

- pain during facial needling and injection[J]. *Eplasty*, 2016, (16):e9.
- [38] McGinnis K, Murray E, Cherven B, et al. Effect of vibration on pain response to heel lance: A pilot randomized control trial[J]. *Adv Neonatal Care*, 2016, 16(6):439—448.
- [39] Shilpapiya M, Jayanthi M, Reddy VN, et al. Effectiveness of new vibration delivery system on pain associated with injection of local anesthesia in children[J]. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 2015, 33(3):173—176.
- [40] Fernandes IA, Kawchuk G, Bhambhani Y, et al. Does whole-body vibration acutely improve power performance via increased short latency stretch reflex response?[J]. *J Sci Med Sport*, 2013, 16(4):360—364.
- [41] Boucher JA, Abboud J, Dubois JD, et al. Trunk neuromuscular responses to a single whole-body vibration session in patients with chronic low back pain: a cross-sectional study [J]. *J Manipulative Physiol Ther*, 2013, 36(9):564—571.
- [42] Arora N, Grenier SG. Acute effects of whole body vibration on directionality and reaction time latency of trunk muscles: the importance of rest and implications for spine stability[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2013, 23(2):394—401.
- [43] Burström L, Nilsson T, Wahlström J. Whole-body vibration and the risk of low back pain and sciatica: a systematic review and meta-analysis[J]. *Int Arch Occup Environ Health*, 2015, 88(4):403—418.
- [44] Kim JH, Zigman M, Aulck LS, et al. Whole body vibration exposures and health status among professional truck drivers: A cross-sectional analysis[J]. *Ann Occup Hyg*, 2016, 60(8):936—948.
- [45] Milosavljevic S, Bagheri N, Vasiljev RM, et al. Does daily exposure to whole-body vibration and mechanical shock relate to the prevalence of low back and neck pain in a rural workforce?[J]. *Ann Occup Hyg*, 2012, 56(1):10—17.
- [46] 李玉章. 全身振动训练的理论与实践[M]. 上海:第二军医大学出版社, 2010. 150.
- [47] Sievänen H, Karinkanta S, Moisio-Vilenius P, et al. Feasibility of whole-body vibration training in nursing home residents with low physical function: a pilot study[J]. *Aging Clin Exp Res*, 2014, 26(5):511—517.

· 综述 ·

矫形器在肘关节创伤后功能障碍康复中的应用进展

江 航¹ 张锦明^{1,2}

肘关节的僵硬是其外伤后常见的并发症,创伤后很容易发生软组织的粘连、挛缩,关节囊会增厚并且结构发生改变。而肘关节僵硬是导致其功能障碍的主要原因,功能的恢复很大程度上取决于关节活动度的改善。有15%的肘关节脱位、21%的脱位合并桡骨头骨折和25%的肱骨骨折都会导致肘关节僵硬而产生功能障碍,对患者的生存质量有很大影响,因此对肘关节僵硬的治疗意义重大。肘关节僵硬的治疗方法可分为手术松解和保守治疗,但是手术松解可能会导致僵硬复发和神经、血管的并发症,如神经损伤的发生率在0—14%^[1-2]。在没有异位骨化的情况下,保守疗法中的矫形器治疗是一种有效的方法。

关节周围的软组织具有黏弹性的特点,矫形器利用蠕变和应力松弛的原理牵伸软组织以扩大关节的活动范围,当关

节稳定、骨折愈合,此时应用矫形器疗效较好。矫形器种类多样,与物理治疗相配合治疗关节僵硬效果良好^[3]。其设计科学简洁,使用方便,并发症的发生率低,无论是在医院或在患者家中,矫形器都能代替治疗师的手法牵伸起到良好的治疗作用。本文就矫形器在肘关节创伤后功能障碍康复中的应用做一综述。

1 肘关节的功能解剖学和生物力学

肘关节是一个非常稳定的复合关节,包括3部分:肱尺关节、肱桡关节和桡尺近侧关节。正常的生理运动包括肱尺关节的屈伸和前臂的旋转,屈伸角度的增加很大程度上有利于前臂的旋转功能恢复。由于肘关节结构的特殊性,目前很多证据表明肘关节对创伤非常敏感,是异位骨化及骨化性肌

