

表 2 3 组患者 FMA、FAC、10m 步行时间比较($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	FMA(分)	FAC(级)	10 m 步行时间(s)
针刺组	25			
治疗前		8.40 ± 2.60	1.04 ± 0.84	294.04 ± 47.74
治疗后		18.20 ± 3.54 ^{ab}	2.32 ± 0.99 ^{ab}	152.20 ± 60.08 ^{ab}
EMGBF 组	25			
治疗前		8.32 ± 2.54	0.92 ± 0.86	271.00 ± 50.09
治疗后		25.20 ± 4.24 ^{abc}	2.92 ± 0.861 ^{abc}	109.92 ± 40.65 ^{abc}
对照组	25			
治疗前		9.00 ± 3.60	1.00 ± 0.87	296.68 ± 40.26
治疗后		15.08 ± 2.98 ^a	1.64 ± 0.70 ^a	212.44 ± 69.79 ^a

注:与组内治疗前比较,^a $P < 0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P < 0.05$;与针刺组治疗后比较,^c $P < 0.05$

EMGBF 作为近年来根据中枢神经系统可塑性理论^[8]发展起来的一种新的治疗方法,将神经肌肉电刺激和肌电信号相结合不断刺激感觉运动皮质、皮质下核团,唤醒有反应的运动细胞,包括神经出芽和突触的活化,从而促使运动恢复,另外,EMGBF 通过诱发单一的踝背屈分离运动,可以有效减少偏瘫侧肢体代偿运动的产生,提高偏瘫侧肢体的运动控制能力^[9]。EMGBF 目前被广泛应用偏瘫患者的康复训练中,有研究表明,EMGBF 对改善脑卒中患者的足下垂,增强踝背屈,从而促进正常步态和恢复患者的步行能力方面有显著的效果^[10]。

针刺与 EMGBF 虽然理论基础不同,但是二者通过对肢体外周神经刺激,调整神经反射环路中各个神经细胞的兴奋性,反馈于中枢神经,最终实现大脑功能重组和代偿的机制是相同的。患者对针刺的依从性稍差,主要原因是针刺的疼痛感明显,许多患者因此而产生了厌烦和抵触情绪,EMGBF 则相对容易被患者接受,它将患者微弱的肌电信号放大再输出,同时通过显示器直观的反馈给患者,使患者能够很好的参与治疗,从

而增强康复的愿望和信心。

本研究表明,在常规康复训练的基础上,加上针刺或 EMG-BF 均可改善踝关节的背屈功能,从而促进下肢的运动功能的恢复,同时,肌电生物反馈效果优于针刺,而两者共同作用,效果是否叠加,则需进一步研究。

参 考 文 献

- [1] 中华神经科学会,中华神经外科学会. 各类脑血管疾病诊断要点. 中华神经科杂志,1996,29:379
- [2] 励建安,王彤. 康复医学. 北京:科学技术出版社,2002:265-268.
- [3] 王玉龙. 康复评定. 北京:人民卫生出版社,2000:175-183.
- [4] Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D, et al. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. Arch Phys Med Rehabil, 1999, 80:421-427.
- [5] 林阳,梁守勇. 偏瘫早期踝关节背屈功能诱发的疗效观察. 中国康复医学杂志,2008,23:751-752.
- [6] 王爱国,王振华. 早期针刺治疗脑卒中偏瘫 168 例康复疗效分析. 中国针灸,1997,17:537.
- [7] 张仲锦. 康复治疗结合电针穴位刺激对脑卒中患者的疗效观察. 中国康复医学杂志,2005,20:779.
- [8] 周士枋. 卒中后大脑可塑性研究及康复进展. 中国康复理论与实践,2002,24:437-439.
- [9] Lourencao MI, Battistella LR, de Brito CM, et al. Effect of biofeedback accompanying occupational therapy and functional electrical stimulation in hemiplegic patients. Int J Rehabil Res, 2008, 31:33-41.
- [10] 刘琦,肖灵君,燕铁斌,等. 肌电生物反馈对脑卒中偏瘫患者步行能力的影响. 中国康复医学杂志,2010,25:736-739.

