

·综述·

膝关节骨性关节炎步态分析的研究进展

程 晏¹ 王予彬^{1,2}

膝关节骨性关节炎(knee osteoarthritis, KOA)是中老年人最常见的骨关节病,随年龄增大,患病率迅速上升,大于65岁人群中50%以上有骨性关节炎的X线片表现。OA是中老年人关节疼痛和致残的主要原因。据世界卫生组织(WHO)统计,OA在女性患病率中占第四位,在男性患病率中占第八位,我国60岁以上人群KOA发病率高达49%^[1]。一项涉及中国6大城市(西安、石家庄、上海、广州、哈尔滨、成都)的流行病学调查显示,6城市40岁以上人群膝关节骨性关节炎总患病率已高达15.6%^[2]。该疾病所导致的疼痛、关节功能障碍严重降低了中老年人的活动能力,大大增加了患者的医疗费用和社会负担,因而备受重视。KOA除了会导致疼痛及关节功能障碍之外,还会引起步态异常。现代步态分析技术为KOA患者的步态分析提供了多种有效、可行的手段。这些技术参数主要包括骨关节和肌肉的力学指标采集(包括运动学和动力学)以及步行过程中各肌肉肌电活动的监测和氧价分析等。本文就膝关节骨性关节炎患者步态分析技术的研究进展作一综述。

1 运动学研究方法

1.1 研究设备现状

①足印法:是步态分析最早期和简易的方法之一。在足底涂上墨汁,步行通道上铺白纸。通过留下的足迹可以测得步长、步宽等数据。该方法比较落后,现代步态分析已经基本不采用。②平面定点摄像技术:运动学分析首先要对运动对象进行拍摄。目前采用录像机或高速录像机,拍摄结果可直接进入电脑,利用图像软件按帧解析图像,再将这些图像输入运动解析软件中,按场解析,采集每幅图像特征点的二维坐标。采集完成后,对原始数据进行平滑。根据任一肢体环节两端点上的解剖标志点的坐标数据,可以很容易地算出该环节的空间绝对角度,根据两个相邻环节的角度,可容易地算出关节角度,从而求得速度和加速度。另外,对人体各环节进行隔离受力分析,根据牛顿定律及单个物体的动量矩定理列出运动方程,采取从肢体远侧关节开始逐步计算至近侧关节的运算步骤,求得所有关节的反作用力及合肌力矩。③三维分析系统:以多个红外线高速摄影机为主的立体三维运动分析系统。通过光电位置敏感器件构成特殊的红外光

点摄像机,它具有位置光电转换功能,能直接记录并解算出标志点的三维空间坐标信息。一台摄像机只能确定运动物体二维坐标信息,通过多台摄影机的立体摄影技术,可获得运动物体的空间三维坐标。获得三维坐标后,继而可求得角度和速度,利用逆向动力学方法便可计算出动力学指标。

1.2 KOA患者步态运动学改变

步态分析中基本的运动学参数包括:步幅、步速、步频、步宽、步长、足偏角、步行周期、髌膝踝三个关节在水平面和矢状面上角度的周期性变化规律等。其中,步幅、步速、步频、步宽、步长、足偏角等属于时空参数;髌、膝、踝三个关节在水平面和矢状面上角度的周期性变化属于关节角度参数。

1.2.1 时空参数的改变:在步态分析应用中常见的时空参数有步频、步幅、步长、步速、步态周期、支撑期百分比等。步长是一侧肢体足跟(足尖)到另一侧足跟(足尖)的距离;步幅是一侧足跟着地到再次着地时的距离,是连续两个步长的总合;步态周期是完成一个步幅所用的时间。在自主步速行走时,步频、步幅、步长、步态周期等时空参数与身高、性别、年龄有关。支撑期百分比通常和年龄有关。