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.09.025

1 哈尔滨医科大学附属第一医院,150000; 2 通讯作者
作者简介:江航,男,硕士研究生; 收稿日期:2017-03-31

炎的好发部位,同时关节周围骨折术后其僵硬的发生率远远高于其他关节^[4]。

肘关节活动的主要作用是将手置于立体空间之中以扩大手的活动范围,从而完成一系列的动作和目标,同时在开链和闭链运动中保持运动的精确性^[5]。Wadsworth^[6]认为通过肘关节的屈伸、前臂的旋前和旋后,可极大地扩展手和腕的功能活动半径与功能效率,可获得手部功能的50%;若肘关节丧失了正常的功能,则手部的运动功能可受限达到70%,日常生活活动能力会受限80%^[7]。然而,在很多肘关节的外伤之后都有一个僵硬的趋势。

Morrey等在1981年发现大多数日常生活活动只需要肘关节有100°(伸展30°,屈曲130°)的屈伸范围和100°(旋前50°,旋后50°)的前臂旋转角度就可以完成,因此小范围的活动丧失并不能称之为活动受限或者肘关节僵硬。Søjbjerg JO等^[8]把肘关节僵硬定义为伸展受限大于30°同时屈曲角度小于120°。但是随着时代的发展,Sardelli^[9]认为肘关节的功能性活动范围可能比之前报道的更大。根据一些近期的测试,如电脑鼠标和键盘的使用要比别的任务需要更大的前臂旋前角度,同时使用手机对肘关节屈曲角度通常会比其他的活动要求更高。

2 创伤后肘关节僵硬的原因、机制和分类

2.1 创伤后肘关节僵硬的原因

肘关节僵硬是各种原因造成的肘关节活动受限的总称,是肘关节外伤或长期制动后常见的功能障碍,尽管有一些预防方法,但关节僵硬还是不可避免地发生。单纯的肘关节脱位很少出现功能障碍,而复杂肘关节脱位或者骨折通常需要手术重建解剖结构和稳定性^[10]。外伤后无论是保守的复位或是手术治疗,关节制动都是骨关节损伤后必要的治疗手段,由于组织的功能适应的特性,制动在保护受损组织的同时,也会对关节周围组织产生不利影响,造成关节韧带、关节囊和肌腱等组织的挛缩,并形成关节内外粘连,导致关节僵硬从而产生功能障碍。

2.2 创伤后肘关节僵硬的机制

创伤后肘关节的僵硬和关节周围软组织的挛缩有密切的联系,主要是关节囊、韧带、肌腱单位、筋膜等的挛缩,是多种因素共同作用的结果。有研究显示挛缩的肘关节囊较正常关节囊明显增厚,增厚的关节囊弹性和延展性下降,对关节活动度有很大的影响。在关节面适配的情况下,关节囊被认为是主要的运动限制性解剖结构。在受累的关节囊中还有胶原排列混乱和成纤维细胞浸润,具有不可逆的生物力学和生物化学的纤维化改变特征,与在其他许多疾病中观察到的纤维增生相似。

同时在创伤后的肘关节当中,许多细胞因子和酶的水平

也有改变。如挛缩关节囊中1型和3型胶原和基质金属蛋白酶(matrix metalloproteinase, MMP)1和13的信使RNA(mRNA)水平显著升高;MMP1和MMP2组织抑制因子mRNA水平明显降低;挛缩关节囊中转化生长因子(transforming growth factor- β , TGF- β 1)、结缔组织生长因子的mRNA水平显著升高^[11]。