(修回日期:2011-12-04)

(本文编辑:松 明)

运动疗法结合可调式肘关节固定器治疗骨折后肘关节功能障碍的疗效观察

尹正录 孟兆祥 张熙斌 王继兵 林舜艳

【摘要】目的 观察运动疗法结合应用可调式肘关节固定器治疗骨折后肘关节功能障碍的疗效。**方法** 将62例骨折后肘关节功能障碍患者分成综合治疗组(综合组)和运动治疗组(对照组),每组31例。2组患者均采用运动疗法,综合组在此基础上使用可调式肘关节固定器。治疗前与治疗8周后用美国特种外科医院评分系统(HSS)对2组患者进行肘关节功能活动评分。**结果** 2组患者治疗前、后 HSS 评分差异均有统计学意义($P < 0.05$);治疗后疼痛、屈曲功能、肌肉力量及活动度等均较治疗前好转。组间比较,综合组治疗后 HSS 评分总分高于对照组,差异有统计学意义($P < 0.05$);其中治疗组在肘屈曲功能、矢状面活动范围、屈曲及伸直挛缩等方面疗效明显优于对照组($P < 0.05$);在缓解疼痛、肌肉力量及前臂旋前、旋后活动方面2组间差异无统计学意义($P > 0.05$)。**结论** 运动疗法结合可调式肘关节固定器的应用对骨折后肘关节功能障碍患者的关节活动度及功能恢复具有显著作用。

【关键词】 运动疗法; 可调式肘关节固定器; 骨折后; 功能障碍

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2012.02.017

作者单位:225001 扬州,江苏省扬州市苏北人民医院康复医学科(尹正录、孟兆祥、张熙斌、王继兵),麻醉科(林舜艳)

通信作者:孟兆祥,Email:LSY18LSY18@126.com

当组成肘关节的骨发生骨折后,由于制动或疼痛等因素会造成肘关节肿胀、瘢痕粘连、关节僵硬等,进而引起肘关节功能障碍,影响患者的生活质量。目前,运动疗法在肘关节功能障碍的康复治疗中具有重要的作用。研究表明,运动疗法产生的应力刺激,有益于新生胶原纤维的排列及预防正常组织的退变,达到松解粘连、减轻关节周围纤维组织挛缩的目的,以解除对关节活动的限制,恢复关节正常活动功能^[1]。但在临床中,运动疗法疗效却不尽如人意,究其原因,虽然与特殊的解剖结构、生物力学特性有一定关系,但在治疗过程中胶原纤维的弹力回缩也是影响康复进程的重要方面^[2]。因此,逐步增加的应力要使组织发生塑性变形,组织重建而延长才能收到好的康复效果^[3]。为了更好地促进肘关节功能的恢复,我科研制了可调式肘关节固定器(专利号 200820034723.3),并运用运动疗法与可调式肘关节固定器结合的方法对 31 例骨折后肘关节功能障碍患者实施康复治疗,取得了良好疗效,现报道如下。

资料与方法

一、临床资料

选取 2009 年 6 月至 2010 年 12 月期间在我科接受治疗的骨折后肘关节功能障碍患者 62 例。纳入标准:①骨折后肘关节功能障碍,复查 X 线片示骨折愈合或基本愈合;②年龄 18~65 岁;③知情同意者。排除标准:①急性炎症、感染;②关节不稳定、骨折未愈合;③骨化性肌炎、外生性骨疣等;④合并心肺功能障碍。用随机数字表法将入选患者分为综合治疗组(综合组)和运动治疗组(对照组),每组 31 例。2 组患者年龄、性别、病程和骨折类别等一般资料相比,差异无统计学意义($P>0.05$),见表 1。

二、治疗方法

2 组患者均先采用红外线照射做治疗前准备,然后对照组采用运动疗法,综合组在对照组的治疗基础上应用可调式肘关节固定器。

1. 运动疗法:①关节松动术,采用滚动、滑动及旋转等手法对肘关节进行治疗,手法平衡、有节奏,持续 2 min;②被动运动,由治疗师按肘关节屈伸的方向进行关节被动运动,以牵伸粘连组织,必须根据患者疼痛感觉控制用力程度,逐步达到关节轴位最大的关节活动范围。避免引起明显疼痛,更不可施加暴力以免引起新的损伤;③主动运动,指导患者依次进行肘关节的各方向的主动运动,动作应平稳、缓慢,尽可能达到最大幅度,用力以引起轻度疼痛为度;④徒手牵拉技术,运用弹性牵拉和持续性牵拉相结合牵拉肘伸、屈肌群,将患肘牵拉至轻度疼痛而又不引起肌痉挛时,保持此状态 2~3 min,间歇 1 min,其间以一指禅手法放松牵拉部位,重复此手法 3~5 次。

2. 可调式肘关节固定器的应用:在每次运动疗法结束后,治疗师将可调式肘关节固定器角度调至患肘关节屈曲最大限度处固定,30 min 后解除,休息 5~10 min,再将角度调至患肘关节伸

直最大限度处固定 30 min。最大屈曲度和伸直度均以患者能耐为标准,避免暴力造成肌肉痉挛或拉伤,重复进行该操作 3~5 次。

2 组患者每周治疗 6 d,共治疗 8 周。

三、观察指标

应用美国特种外科医院评分系统(hospital special surgery scoring system, HSS)^[4]对 2 组患者进行肘关节功能评定,由不知患者分组情况的同一治疗师分别在治疗前、治疗 8 周后进行评定,并由经过培训的课题组人员负责资料采集、记录、保存和分析。HSS 肘关节功能评分包括:疼痛(30 分),屈曲功能(20 分),矢状面活动范围(20 分),肌肉力量(10 分),屈曲挛缩(6 分),伸直挛缩(6 分),旋前(4 分),旋后(4 分)。