从临床接触到的KOA患者来看,其外观步态已经有所改变:步速、步长、步频均会降低,步行中受累侧膝关节活动度减小,减小的幅度与KOA严重程度有一定关系。Chen CP等^[3-4]在一项涉及55例女性的步态分析实验中,发现KOA患者的步态参数相比正常人有特征性的改变,包括步速减慢、步频降低、步幅变短、跨步时间延长。Lewek MD等人在一项涉及30例(12例女性,18例男性)的步态分析研究中获得了类似的结果。KOA患者步态周期中支撑相时间与摆动相时间的比例发生改变;Astaphen JL等^[5]在一项大型的步态研究(50例KOA患者,63例对照组)中发现:KOA患者支撑相占步态周期的比例较对照组显著增加;我国的赵恒等^[6-7]学者的两项研究中也具有相类似的结果;更有学者细化地分析了步态周期中足跟着地相、最初接触相、整足接触相和前足离地相的时间比例。Hai-yan Fu等^[8]对比了40例老年骨性关节炎患者与10例青年对照组的步态运动学特点,发现KOA患者足跟触地阶段时间百分比、前足离地阶段时间百分比均降低,前足触地阶段、全足支撑阶段时间百分比增高。

1.2.2 关节角度参数的改变:人体主要靠髌、膝、踝关节角

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.07.023

1 上海市同济大学附属东方医院,201204; 2 通讯作者

作者简介:程晏,男,硕士生; 收稿日期:2012-09-18

度的规律性变化,使左右腿持续交替摆动而实现行走的。在影响下肢关节活动的内部因素中,关节角度会受年龄的影响,不同年龄的人群下肢关节角度具有相应的年龄特征。一般认为老年人和儿童屈髋角度较青壮年大,而膝关节角度较小。

KOA患者患膝的活动角度会减小;Mundermann A等^[9]通过步态分析研究42例双膝内侧间室骨关节炎患者和42例健康对照后发现,包括足跟着地期伸膝角度、支撑期最大屈膝角度和支撑期最大伸膝角度均有减小;Farrokhi S^[10]对12例正常人和14例KOA患者进行步态分析,结果发现足跟着地期KOA患者的膝关节屈曲程度要远小于正常人,内侧室KOA患者较正常人表现出了膝关节内收增加,而内外侧室KOA患者则较正常人出现了膝关节的外展增加。然而这种关节角度的改变不仅存在于膝关节,同时也涉及髋关节和踝关节,Farrokhi S的研究中同时发现了KOA患者踝关节支撑期最大跖屈角度、最大背屈角度和最大伸髋角度显著小于正常对照组。

KOA患者步态中的运动学参数改变可能是由骨关节炎骨赘形成结构性破坏、本体感觉异常、疼痛等因素所引起的^[11-12]。步态异常不仅是KOA的表现之一,更是KOA功能障碍的重要体现。

2 动力学研究方法

2.1 研究设备现状

步态动力学研究起始于上世纪初,1938年第一块测力板被用来探讨动物步态,之后足底压力测试系统发展迅速,各国都有特色鲜明的产品。现今世界使用较为广泛产品有:瑞士奇石乐(KISTLER)测力板;美国Tekscan测力板及F-Scan鞋垫足压测试系统;美国AMTI生物力学测力板;德国Novel的Pedar鞋垫式足底压力测试系统;德国ADAM测力板;德国Zebris测力板、鞋垫足压测试系统等。目前,这些系统根据其测量的基本原理,大致分为以下几类:力板测试技术、复合力板测试技术和压力鞋(垫)测试技术、足印技术、直接形象化技术。

现今步态分析中常用的测试平台有:①测力平台:步行时人体地面反作用力可以通过测力平台测试,获取力的大小、方向。测力平台一般设置在步行通道的中间,前后放置,保证连续记录一个步行周期的压力。测力平台测定身体运动时的垂直力和剪力。垂直力是重力施加给测力平台的垂直力,而剪力则是肢体行进时产生的水平面方向的力与运动学参数,通过这些值可以测算肌肉、肌腱、韧带和关节所产生的力矩。②足底压力分布测力板:将压力分布测力板(鞋垫)直接插入到受试者鞋内,测定站立或步行时足底应力分布及步行时足底应力动态变化情况,根据测试结果可以对受试者

