

增重及绑带对脑卒中患者髌膝主被动位置觉的即刻影响

梅雨^{1,2}, 刘华卫^{1,3}, 冉军¹, 赵亦超¹, 赖梅金¹, 何雅琳¹, 姚加佳¹, 孙奕¹, 徐燕¹

【摘要】 目的:研究增重、绑带对脑卒中患者下肢髌膝关节主被动位置觉的即刻影响。**方法:**采用自身前后对照设计。39例脑卒中患者在无干预时(NI)、沙袋肢体增重干预时(SWI)、关节弹力绑带干预时(EBI),进行髌/膝关节位置觉测评。采用 Isomed 2000 等速系统测评主动定位-主动复位(ARAP)和被动定位-被动复位(PRPP)的位置觉。以绝对误差角度为位置觉优劣的评价指标。**结果:**髌 SWI(ARAP)小于髌 NI(ARAP)($P<0.05$);膝 NI(PRPP)小于膝 NI(ARAP)($P<0.05$);膝 EBI(PRPP)小于膝 NI(PRPP)($P<0.05$)。**结论:**脑卒中患者髌位置觉 ARAP 不优于 PRPP,而膝位置觉 ARAP 差于 PRPP;增重对髌 PRPP 无影响;增重可改善脑卒中患者髌 ARAP 位置觉;绑带可改善膝 PRPP 位置觉;绑带无法改善脑卒中膝 ARAP 位置觉。

【关键词】 脑卒中;本体感觉;位置觉;沙袋增重;弹力绑带

【中图分类号】 R49;R743.3 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2018.01.011

本体感觉异常是脑卒中患者最常见的问题之一^[1],也是影响包括步行能力在内的各类功能的关键要素之一^[2]。关节本体感觉来自皮肤、肌肉、肌腱、血管和关节的感受器,其中肌肉和关节的感受器是关节本体感觉的主要来源^[3]。有研究显示弹性绑带和抗重抗阻状态可提高无创伤女舞者的本体感觉^[4],也有研究显示绑带可以提高未损伤人群的本体感觉^[5],但当前很少有针对关节绑带和下肢增重对脑卒中患者位置觉即刻影响的量化研究。本研究的旨在探讨脑卒中患者在无干预时(No Intervention, NI)、沙袋肢体增重干预时(Sandbags Weight Intervention, SWI)、关节弹力绑带干预时(Elastic Bandages Intervention, EBI)下,主被动位置觉的即刻变化,为改善脑卒中患者的本体觉和功能性运动能力提供可行方法。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选择2016年1月~2017年1月在上海市阳光康复中心住院的脑卒中患者39例,其中男33例,女6例;脑梗死19例,脑出血20例;右侧偏瘫19例,左侧偏瘫20例;平均年龄(49.4 ± 12.8)岁;平均病程(10.3 ± 6.6)个月,平均身高(171.4 ± 7.6)cm,平均体重(70.3 ± 11.2)kg, Fugl-Meyer 下肢运动评分(22.6 ± 2.8)分。入选标准:符合全国第四届脑血管病的诊断标准^[6];生命体征稳定,无认知障碍;下肢本体感觉存在但减弱;下肢运动控制 Brunnstrom 分期3期

或以上,且 Fugl-Meyer 下肢运动评分18分以上(满分34分);可独立步行15min以上。排除标准:生命体征不稳定、无法耐受试验;失语、失用、认知和精神功能障碍;下肢有肌肉骨骼疾患,关节存在僵硬、肿胀、疼痛。

1.2 方法 ①使用上海思为仪器制造有限公司生产的 SH-1K 型数显推拉力计(单位:kg;最小精度:0.1kg)进行屈髌肌和伸膝肌最大肌力测评,测试体位为仰卧位,测力计接触点分别在股骨远端和胫骨远端,取50%1RM值作为增重干预时的增重量。②采用德国 IsoMed2000 型等速系统进行位置觉测试^[7],测试体位为仰卧位,去除视听干扰,髌膝分别进行 NI 被动定位-被动复位(Passive Reproduction of Passive Positioning, PRPP)和 NI 主动定位-主动复位(Active Reproduction of Active Positioning, ARAP)位置觉测评。PRPP 角速度为 $5^{\circ}/s$, ARAP 角速度为 $60^{\circ}/s$,各关节不同状态下均选取3个目标角度,各角度测评3次。为了避免疲劳影响,每次测评间歇30s^[8]。③股骨远端 SWI,并即刻进行髌关节位置觉测评,方法同前。④胫骨远端 SWI,并即刻进行膝关节位置觉测评,方法同前。⑤膝关节 EBI,选择安吉恒泰医用弹性绑带,将膝关节缠绕,范围为直膝位下髌骨上下5cm之间,并即刻进行膝关节位置觉测评,方法同前。