四、统计学分析

采用统计软件 SPSS 13.0 版进行统计分析,计量资料以($\bar{x} \pm s$)表示,采用成组 t 检验;计数资料采用 χ^2 检验,以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

治疗前 2 组患者 HSS 评分差异无统计学意义($P>0.05$)。治疗后 2 组患者 HSS 评分总分与治疗前比较,差异有统计学意义($P<0.05$);治疗后疼痛、屈曲功能、肌肉力量及活动度等情况均较前好转。组间比较,综合组治疗后 HSS 评分总分高于对照组,差异有统计学意义($P<0.05$);其中综合组在屈曲功能、矢状面活动范围、屈曲及伸直挛缩等方面疗效明显优于对照组($P<0.05$);在缓解疼痛、肌肉力量及前臂旋前、旋后活动方面 2 组差异无统计学意义($P>0.05$)。详见表 2。

讨 论

肘关节骨折后,关节制动超过 72~78 h 时,关节软骨被纤维组织修复,关节固定超过 6~12 周后,没有损伤的关节软骨也发生明显的退行性改变。肌肉、肌腱等软组织在关节制动后 3 d 就开始出现粘连^[5],关节囊在几天内就发生挛缩和增厚,增厚可达到 3~4 mm^[6-7]。本研究所选的病例均为骨折基本愈合的患者,由于长期制动或疼痛等因素,致使关节囊增厚,或韧带、肌肉等软组织挛缩以及关节软骨面破坏、退变、畸形愈合、骨赘形成、关节内游离体等,会造成肘关节僵硬强直^[8]。这些情况使患者不仅要面对骨折给机体运动带来的影响,还要面对由于制动带来的并发症,加上部分患者不能得到及时、有效、系统的康复治疗,使肘关节的功能恢复更加困难。

运动疗法通过患者的主动及被动运动可消除残存肿胀、软化和牵伸挛缩的纤维组织、增加关节活动范围及肌力。通过关节的被动运动并嘱患者主动收缩肌肉,可增加局部血液循环,促进神经再生及肌肉功能的恢复。研究表明,对大白兔周围神经挤压伤后早期被动运动与制动进行比较,结果被动运动组神经传导速度比制动组快、潜伏期短,神经髓鞘厚度、有髓鞘神经纤

表 1 2 组患者一般资料比较

组别	例数	性别(例)		年龄(岁)	病程(d)	骨折类别(例)			
		男	女			肱骨骨折	尺骨骨折	桡骨骨折	复合骨折
综合组	31	18	13	45.32 ± 16.05	73.69 ± 10.21	12	6	4	9
对照组	31	20	11	44.19 ± 17.27	71.25 ± 9.81	10	7	6	8

表 2 2 组患者治疗前、后 HSS 评分比较(分, $\bar{x} \pm s$)

组别	例数	疼痛	屈曲功能	矢状面 活动范围	肌肉力量	屈曲挛缩	伸直挛缩	旋前	旋后	总分
综合组	31									
治疗前		14.30 ± 1.89	5.22 ± 0.89	7.10 ± 1.29	5.49 ± 2.88	2.92 ± 0.84	3.05 ± 0.67	1.21 ± 1.29	1.35 ± 1.00	51.89 ± 7.59
治疗后		22.30 ± 0.75 ^a	17.06 ± 1.06 ^{ab}	15.68 ± 2.05 ^{ab}	8.56 ± 1.59 ^a	5.06 ± 0.82 ^b	5.03 ± 0.71 ^b	2.87 ± 0.01	3.01 ± 0.22	90.89 ± 6.42 ^{ab}
对照组	31									
治疗前		15.83 ± 1.25	6.05 ± 0.97	6.98 ± 1.90	6.20 ± 1.54	2.56 ± 1.09	2.76 ± 0.57	1.14 ± 1.60	1.27 ± 0.99	50.06 ± 8.14
治疗后		23.03 ± 1.29 ^a	15.83 ± 1.03 ^a	12.20 ± 2.24 ^a	8.98 ± 1.48 ^a	4.01 ± 0.09	3.88 ± 0.67	2.72 ± 0.51	2.48 ± 0.36	81.73 ± 4.32 ^a

注:与组内治疗前比较,^a $P < 0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P < 0.05$

维数目、再生轴突直径均比制动组大,受累肌肉湿重比制动组重^[9]。本研究中通过对肘关节的推动、牵拉、旋转关节等被动运动治疗可使关节面相对按着一定方向和节律做被动滑行运动,改善关节腔间隙及周围软组织内环境,利于关节解剖结构恢复正常,防止肘关节内、外组织粘连,促进局部血液循环;通过肘关节的主动运动及肌力训练,促进静脉回流,消除水肿,增加关节的稳定性及活动范围。