步态动力学进行分析,还可以帮助设计合适的矫形鞋。

2.2 KOA患者步态动力学改变

动力学(kinetics)分析是对步行时人体产生的对地面的作用力、地面反作用力的强度、方向及时间等因素的研究。步态动力学研究对象包括:①地面反作用力(ground reaction force, GRF):正常步行时GRF呈双峰型。②剪力(shear force):前、后剪力表现为反向尖峰图形。③力矩(torque):是力与关节活动范围的乘积,是动力学与运动学的结合点,受肌肉力量、关节稳定性和运动方向的影响^[13]。

2.2.1 下肢关节力矩的变化:临床工作中我们发现大多数KOA患者的症状都表现为膝关节内侧疼痛,查体膝关节内侧的骨赘较为明显,关节活动时的摩擦音及摩擦感大多都出现在内侧。通过X摄片或MRI检查,内侧间室时常为受累侧,表现为内侧间隙狭窄,内侧半月板变性、破碎甚至吸收,内侧关节软骨受累。这些病理变化与KOA患者膝关节的应力和力矩改变是否有关呢?有力矩研究显示KOA患者的最大内翻力矩大于正常对照组,这可能是KOA患者内侧间室受累较严重的原因之一。李伟等^[14]将研究对象分为轻病组(LKOA)、重病组(MKOA)和对照组(CON),研究下肢各关节动力学相关参数:结果发现支撑早期,LKOA组膝关节最大外展力矩大于MKOA组和CON组($P<0.001$);MKOA组支撑期中期膝关节内收力矩第1峰值显著大于LKOA组($P<0.05$)和CON组($P<0.001$);LKOA组支撑末期膝关节内收力矩第2峰值明显低于CON组($P<0.05$);MKOA组髋关节内收力矩第1峰值显著低于CON组($P<0.05$),他认为膝关节内侧间室负荷大小与KOA严重程度呈正相关。Mundermann A等^[9]通过实验也发现程度较重的KOA患者内收力矩第1峰值相比对照组和轻病组更高,KOA患者患肢所有的下肢关节的轴向载荷都有所增加。Butler RJ等^[15]研究单纯内侧间室及单纯外侧间室KOA患者,发现外侧间室KOA患者膝关节内收更少,膝关节内收力矩峰值更小,并且足跟外翻力矩峰值也更小。Baliunas AJ等^[16]在一项涉及62例(31例KOA患者31例正常对照)的研究中发现:KOA患者膝关节内收力矩的增加,提高了患者膝关节的载荷。Bennell KL等^[17]通过12个月的随访研究发现,膝关节内收力矩较大的KOA患者,内侧胫骨软骨的骨量丢失更多,而主因就是内侧关节间隙更多的载荷,更多的磨损,导致软骨修复速度难以弥补软骨磨损的速度。更有学者直接测量关节内载荷,Kumar D等^[18]使用动态模型来计算关节内载荷,结果发现KOA患者与对照组相比内侧间室载荷增大,外侧间室载荷减小;KOA患者有90%—95%载荷分布于内侧间室;站立中期时KOA患者所有关节内载荷都集中于内侧间室。