挛缩关节囊中数目增加的肥大细胞通过细胞内诱导介质释放,引起结缔组织成纤维细胞和肌成纤维细胞的纤维化反应。以上因素同时也会造成肌成纤维细胞的上调,肌成纤维细胞是一种表达平滑肌肌动蛋白的高度分化型细胞,兼有平滑肌细胞和成纤维细胞的特征,对组织收缩具有重要作用^[12],并且对创面愈合过程中的创面收缩及病理性瘢痕的发生作用关键。研究显示挛缩患者的关节囊中肌成纤维细胞的数量较正常增加了4—5倍^[5],动物实验模型也证明了在诱导的关节挛缩中,肌成纤维细胞的数量和细胞外基质的增值都有所增加,此外还增加了胶原蛋白交联的形成。以上因素都会造成肘关节创伤后不同程度的僵硬,牵伸治疗软组织挛缩具有很好的效果。

2.3 创伤后肘关节僵硬的分类

肘关节僵硬的病理学是它的分类的基础,大体分为非创伤性和创伤性。创伤后的分类主要依解剖结构进行,Morrey^[12]按解剖位置对肘关节僵硬进行如下分类:包括内部僵硬、外部僵硬和两者结合的僵硬。内部的挛缩包含关节面(关节内粘连、关节内的畸形愈合或关节软骨缺失),而关节外部挛缩(关节囊和肌肉韧带挛缩、异位骨化、关节外畸形愈合和烧伤后的软组织挛缩)则是涉及关节囊及以外的组织。大多数创伤后僵硬的肘关节都有内部和外部的结合。

治疗目的是给患者提供一个无痛的、具备功能的、稳定的肘关节,关节僵硬的时间、严重程度、患者的特殊原因和病理学都是影响治疗方法选择的因素。对于创伤后肘关节僵硬,矫形器在以往的临床使用当中都体现出了良好的治疗效果。因此对于关节内和关节外的肘关节僵硬,排除禁忌症之后都可以采取矫形器配合运动疗法进行康复。

3 矫形器的机制

矫形器牵伸肘关节的目的是使关节周围软组织产生永久性延长的塑性形变。通过施加的机械张力产生生物反应以改变胶原的长度或交联完整性,使排列混乱的胶原纤维更加有序,也可对肌成纤维细胞的产生进行调节,减少肌成纤维细胞的数量。同时能够使增厚的关节囊得到持续外力的牵伸,减小关节囊的厚度,从而增加肘关节的活动范围。软组织在受到牵张力的情况下,可以通过弹性或塑性形变来响应^[5]。弹性形变意味着当受到的牵张力去除时,组织恢复到其原始长度;塑性形变表示当牵张力去除之后,组织将保持

其新的长度。矫形器是用来拉伸紧张或缩短的组织并使其产生组织重塑,具有两种类型的载荷条件:基于蠕变和应力松弛^[13]。

在基于蠕变的载荷中,施加的力是恒定的并且肢体的位移在持续发生变化,这种低负荷延长的伸展是通过使用动态矫形器进行的。动态矫形器即利用蠕变的原理,在保持应力恒定不变的条件下,随着时间的推移软组织应变增加,只要应力的作用时间相当长,蠕变在应力小于弹性极限时也能出现,从而达到治疗挛缩关节的目的。然而蠕变载荷有缺点,这些矫形器可能需要每天穿戴6—12h,治疗过程是痛苦的,并且关节可能由于长时间的压迫而受损。

在应力松弛中,肢体位移是恒定的,而软组织的应力在发生变化。这是静力递增型矫形器的原理,在每次使用过程中指导患者不断调节矫形器的角度,提高关节处的张力,使组织更快地达到塑性形变状态,效果的持续时间更长。静力递增型矫形器的牵张力将缩短的组织保持在其最大可耐受长度,随着每次牵伸的最大可耐受长度的改变,软组织的静息长度也发生了变化,也就达到了增加关节活动范围的目的。

4 肘关节矫形器的临床应用

4.1 各类肘矫形器的机制特点

矫形器的作用是预防、矫正关节的畸形,代偿丧失的功能,而肘关节矫形器是在其僵硬导致功能障碍后利用应力松弛和蠕变的原理扩大肘关节的活动范围。目前主要类型为固定式肘矫形器(static elbow orthosis)、动态肘矫形器(dynamic elbow orthosis)和静力递增型矫形器(static progressive orthosis)。