1.3 评定标准 ①屈髌肌力和伸膝肌力评定标准:使用 SH-1K 型数显推拉力计(单位:kg;最小精度:0.1kg)进行测试,记录最大屈髌和伸膝最大用力值。②膝关节弹力绑带缠绕压力评定:选择医用弹性绑带,将膝关节缠绕,范围为直膝位下髌骨上下5cm之间。缠绕松紧度以指针式压力计进行量化,将压力传感器置于膝内侧,松紧度定为50mmHg。③位置觉评定标准:采用德国 IsoMed2000 型等速系统进行位置觉测

基金项目:上海市残联联青课题(2014KFB01YQ)

收稿日期:2017-03-30

作者单位:上海市养志康复医院(上海市阳光康复中心)物理疗法科,上海 201619

作者简介:梅雨(1995-),女,技师,主要从事神经康复方面的研究。

通讯作者:刘华卫,13817361047@139.com

试^[7],测评髌膝位置觉,以绝对误差角度为位置觉优劣的指标(误差角度越小表明位置觉越精确)。

1.4 统计学方法 使用 SPSS 20.0 统计分析软件,各项计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示,组间均数比较,采用单因素方差分析(One-way ANOVA)进行各组整体比较,整体比较差异性有统计学意义的前提下,再采用 LSD 法进行两两比较,以 $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义。

2 结果

偏瘫侧髌及膝关节位置觉绝对误差值测定结果显示:髌 NI(PRPP)与髌 NI(ARAP)差异无统计学意义,髌 SWI(PRPP)与髌 NI(PRPP)差异无统计学意义,髌 SWI(ARAP)小于髌 NI(ARAP) ($P < 0.05$),膝关节在各状态下位置觉绝对误差值差异无统计学意义。见表 1。

表 1 偏瘫侧髌、膝关节 NI/SWI 后主被动测评位置觉绝对误差比较 $^{\circ}, \bar{x} \pm s$

关节	n	NI(PRPP)	SWI(PRPP)	NI(ARAP)	SWI(ARAP)
髌关节	39	7.93±3.08	8.29±2.92	7.62±2.56	6.28±2.02 ^a
膝关节	39	8.88±2.80	8.95±2.51	10.10±2.80	9.94±2.56

与 NI(ARAP)比较, ^a $P < 0.05$

偏瘫侧膝关节 NI/EBI 主被动测评位置觉绝对误差值比较,NI(PRPP)为 $8.88 \pm 2.80^{\circ}$,EBI(PRPP)为 $7.70 \pm 2.33^{\circ}$,NI(ARAP)为 $10.10 \pm 2.80^{\circ}$,EBI(ARAP)为 $9.94 \pm 1.91^{\circ}$ 。膝 NI(PRPP)小于膝 NI(ARAP) ($P < 0.05$),膝 EBI(PRPP)小于膝 NI(PRPP) ($P < 0.05$),膝 NI(ARAP)与膝 EBI(ARAP)差异无统计学意义。

3 讨论

本研究选取的自体觉观察指标中的 PRPP,与他人采用的方法一致^[9-10]。主动位置觉是指主动定位-主动复位,而非被动定位-主动复位^[11],与他人研究有区别。原因如下:①ARPP 法测评时,定位采用被动活动,复位采用主动活动,而主被动活动对位置觉的影响因素是不同的。主动活动时除了被动活动时所涉及的一些自体觉感受器外,还包括肌肉收缩对肌梭等的刺激,以及主动用力本身在脑部产生的努力的感觉^[12]。Wise 等^[13]针对 11 名健康人在上肢放松状态下和肌肉静力性收缩状态下,利用被动关节活动装置进行自体觉测定,发现肌肉放松状态下和收缩状态下自体觉是不同的。因此虽然 ARAP 和 ARPP 同样是以前后关节角度差值来量化位置觉,但 ARPP 法前后角度值本身反映的内涵却是非同质性,因此没有可比性,得出的差值无法明确其内涵。ARAP 法则前后均为主动活动,其前后角度值的影响因素相同,具有同