2.2.2 GRF的变化:现今研究GRF的常用设备为固定式的测力平台和足底压力分布测力板(鞋垫)系统,因为测力平台需

步行时正好将步伐迈入相邻两块测力台上,故对自然行走存在一定影响,所以足底压力分布的测压鞋垫技术是现代步态动力学测试的主要发展趋势。

GRF的大小一般与体重有关外还与步行速度成正相关,一般认为可以通过减慢步行速度,降低GRF,从而以减轻关节承重,步态分析中GRF的研究能反应KOA患者的功能情况。Chen CP^[3]等将55例女性分为正常组、老年组和KOA组进行步态分析,结果发现:KOA患者步态周期中GRF第一峰值所占时间明显高于老年组和正常组,而GRF第二峰值却明显小于老年组和正常组;KOA患者和老年组在站立中期足中部载荷较正常组明显增加;KOA患者足跟内、外侧的压力峰值有所降低。Hai-yan Fu^[8]对40例KOA患者和10例正常人进行对照的步态分析后发现:单侧KOA患者足底各区域受力时间百分比都比正常青年组增加,KOA患者足跟中部、足跟侧部区(足跟内外侧)与正常青年组相比差异较显著($P<0.05$),作者认为可能是由于疼痛所致或由于肌力下降而使足跟触地时间延长,以提高步行的稳定性;双侧KOA患者右侧足跟侧部区域压力峰值均较正常组明显降低($P<0.05$),而左侧则差异不明显,单侧膝骨性关节炎患者足跟侧部区压力峰值较正常青年组降低,但显著性不足。Liikavainio T等^[19]研究了54例KOA患者和53例正常对照的步态,结果发现:KOA患者GRF第一峰值高于正常对照组,而GRF第二峰值却低于正常对照组;GRF的最大负荷率正常组要比KOA组高18.4%,Tuomas认为最大负荷率的减小与KOA的严重程度存在关联。

3 表面肌电

3.1 表面肌电的临床研究现状

表面肌电图是神经肌肉系统活动时的生物电信号被检测经皮肤表面电极引导、放大、显示和记录所获得的一维电压时间序列信号^[20]。表面肌电是近期热门的步态分析方法之一,和运动学分析、运动力学分析等一起构成更为完整的步态分析系统。其特点为无创性、整体性、多导联同时测量,因此近年来它不断被用于基础科学的研究,而且开始应用于临床^[21-22]。但因为其设备限制及对人员操作的要求较高,所以应用尚有局限性。

人的步行是在神经系统的调节下,以关节为支点,下肢肌群舒缩,牵拉骨,使骨位置或角度改变而产生的一系列协调动作。下肢肌是步行的能动部分,骨和关节是步行的被动部分。下肢肌群的活动在很大程度上决定了人的步行能力,下肢肌群的肌电图特征可以一定程度上反应人的步态特征。黄萍等^[23]在对正常青年人正常步态的下肢肌电图研究中发现:正常青年人自然步态中,其股直肌、胫前肌、股二头肌、腓肠肌的肌电活动随步态周期呈活动与静止的周期性、

协调性变化,左右双侧同名肌肉交替活动。在步态周期中,股直肌、股二头肌、胫前肌在站立相前期(即着地反应期)和摆动相肌电活跃,腓肠肌内侧在站立相中绝大部分时期肌电活跃。王静等^[24]对7例正常人的步态周期中腓肠肌与胫骨前肌的肌电信号进行了研究,证实了正常步态周期中腓肠肌与胫前肌呈规律性地变化特征。并且发现人自由行走时下肢肌肉优势侧与非优势侧差异有显著性意义,且不同肌肉其差异趋势不同。Sacco IC等^[25]研究了糖尿病患者和正常人步态的动力学与肌电特征,结果发现糖尿病患者的腓肠肌外侧的肌电活动存在延迟,而股外侧肌则不存在这种延迟现象,他们穿鞋行走状态比赤足行走状态表现出更高的水平阻力峰值,与对照组相比,糖尿病患者赤足行走时股外侧肌的肌电活动出现延迟。Leurs F等^[26]对比研究了10例正常人穿戴支架行走的步态和正常行走的步态,包括运动学参数、代谢以及表面肌电研究:研究中发现下肢肌电呈非线性变化,高跷步态行走时,下肢远端肌电活动减弱,特别是胫骨前肌肌电活动下降,而腓肠肌内侧及股骨近端肌肉(包括股直肌、股外侧肌、股二头肌、半腱肌等)肌电活动增强。