固定式肘矫形器又叫静态矫形器,角度不可改变,此类矫形器的特点是结构稳定,对肘关节支持性好,可保持前臂的功能位。主要适用于肘关节复位或者术后的固定、保护和功能位的支持,而对僵硬关节角度的扩大和功能障碍的改善作用不大。

动态肘矫形器亦称为功能性上肢矫形器,是利用蠕变的原理。其动力主要由弹力原件如弹簧、气压、液压、钢丝线圈和橡皮条等提供,能持续不断地对肘关节实施恒定的牵引力,起到牵伸的作用。使肘关节实现有意义的目的性运动,代偿丧失的功能和动态预防、矫正畸形,在改善患者肘关节角度方面有较好的作用。但软组织的牵伸都有一定的弹性限度,动态牵引的力度可控性较差,所以蠕变可能会给软组织造成损害,同时由于组织的持久受压可能会导致关节损伤^[14]。牵引力的调节比较困难,如弹簧动力的矫形器需通过定期对弹簧进行剪短来调节弹力的大小。

静力递增型矫形器是运用应力松弛的原理,采用无弹性的零件构成,如螺钉、螺杆、铰链等,产生扭力作用于关节。

具体方法是通过调节矫形器将挛缩关节的两端肢体保持在一定的角度,尽可能地接近关节活动终末位置(屈曲或伸展),甚至超过关节的主动终末位置大约5%^[15],达到最大的可耐受角度。随着时间的延长,当软组织受到牵拉的同时,其所承受的应力逐渐减小,如此重复进行使得关节活动范围不断增加。随着关节最大限度地提升,矫形器也需相应扩大角度,这是静力递增型矫形器的特点所在。

4.2 矫形器的应用情况

4.2.1 矫形器介入时机:矫形器介入肘关节僵硬康复治疗时机应该是越早越好,早期康复效果明显^[16]。有学者发现,关节软骨骨折损伤后,关节制动超过72h,肌肉、肌腱等软组织出现粘连,关节软骨为纤维组织修复;关节固定6—12w后,没有损伤的关节软骨也发生明显的退行性改变。手术内固定为骨折的愈合创造了条件,但为了避免肘关节功能障碍,必须尽早进行以关节运动为主的康复治疗。肌成纤维细胞有收缩和促分泌的功能,当其收缩过度时,会导致软组织的挛缩。而在慢性的肘关节挛缩(5个月以上)中几乎没有肌成纤维细胞,表明其急性创伤后早期的影响更为突出^[17],因此应当早期进行矫形器治疗,可取得较好疗效。

4.2.2 矫形器佩戴剂量:使用矫形器时应该考虑到剂量的问题,剂量也叫牵张总量,应包含使用矫形器的强度、持续时间和频率等因素。在以往的研究当中,矫形器佩戴的强度是以开始佩戴5min之后,患者视觉模拟评分法(visual analogue scale, VAS)评分3分为度,尚未有准确的研究显示应力在多大范围内使软组织产生形变,而不会发生撕裂的情况。

权铁刚等^[18]利用新鲜尸体的手指屈肌腱探究手指屈肌腱应力松弛和蠕变与时间的变化规律,结果显示手指的屈肌腱在施加应力600s之内应力松弛、蠕变的变化较快,之后应力缓慢下降,应变缓慢上升,7200s应力松弛量为0.219MPa,蠕变量为3.1%。说明在对肘关节进行矫形器的牵伸时前10分钟效果较好,当达到120min时软组织蠕变量较明显。从一方面说明了在进行软组织牵伸时,牵伸时间应至少大于2h才能取得较好的效果,这对矫形器的佩戴时间具有指导意义。