质性内涵,具有可比性。②ARPP 法测评时,被动定位虽然可以得到较单纯的位置觉输入信息,但是实际生活中,位置觉的定位往往伴随着主动控制的发生,如持物或负重保持于某一体位等等,而非单纯被动位置觉^[11]。ARAP 法则能反映主动运动时位置觉的情况。因此 ARAP 法测得的位置觉信息包含了运动控制能力在内,更具有实际意义。③本研究是 ARAP 法和 PRPP 法结合应用,PRPP 法能充分反映被动活动时的位置觉情况,排除了主动控制等因素对位置觉的干扰,也弥补了 ARAP 法的不足,两者结合应用,能为临床分析提供较充分的信息。

本研究结果发现,脑卒中患者髌 NI(PRPP)与髌 NI(ARAP)差异无统计学意义,膝 NI(PRPP)小于膝 NI(ARAP) ($P < 0.05$)。原因分析:①脑卒中后肢体运动控制能力异常,即使有一定肌力,但不代表能有效完成平滑、协调、持久、无肢体颤动的高质量运动输出。②测评次数较多,可能引起肌肉疲劳,而疲劳对位置觉有不利影响^[14]。③ARAP 综合了各类本体感受器信息,也包括位置觉和力觉,其影响因素较多,如力觉对于位置觉的影响。④由于是无增重下主动运动,并未给予阻力,可能造成感觉输入不充分,而脑卒中患者由于脑部病变,其感觉减弱,获得相同程度的感觉往往需要更大的刺激强度。

本研究结果发现,脑卒中患者,髌 SWI(PRPP)与髌 NI(PRPP)差异无统计学意义,髌 SWI(ARAP)小于髌 NI(ARAP)。原因分析:①PRPP 不涉及主动控制,不管增重与否,其肢体活动的动力都来自于等速设备。②本研究采用的是同侧肢体开链运动测评,增重是使用沙袋分别固定于股骨远端和胫骨远端,增重本身并未对肢体关节产生纵向压力。沙袋与肢体接触部分会对肢体产生一些压力,可能会对感觉输入产生影响。但是沙袋对肢体的压力大小和方向是会随着肢体运动而改变的,是不稳定和不充分的,无法对被动活动产生足够的自体觉影响。③由于是脑卒中患者,肌力、运动控制、感觉均受影响。本研究测评髌位置觉时,是在仰卧位下进行屈髌开链运动,膝则为自然屈曲,并未要求采用直腿抬高的动作,这就降低了无干预时屈髌肌肉的收缩强度,因此单纯的主动位置觉测评可能未达到足够强度的感觉输入。增重法采用同一动作的 50%1RM 强度,提高了肌肉收缩强度,增加了自体觉输入信号强度,相比于单纯主动运动,增重后肌肉激活更充分,而又并非不是最大用力,不会导致力觉和疲劳对于位置觉的过强干扰^[15-16]。④患者可能以增重后产生的较充分的力觉信息来倒推位置觉信息,因此主动位置觉测评时可能反映的是力觉情况。

本研究结果发现,脑卒中患者,膝 EBI(PRPP)小于膝 NI(PRPP),膝 NI(ARAP)与膝 EBI(ARAP)差异无统计学意义。原因分析:①弹力绑带加压捆绑膝部,可给予膝部皮肤和肌肉等组织一定强度下的持续压力刺激,增加本体觉输入种类和强度。②绑带压力方向与肢体关节相对位置较稳定,不受肢体抗重方向的影响,为本体觉相关的有效压力刺激。③随着肢体运动,绑带在关节周围不同的部分会产生差异性变化,这就会对关节周围产生差异性变化性压力,避免由于感觉输入恒定而导致的适应性产生^[17-18]。④主动位置觉影响因素较多,脑卒中后运动控制不佳本身会引起主动位置觉异常。本研究绑带松紧度为 50mmHg,在增加本体觉输入的同时,也可能对于关节运动产生一定的限制,造成主动控制难度增加。