3.2 KOA患者表面肌电的变化

有关KOA患者步态分析中下肢表面肌电的研究大多见诸国外,国内的相关研究及报道不多。

Callaghan MJ等^[27]研究发现:严重KOA患者的股直肌在站立相早期和摆动相早期活动较弱,而在站立相中晚期活动明显增强;严重KOA患者在站立相内外侧腓绳肌均明显活跃;严重KOA患者内侧腓肠肌的活动在支撑相早期和摆动相早期很活跃,而在支撑相晚期较轻中度KOA患者弱;对于无症状或轻度KOA患者来说,内侧腓肠肌是支撑相末期向前驱动力的主要来源;严重KOA患者膝关节内测间隙的狭窄,间接引起内侧韧带的松弛,进而膝关节发生不稳,内侧腓肠肌的持续活动可能是为了增加膝关节的稳定、减少疼痛而发生的代偿性变化。

Hubley-Kozey CL等^[28]对51例严重KOA患者下肢表面肌电的研究指出,小腿的腓肠肌内外侧头存在协同激活的特点,并且表面肌电波形及振幅极为一致;大腿前方的股四头肌在大多数站立相中都持续激活,其峰值振幅在整个步态循环中持续大概15%的时间,可见股四头肌在人行走的站立相中起重要作用;股中间肌与股直肌也存在协同激活现象,波形上相一致,但股直肌的肌电振幅在早中期站立相上低于股中间肌,所以在站立早中期起主要作用的肌肉为股中间肌;大腿后方的内外侧腓绳肌之间没有协同收缩现象,无论波形还是振幅都不相同。该研究的学者认为:在站立相和摆动相,肌肉协同激活以减少膝内侧负荷、减少推进期膝关节峰值负荷、增强站立相膝关节稳定。

Hubley-Kozey CL^[29]的另一项研究中,比较了无症状、中

度KOA和重度KOA患者的下肢肌电表现的区别。结果发现,在下肢可以观察到腓肠肌内侧头在站立相晚期出现波形进行性减小,这种现象在三个组都能观察到;对比中度KOA组和无症状组,重度KOA组在整个站立相都出现了腓绳肌和股中间肌肌电振幅的加强;而中度KOA组对比无症状组,存在股外侧肌与腓绳肌的活动增强。学者通过该项研究认为:重度KOA、中度KOA患者及无症状组的下肢肌电表现存在显著差异,KOA患者肌肉协同收缩增强以达到减小内侧室压力,增加关节稳定的作用,KOA患者下肢肌肉协同收缩作用的增强可能与KOA的严重程度存在一定程度的联系。

从上述对于KOA患者下肢肌电特征的研究中不难发现,KOA患者表面肌电活动存在增强,这种增强与KOA的严重程度存在一定相关性。所以在步态分析过程中进行表面肌电的测试有一定意义,而且国内相关研究缺乏,有待国内的学者进行进一步探索。

4 小结

膝关节骨性关节炎患者的早期诊断、功能评估和治疗效果的评价还亟需完善,现代步态分析技术可以完整测量膝关节的运动学、动力学参数以及下肢表面肌电信号的改变,进行肌力、步行能力、平衡能力等功能的评估,步态分析在膝关节骨性关节炎的完整治疗过程中的应用是全方位的,在疾病诊断、行走功能评估、支具评测、止痛药物和手术效果的评价及假肢设计等方面的应用越来越广泛。国内的膝关节骨性关节炎的诊疗研究中,步态分析技术的应用还不广泛。由于人种的差异,国内膝关节骨性关节炎患者的步态是否与国外资料相同尚未肯定,盲目参照是不合理的,应该建立国内膝关节的步态参数的标准。