为促进骨折后肘关节功能恢复,本科应用可调式肘关节固定器与运动疗法相结合取得了满意的疗效。可调式肘关节固定器使纤维组织、胶原分子之间或分子内横裂解,相邻大分子胶原相互滑动,在新的位置上形成新的横键,从而使其产生持久的延长,进而达到塑性变形的目的^[10]。可调式肘关节固定器属于静力递增型矫形器,它使用非弹性零件(固定带、螺钉、松紧螺旋扣等),产生扭力作用于关节。静力递增型矫形器使关节角度不断变化而部件本身结构不发生形变。McGrath 等^[11]报道,采用静力递增型矫形器治疗 38 例前臂旋转挛缩患者,平均治疗时间 12 周,旋转活动范围增加 42°,随访 12 个月没有任何并发症。Chinchikar 等^[12]的数学分析表明,静力递增型矫形器在矫正肘关节最后屈曲畸形角度时作用明显。本研究结果显示其在改善关节功能活动方面具有明显的优势。

对可调式肘关节固定器的使用,本研究采用了间断使用的方法,主要原因为患者长时间佩戴此固定器会诱发肌肉疼痛,Szekeres^[13]通过对静力递增型矫形器的生物力学分析发现,屈曲袖带对肘关节的纵向压力过大,容易引起肘关节疼痛。对可调式肘关节固定器的屈伸度调整应以患者的疼痛耐受程度为标准,且不可过度追求关节活动范围及使用蛮力或暴力牵拉,以免产生韧带等新的损伤。在研究中,有 1 例患者在使用的过程中出现了肌肉痉挛,经休息 1 d 后,最终顺利完成了研究。其它没有发现严重的并发症或意外情况等。

在本研究中,有些患者自行应用可调式肘关节固定器而不行肘关节康复训练,这种做法是不可取的。首先,康复训练产生的应力促使软骨内基质受压渗出,在关节面上形成一层薄的滑液层,促使尺骨鹰嘴与肱骨滑车之间的滑动,增加肘关节活动的灵活性^[5]。其次,使用过程中控制肘关节活动范围一定要适

中,不可过度追求关节活动范围,以防造成新的损伤。另外,对于骨折愈合未稳定的患者严禁使用此固定器,以防产生新的骨折或移位等。

参 考 文 献

[1] 倪国新. 力学理念在骨科康复中的应用与意义. 中国康复医学杂志, 2003, 18: 631-632.

[2] Pradas MM, Calleja RD. Nonlinear viscoelastic behaviour of the flexor tendon of the human hand. J Biomech, 1999, 23: 773-781.

[3] Taylor DC, Dalton JD. Viscoelastic properties of muscle tendon units: the biomechanical effects of stretching. Am J Sport Med, 1990, 18: 300-309.

[4] Figgie MP, Inglis AE, Mow CS, et al. Total elbow arthroplasty for complete ankylosis of the elbow. J Bone Joint Surg Am, 1989, 71: 513-520.

[5] 毛宾尧. 肘关节外科学. 上海: 上海科学技术出版社, 2002: 782.

[6] Hotchkiss RN. Elbow contracture//Green DP, Hotchkiss RN, Pederson WC, Wolfe SW. Green's operative hand surgery. 5th ed. New York, NY: Churchill-Livingstone, 2005: 667-682.

[7] Morrey BF. Splints and bracing at the elbow//Morrey BF. The elbow and its disorders. 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders, 2000: 141-146.

[8] Morey BF. Surgical treatment of extraarticular elbow contracture. Clin Orthop, 2000, 37: 57-64.

[9] 张立宁, 王兴林, 刘子洋. 被动运动对家兔周围神经挤压伤后功能恢复的影响. 中国康复医学杂志, 2007, 20: 492-494.

[10] 孟兆祥. 可调式肘关节固定器在骨折后肘关节功能障碍康复中的应用. 中华物理医学与康复杂志, 2010, 32: 460-461.

[11] McGrath MS, Ulrich SD, Bonutti PM, et al. Static progressive splint for restoration of rotational motion of the forearm. J Hand Ther, 2009, 22: 3-8.

[12] Chinchikar SJ, Pearce J, Athwal GS. Static progressive versus three-point elbow extension splinting: a mathematical analysis. J Hand Ther, 2009, 22: 37-42.

[13] Szekeres M. A biomechanical analysis of static progressive elbow flexion splinting. J Hand Ther, 2006, 19: 34-38.

(修回日期: 2011-06-25)

(本文编辑: 松 明)

欢迎订阅《中华物理医学与康复杂志》