综上所述,本研究结果表明:①脑卒中患者髌位置觉 ARAP 不优于 PRPP,而膝位置觉 ARAP 差于 PRPP,因此建议在测评脑卒中患者髌膝位置觉时,采用 PRPP 法,这样测评可以避免运动控制能力对结果的干扰,更客观的反映位置觉。同时需要明白 ARAP 反映的不仅是位置觉,还包括了主动控制能力。②增重对髌 PRPP 无影响。③增重可改善脑卒中患者髌 ARAP 位置觉,可以在步行治疗中加以应用。④绑带可改善膝 PRPP 位置觉,但绑带无法改善脑卒中膝 ARAP 位置觉,说明绑带本身可以提高单纯位置觉,但脑卒中患者膝主动控制并不能产生即刻改善。今后可以从绑带不同松紧度对 ARAP 的影响和长期绑带结合运动控制训练对于脑卒中患者 ARAP 的效果方面进一步进行研究。

【参考文献】

- [1] 董珍珍,丁岩,邢艳丽. 脑卒中后偏瘫患者膝关节控制障碍与本体感觉的研究现状[J]. 中国康复医学杂志,2013,28(11):1079-1082.
- [2] 陈立典,郭晓琳,陶静,等. 针刺治疗结合肌力训练对脑卒中后偏瘫患者步行能力的影响[J]. 中国康复医学杂志,2006,21(2):136-139.
- [3] 李作为,徐向阳. 踝关节稳定性与本体感受器[J]. 国际骨科学杂志,2009,30(1):21-22.
- [4] Wong MWN, To WWK, Lam IYL. Effect of elastic bandages and ankle weights on knee proprioception in uninjured female dancers: a prospective study[J]. Hong Kong Journal of Orthopaedic Surgery, 2001, 5(1): 52-57.
- [5] Perlau R, Frank C, Fick G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population[J]. American Journal of Sports Medicine, 1995, 23(2): 251-255.
- [6] 中华神经科学会. 各类脑血管疾病诊断要点[J]. 中华神经科杂志, 1996, 29(6): 379-380.
- [7] 张其亮,赵蕾,滕学仁. 保留残端前交叉韧带重建对膝关节本体感觉恢复的影响临床研究[J]. 中国运动医学杂志, 2015, 34(8): 739-743.
- [8] Lin CH, Chiang SL, Lu LH, et al. Validity of an ankle joint motion and position sense measurement system and its application in healthy subjects and patients with ankle sprain[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2016, 131: 89-96.
- [9] 王雪强,俞卓伟,刘静,等. 老年人两侧踝关节本体感觉及其与肌力的相关性研究[J]. 中国康复医学杂志, 2011, 26(7): 623-626.
- [10] Nakasa T, Fukuhara K, Adachi N, et al. The deficit of joint position sense in the chronic unstable ankle as measured by inversion angle replication error[J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2008, 128(5): 445-449.
- [11] 王雪强,郑洁皎,华英汇. 本体感觉测试的影响因素[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2011, 33(10): 792-794.
- [12] Proske U, Gandevia SC. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force[J]. Physiological Reviews, 2012, 92(4): 1651-1697.
- [13] Wise AK, Gregory JE, Proske U. Detection of movements of the human forearm during and after co-contractions of muscles acting at the elbow joint[J]. Journal of Physiology, 1998, 508(1): 325-330.
- [14] Allen TJ, Proske U. Effect of muscle fatigue on the sense of limb position and movement[J]. Exp Brain Res, 2006, 170(1): 30-38.
- [15] Semmler JG, Miles TS. Exercise, effort and limb position sense[J]. Journal of Applied Physiology, 2006, 100(4): 1099-1100.
- [16] Givoni NJ, Pham T, Allen TJ, et al. The effect of quadriceps muscle fatigue on Position matching at the knee[J]. Journal of Physiology, 2007, 584(1): 111-119.
- [17] Jerosch J, Prymka M. Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears, taking special account of the effect of a knee bandage[J]. Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery, 1996, 115(3-4): 162-166.
- [18] Perlau R, Frank C, Fick G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population [J]. American Journal of Sports Medicine, 1995, 23(2): 251-255.