参考文献

- [1] 张乃峥,施全胜,张雪哲,等. 膝骨关节炎的流行病学调查[J]. 中华内科杂志,1995,(2):84—87.
- [2] 李宁华,张耀南,张毅,等. 国内六大行政区域六城市中老年人膝骨关节炎患病危险因素比较[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2007,(39):7758—7760.
- [3] Chen CP, Chen MJ, Pei YC, et al. Sagittal Plane Loading Response During Gait in Different Age Groups and in People with Knee Osteoarthritis[J]. Am J Phys Med Rehabil, 2003,(4):307—312.
- [4] Lewek MD, Scholz J, Rudolph KS, et al. Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis[J]. Gait Posture, 2006,(4):505—511.
- [5] Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique[J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2005,(2):209—217.
- [6] 赵恒,徐飞,寿在勇,等. 膝关节骨性关节炎患者步态和下肢主要关节的运动学分析[J]. 北京体育大学学报,2011,(4):71—74.
- [7] 李伟,汪宗保,李国平,等. 膝关节骨性关节炎患者步态运动学参数的研究[J]. 中国康复医学杂志,2008,(1):11—13.
- [8] Hai-yan, Fu, Hai-yun Yang. Gait comparison between normal young people and knee osteoarthritis patients[J]. Journal of Clinical Rehabilitation Tissue Engineering Research, 2011,(22):4115—4118.
- [9] Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking[J]. Arthritis Rheum, 2005,(9):2835—2844.
- [10] Farrokhi S, Tashman S, Gil AB, et al. Are the kinematics of the knee joint altered during the loading response phase of gait in individuals with concurrent knee osteoarthritis and complaints of joint instability? A dynamic stereo X-ray study[J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2012,(4):384—389.
- [11] 吴毅,俞晓杰,胡永善,等. 膝关节骨性关节炎患者的本体感觉及其与疼痛和功能障碍间的相关性研究[J]. 中华物理医学与康复杂志,2007,(5):334—338.
- [12] Sharma L, Pai YC, Holtkamp K, et al. Is knee joint proprioception worse in the arthritic knee versus the unaffected knee in unilateral knee osteoarthritis[J]. Arthritis Rheumatism, 1997,(8):1518—1525.
- [13] 励建安,孟殿怀. 步态分析的临床应用[J]. 中华物理医学与康复杂志,2006,(7):500—503.
- [14] 李伟,周敬滨,陶增羽,等. 膝关节骨性关节炎患者步态动力学相关参数分析[J]. 中国运动医学杂志,2010,(3):268—271.
- [15] Butler RJ, Barrios JA, Royer T, et al. Frontal-plane gait mechanics in people with medial knee osteoarthritis are different from those in people with lateral knee osteoarthritis[J]. Phys Ther, 2011,(8):1235—1243.
- [16] Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, et al. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis[J]. Osteoarthritis Cartilage, 2002,(7):573—579.
- [17] Bennell KL, Bowles KA, Wang Y, et al. Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis[J]. Ann Rheum Dis, 2011,70(10):1770—1774.
- [18] Kumar D, Rudolph KS, Manal KT. EMG-driven modeling approach to muscle force and joint load estimations: case study in knee osteoarthritis[J]. J Orthop Res, 2012, 30(03):337—383.
- [19] Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, et al. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis[J]. The Knee, 2010,17(1):69—76.
- [20] 许晶莉,范艳萍,李林. 表面肌电仪对痉挛偏瘫型脑瘫患儿肌张力的分析[J]. 中国康复理论与实践,2008,(4):364—365.
- [21] Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis[J]. Gait Posture, 2008,28(2):207—216.
- [22] Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art[J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2009,24(3):236—245.
- [23] 黄萍,齐进,邓廉夫,等. 正常青年人自然步态下肢肌的表面肌电图分析[J]. 中国组织工程研究,2012,(20):3680—3684.
- [24] 王静,吴效明. 基于表面肌电的步态分析[J]. 中国组织工程研究,2012,(26):4834—4840.
- [25] Sacco IC, Akashi PM, Hennig EM. A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot

- and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls[J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2010, (11):24.
- [26] Leurs F, Ivanenko YP, Bengoetxea A, et al. Optimal walking speed following changes in limb geometry[J]. The Journal of Experimental Biology, 2011, (13):2276—2282.
- [27] Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knees[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009, 19(1): 172—180.
- [28] Hubley-Kozey CL, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis[J]. Clinical Biomechanics, 2008, 23(1):71—80.
- [29] Hubley-Kozey CL, Hill NA, Rutherford DJ, et al. Co-activation differences in lower limb muscles between asymptomatic controls and those with varying degrees of knee osteoarthritis during walking[J]. Clinical Biomechanics, 2009, 24(5): 407—414.