目前对于矫形器的佩戴时间一些学者有不同的看法,Glasgow C^[19]认为长时间的佩戴矫形器能取得良好效果,如使用动态矫形器每天1—4次,总的佩戴时间达到8h。Gallucci GL等^[20]让患者每天整夜佩戴,同时白天4次,每次2h(共14—16h/d),平均治疗78d之后范围改善了37°。Gelin JJ等^[21]给患者佩戴静力递增型矫形器每天20h。岳军^[22]使患者佩戴静态矫形器每次20min左右,中间可取下矫形器休息5—10min,每次逐渐延长佩戴时间,直至每天佩戴达到6—8h,取得了明显的效果。Bhat^[23]主张平均每天佩戴15h,在进餐和睡觉时摘下,在每个休息时间进行1h的关节活动训练。

在取得疗效的同时应意识到,长时间佩戴会给患者造成日常生活的不便,还可能由于肘部长期受压引起皮肤损伤、血液循环障碍等问题。有学者对动态矫形器和静力递增型矫形器的使用做了系统的回顾分析,建议静力递增型矫形器每天使用3—4次,每次30min。

Bonutti PM^[24]让患者使用静力递增型矫形器每天每个方向(屈曲和伸展)各佩戴一次,每次30min, Müller AM^[7]和 Ulrich SD^[25]的研究每天每个方向佩戴3次,每次30min,同样达到了很好的效果^[7,25],这一方法也得到了其他许多学者的证实^[7]。由此证明短时间的佩戴也会有明显疗效。在矫形器佩戴时间的长短上仍有争议,据目前的研究,长时间和短时间的使用都有良好效果,而在临床应用时要考虑到患者的实际情况,如患者的耐受能力、适应性、配合程度等。

4.2.3 矫形器佩戴的时限:矫形器的使用时限因人而异,取决于关节活动范围的进步程度。Suksathien R^[26]治疗肘关节挛缩平均的治疗时间持续14周,烧伤后关节挛缩的患者持续佩戴了20个月; Jones V的研究中使用动态矫形器平均时间为3个月,效果明显; Bhat等^[21,23]平均佩戴5个月(3—8个月),亦取得良好效果。目前普遍认为使用肘关节矫形器绝大部分功能的恢复在第1个月内^[27],明显的改善在治疗后最初6个月内,但是持续的康复治疗 and 矫形器佩戴在开始治疗的12个月内都有一定的效果,并且对于儿童的有效时间段会更长。因此建议矫形器的佩戴应在达到满意的治疗效果时结束,或矫形器的疗效停滞为止,但最长不应超过1年。

4.3 各种矫形器对肘关节功能障碍的作用特点

Merolla G^[28]评价动态矫形器对肘关节挛缩治疗的有效性、可用性和耐受性,结果证明动态矫形器对疼痛的减轻、肌肉营养和握力恢复速度、耐受性方面具有很好的效果。动态矫形器通过运用大小始终如一的力量,施加于软组织来保持软组织的张力,从而达到改善活动范围的目的。Veltman ES等^[27]同时对动态和静力递增型矫形器治疗肘关节僵硬的文献进行了综合的回顾分析,使用静力递增型矫形器的患者治疗前肘关节平均活动范围为63°,治疗后平均角度为100°,提高了37°。Gallucci GL^[20]研究30例肘关节活动范围受限的患者,治疗前平均活动度为41°—109°,活动弧度为68°,在伤后或者术后的78d开始使用,连续佩戴动态矫形器75d,平均随访23个月,治疗后活动范围是21°—126°,改善了37°。

近来静力递增型矫形器得到越来越多的重视,对其研究颇多。此类矫形器角度可递进性地增加,并且允许患者逐步地自行调节角度和力量^[13]。通过关节的角度逐渐增加来对挛缩的软组织施加应力,从而降低软组织的张力,软组织达到塑性形变的时间更短并且可维持的时间更长^[25]。Müller AM^[7]对肘关节损伤或者术后僵硬的患者使用静力递增型矫形器每天每个方向佩戴3次,每次30min,取得良好的效果。

Doornberg JN^[29]研究肱尺关节的屈伸角度从治疗前的平均71°到治疗后的平均112°。Gelinas JJ等^[21]报道对22例患者用静力递增型矫形器治疗肘关节僵硬,治疗前平均屈伸活动范围是32°—108°,治疗后平均活动范围是26°—127°,共有11例患者获得了功能性活动范围,并且整个过程安全、无不良反应。

