2014.
- [11] Li H, Zhao G, Zhou Y, et al. Relationship of EMG/SMG features and muscle strength level: an exploratory study on tibialis anterior muscles during plantar-flexion among hemiplegia patients[J]. Biomed Eng Online, 2014, 13: 5.
- [12] Guo JY, Zheng YP, Huang QH, et al. Dynamic monitoring of forearm muscles using one-dimensional sonomyography system[J]. J Rehabil Res Dev, 2008,45(1): 187—195.
- [13] Xie HB, Zheng YP, Guo JY, et al. Estimation of wrist angle from sonomyography using support vector machine and artificial neural network models[J]. Med Eng Phys, 2009,31(3): 384—391.
- [14] Guo JY, Zheng YP, Huang QH, et al. Performances of one-dimensional sonomyography and surface electromyography in tracking guided patterns of wrist extension[J]. Ultrasound Med Biol, 2009,35(6): 894—902.
- [15] Guo JY, Zheng YP, Kenney LP, et al. Evaluation of sonomyography (SMG) for control compared with electromyography (EMG) in a discrete target tracking task[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009, 1549—1552.
- [16] Guo JY, Chen X, Zheng YP. Use of muscle thickness change to control powered prosthesis: a pilot study[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009: 193—196.
- [17] Shi J, Chang Q, Zheng YP. Feasibility of controlling prosthetic hand using sonomyography signal in real time: preliminary study[J]. J Rehabil Res Dev, 2010,47(2): 87—98.
- [18] Zhou Y, Zheng YP. Estimation of muscle fiber orientation in ultrasound images using revolving hough transform (RVHT)[J]. Ultrasound Med Biol, 2008,34(9): 1474—1481.
- [19] Zhou Y, Zheng YP. Longitudinal enhancement of the hyper-echoic regions in ultrasonography of muscles using a Gabor filter bank approach: a preparation for semi-automatic muscle fiber orientation estimation[J]. Ultrasound Med Biol, 2011,37(4): 665—673.
- [20] Han P, Chen Y, Ao L, et al. Automatic thickness estimation for skeletal muscle in ultrasonography: evaluation of two enhancement methods[J]. Biomed Eng Online, 2013,12: 6.
- [21] Darby J, Li B, Costen N, et al. Estimating skeletal muscle fascicle curvature from B-mode ultrasound image sequences

- [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2013,60(7): 1935—1945.
- [22] Zhou GQ, Chan P, Zheng YP. Automatic measurement of pennation angle and fascicle length of gastrocnemius muscles using real-time ultrasound imaging[J]. Ultrasonics, 2015, 57: 72—83.
- [23] Chauhan B, Hamzeh MA, Cuesta-Vargas AI. Prediction of muscular architecture of the rectus femoris and vastus lateralis from EMG during isometric contractions in soccer players[J]. Springerplus, 2013,2: 548.
- [24] Picelli A, Tamburin S, Cavazza S, et al. Relationship between ultrasonographic, electromyographic, and clinical parameters in adult stroke patients with spastic equinus: an observational study[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2014, 95(8): 1564—1570.
- [25] Simoneau EM, Longo S, Seynnes OR, et al. Human muscle fascicle behavior in agonist and antagonist isometric contractions[J]. Muscle Nerve, 2012,45(1): 92—99.
- [26] Kwah LK, Herbert RD, Harvey LA, et al. Passive mechanical properties of gastrocnemius muscles of people with ankle contracture after stroke[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2012, 93(7): 1185—1190.
- [27] Pulkovski N, Schenk P, Maffiuletti NA, et al. Tissue Doppler imaging for detecting onset of muscle activity[J]. Muscle Nerve, 2008,37(5): 638—649.
- [28] Lindberg F, Ohberg F, Granasen G, et al. Pennation angle dependency in skeletal muscle tissue doppler strain in dynamic contractions[J]. Ultrasound Med Biol, 2011,37(7): 1151—1160.
- [29] Lindberg F, Ohberg F, Brodin LA, et al. Assessment of intramuscular activation patterns using ultrasound M-mode strain[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2013,23(4): 879—885.
- [30] Lichtwark GA, Wilson AM. Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion[J]. J Exp Biol, 2006, 209(Pt 21): 4379—4388.
- [31] Lichtwark GA, Bougoulas K, Wilson AM. Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running[J]. J Biomech, 2007,40(1): 157—164.
- [32] Aggeloussis N, Giannakou E, Albracht K, et al. Reproducibility of fascicle length and pennation angle of gastrocnemius medialis in human gait in vivo[J]. Gait Posture, 2010, 31(1): 73—77.
- [33] Zhou G, Zheng YP. Human motion analysis with ultrasound and sonomyography[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012,2012:6479—6482.

· 综述 ·

重复经颅磁刺激在卒中后失语症中的应用进展

王甜甜¹ 樊红² 敖丽娟^{1,3} 何欢¹

失语症(aphasia)是脑部器质性病变导致大脑语言区及其相关区域受损,而造成的一种语言障碍综合征^[1],是中风患者严重的并发症,主要表现为听、说、读、写不同程度的受损。脑卒中是其常见的发病原因。据国内相关文献报道,56%—68%的急慢性脑血管病患者会伴有失语症^[2];国外报道,脑卒中患者中21%—38%伴有语言功能障碍^[3]。

失语症的发病率很高,而且类型多样。不仅给患者及家属带来一定的经济负担,而且由于存在交流障碍,与治疗师的沟通存在一定的困难,不利于失语症、瘫痪及其他功能障

碍的恢复;同时,失语症可能加重患者的情绪障碍,影响其康复积极性和配合度,最终进一步降低失语症患者的生存质量,故积极进行失语症康复治疗是必要的。传统的失语症康复方法包括:Schuell刺激疗法、旋律语调疗法、计算机辅助治疗、语音语义治疗、强制性言语诱导治疗及药物、针刺疗法等。治疗失语症的方法虽然很多,但这些方法起效缓慢,效率低下,往往难以达到满意的治疗效果。研究者们越来越多地关注于失语症的研究,并积极探索改善卒中后失语症患者语言功能的有效的康复治疗手段。近年来研究证实,非侵入

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.01.037

1 昆明医科大学,昆明,650000; 2 昆明医科大学第二附属医院康复医学部; 3 通讯作者

作者简介:王甜甜,女,硕士研究生; 收稿日期:2015-03-29