·综述·

吞咽失用症的临床研究进展*

袁英¹ 汪洁¹ 吴东宇^{1,2}

吞咽障碍是脑卒中及脑外伤等疾病常见的并发症,在某些患者可能是唯一或者突出的症状,其不仅影响患者的日常生活,还可能导致吸入性肺炎等严重并发症,常常使住院时间延长,甚至危及患者生命^[1-3]。吞咽失用症是吞咽障碍的一种特殊类型,患者在自主、有意识性吞咽时吞咽功能明显受损,但是自动、无意识的吞咽功能相对保留。目前关于吞咽失用症的相关文献较少,国内对于吞咽失用症的认识尚不充分,故本文对吞咽失用症的定义、机制、临床检查方法、临床治疗加以概括总结。

1 定义

吞咽失用症是指吞咽口期出现的一类非感觉障碍或运动无力引起的唇、舌、下颌运动失协调^[4],患者吞咽功能在自主性吞咽时明显受损,口腔期舌没有运动或运动范围明显减少而引起食团传递的启动延迟^[5],无法模仿或按口头指令做出相应的吞咽动作,但是自动、无意识吞咽时的吞咽功能相对保留^[4]。

2 产生机制

2.1 皮质吞咽中枢的解剖学基础

吞咽的神经控制一般包括颅神经组成的传入传出系统、脑干吞咽中枢,以及更高级的皮质吞咽中枢3个部分。虽然皮质吞咽中枢至今尚未十分明确,但现有研究已显示初级运

动感觉皮质、岛叶、扣带回、前额、颞叶、顶枕区等多个脑区^[6-15]构成了皮质吞咽中枢网络。初级运动感觉皮质是吞咽皮质研究中最常见的激活区域,该区域与口、舌、咽喉部代表区邻近,与周围吞咽信息的传入、整合有关,利于直接启动吞咽动作。岛叶与额叶、颞叶和顶叶的皮质相连通,被认为是主要的味觉皮质,参与内脏运动功能、口面躯体感觉和自主口运动的控制以及言语运动的控制,可以整合初级皮质及皮质下核团或边缘系统。扣带回可能与吞咽过程中的注意、情绪方面的高级脑活动有关。前额是大脑半球中央沟前面除运动区和运动前区以外的皮质区,包括大部份额叶,具有丰富的皮质间及皮质下交互纤维联系,参与吞咽动作的准备、计划过程。颞叶包括听觉中枢及语言理解中枢,吞咽时听觉皮质可能对吞咽过程中听觉相关信息进行加工,比如自主性吞咽的听觉指令、吞咽时吞咽者借助于骨传导所能听见的声音。顶枕区连接边缘叶和额区、扣带回,被认为是处理和合成感觉输入、运动输出以及对感觉运动的视听觉反应的一般中枢。到达初级感觉皮质区的信息在次级联合区进行整合,并与原来储存的记忆信息对比,从而成为经验的一部分。

有研究利用非侵入性改变大脑皮质兴奋性的脑刺激技术——经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)和经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)作用于相关吞咽皮质中枢来影响吞咽功能。Mistry^[16]、Jefferson^[17]和 Jayasekeran 等^[18]利用抑制大脑皮质兴奋性的

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.07.024

*基金项目:国家自然科学基金资助项目(30600186, 81171011, 81272173),首都临床特色应用研究(Z121107001012144),国家科技支撑计划(2013BAH14F03)

1 首都医科大学宣武医院康复医学科,北京,100053; 2 通讯作者
作者简介:袁英,女,主治医师; 收稿日期:2012-09-06