有回顾性研究比较了动态矫形器和静力递增型矫形器的效果:治疗1年后,患者肘关节角度分别改善了36°和37°,肩臂手功能障碍评分(disabilities of the arm, shoulder and hand, DASH)为28分和26分,差异无显著性意义;而异位骨化和尺神经损伤等并发症的发生率在静力递增型矫形器为6%和4%,在动态矫形器为4%和3%^[27]。表明动态矫形器和静力递增型矫形器对肘关节功能障碍的治疗效果都很好,而且并发症率低,无明显差别。由于动态矫形器的特点,牵张力可控性较差,易对软组织产生拉伤,在使用当中应更加注重对软组织损伤风险的控制。

5 小结

矫形器治疗创伤性肘关节功能障碍有较长的历史,取得了很好的疗效。随着科学技术的发展,在传统的矫形器上有很大的改进和衍变,其材料、设计、使用理念、具体治疗方法都有不小的提升。由于机制的不同,静力递增型矫形器的治疗风险较小,不易造成软组织的损伤;动态矫形器在多大的牵伸力作用范围内能产生较大治疗效果而不造成软组织撕裂,还需要更进一步的研究。在矫形器的佩戴强度和时长上,尚缺乏严格系统的对比研究,如短时间多次的佩戴和长时间佩戴的效果差异,还需要更多的探索。

矫形器是利用软组织蠕变学和应力松弛的原理来治疗肘关节功能障碍,由于骨性结构的增生、阻挡、卡压而造成的肘关节活动受限则不能够采用矫形器治疗。矫形器的使用有相应的禁忌症,包括外生性骨疣、关节不稳定、不稳定骨折、急性炎症、异位骨化、感染、骨化性肌炎、关节融合、结构异常等。

在肘关节矫形器的设计中,力和力矩的应用是重点考虑的因素^[30]。目前正在推广应用新的热塑成型材料以及更新型的合成材料,如碳、硼混合纤维等,不仅取代传统的金属支条式矫形器,而且所有材料有硬有软,能带色或透气,还可以内衬泡沫海绵,使矫形器整体更轻便、更美观。未来矫形器可从材料和智能化着手,同时向轻量化、便携化发展,对患者有更好的实用性和依从性。如增加测力原件和传感器,使得应力的施加更准确可控;配置加热功能,有助于在牵伸的同时通过热效应缓解软组织张力。更先进的矫形器和更科学的使用方法,仍需要我们不断地去探索。

参考文献

- [1] 徐雁,王健全,崔国庆,等.46例肘关节镜手术并发症的分析——10年269例肘关节镜手术回顾[J].中国微创外科杂志,2011,(7):615—618.
- [2] 鲁谊,李旭,李奉龙,等.205例肘关节镜术后并发症分析[J].中国运动医学杂志,2015,(8):721—725.
- [3] 张经纬,汪春阳,范存义.肘关节僵硬治疗研究进展[J].国际骨科学杂志,2013,(3):160—163.
- [4] 姜岳武,毛兆光,郭亮,等.铰链式外固定支架在治疗肘关节骨折术后僵硬中的应用[J].浙江中医药大学学报,2014,(4):430—432.
- [5] Jones V. Conservative management of the post-traumatic stiff elbow: a physiotherapist's perspective[J]. *Shoulder Elbow*, 2016, 8(2):134—141.
- [6] Wadsworth TG. Injuries of the capitular (lateral humeral condylar) epiphysis[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1972, (85):127—142.
- [7] Müller AM, Sadoghi P, Lucas R, et al. Effectiveness of bracing in the treatment of nonosseous restriction of elbow mobility: a systematic review and meta-analysis of 13 studies [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013, 22(8):1146—1152.
- [8] Søjbjerg JO. The stiff elbow[J]. *Acta Orthop Scand*, 1996, 67(6):626—631.
- [9] Sardelli M, Tashjian RZ, MacWilliams BA. Functional elbow range of motion for contemporary tasks[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2011, 93(5):471—477.
- [10] Schreiber JJ, Paul S, Hotchkiss RN, et al. Conservative management of elbow dislocations with an overhead motion protocol[J]. *J Hand Surg Am*, 2015, 40(3):515—519.
- [11] Mittal R. Posttraumatic stiff elbow[J]. *Indian J Orthop*, 2017, 51(1):4—13.
- [12] Morrey BF. The posttraumatic stiff elbow[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2005, (431):26—35.
- [13] Schwartz DA. Static progressive orthoses for the upper extremity: a comprehensive literature review[J]. *Hand (N Y)*, 2012, 7(1):10—17.
- [14] McGrath MS, Ulrich SD, Bonutti PM, et al. Evaluation of static progressive stretch for the treatment of wrist stiffness [J]. *J Hand Surg Am*, 2008, 33(9):1498—1504.
- [15] 倪国新,成海平,吴宗耀.兔膝挛缩韧带应力松弛及蠕变特性的研究[J].中国康复医学杂志,1998,(5):18—20.
- [16] Iordens GI, Van Lieshout EM, Schep NW, et al. Early mobilisation versus plaster immobilisation of simple elbow dislocations: results of the FuncSiE multicentre randomised clinical trial[J]. *Br J Sports Med*, 2017, 51(6):531—538.
- [17] Mellema JJ, Lindenhovius AL, Jupiter JB. The posttraumatic stiff elbow: an update[J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2016, 9(2):190—198.
- [18] 权铁刚,高明,马洪顺.手指屈肌腱应力松弛的蠕变实验[J].中国组织工程研究与临床康复,2009,(4):697—700.
- [19] Glasgow C, Wilton J, Tooth L. Optimal daily total end range time for contracture: resolution in hand splinting[J]. *J Hand Ther*, 2003, 16(3):207—218.
- [20] Gallucci GL, Boretto JG, Dávalos MA, et al. The use of dynamic orthoses in the treatment of the stiff elbow[J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2014, 24(8):1395—1400.
- [21] Gelinas JJ, Faber KJ, Patterson SD, et al. The effectiveness of turnbuckle splinting for elbow contractures[J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2000, 82(1):74—78.
- [22] 岳军,胡文清,许琼芳,等.可调型矫形器在肘关节功能障碍中的应用[J].河北医科大学学报,2011,(1):110—111.
- [23] Bhat AK, Bhaskaranand K, Nair SG. Static progressive stretching using a turnbuckle orthosis for elbow stiffness: a prospective study[J]. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 2010, 18(1):76—79.
- [24] Bonutti PM, Windau JE, Ables BA, et al. Static progressive stretch to reestablish elbow range of motion[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1994, (303):128—134.
- [25] Ulrich SD, Bonutti PM, Seyler TM, et al. Restoring range of motion via stress relaxation and static progressive stretch in posttraumatic elbow contractures[J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2010, 19(2):196—201.
- [26] Suksathien R, Suksathien Y. A new static progressive splint for treatment of knee and elbow flexion contractures [J]. *J Med Assoc Thai*, 2010, 93(7):799—804.
- [27] Veltman ES, Doornberg JN, Eygendaal D, et al. Static progressive versus dynamic splinting for posttraumatic elbow stiffness: a systematic review of 232 patients[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2015, 135(5):613—617.
- [28] Merolla G, Bianchi P, Porcellini G. Efficacy, usability and tolerability of a dynamic elbow orthosis after collateral ligament reconstruction: a prospective randomized study[J]. *Musculoskelet Surg*, 2014, 98(3):209—216.
- [29] Doornberg JN, Ring D, Jupiter JB. Static progressive splinting for posttraumatic elbow stiffness[J]. *J Orthop Trauma*, 2006, 20(6):400—404.
- [30] Abd Razak NA, Abu Osman NA, Gholizadeh H, et al. Biomechanics principle of elbow joint for transhumeral prostheses: comparison of normal hand, body-powered, myoelectric & air splint prostheses[J]. *Biomed Eng Online*, 2014, (13):134.