Res, 2002, 17: 349—357.
[13] Rubin C, Turner AS, Mallinckrodt C, et al. Mechanical strain, induced noninvasively in the highfrequency domain, is anabolic to cancellous bone, but not cortical bone [J]. Bone, 2002,30:445—452.
[14] Zhang P, Tanaka SM, Jiang H, et al. Diaphyseal bone formation in murine tibiae in response to knee loading [J]. J Appl Physiol, 2006, 100(5): 1452—1459.
[15] Iwamoto J, Takeda T, Sato Y,et al.Effect of whole-body vibration exercise on lumbar bone mineral density, bone turnover, and chronic back pain in post-menopausal osteoporotic women treated with alendronate [J]. Aging Clin Exp Res, 2005, 17(2): 157—163.
[16] Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, et al. Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study [J]. J Bone Miner Res,2003,18:876—884.
[17] Gutin B, Peterson M, Galsworthy T, et al. A screening and counseling program for prevention of osteoporosis [J]. Osteoporosis Int, 1992,2(5): 252—256.
[18] Sirola J, Tuppurainen M, Honkanen R, et al. Associations between grip strength change and axial postmenopausal bone loss --a 10-year population-based follow-up study [J]. Osteoporos Int, 2005, 16(12):1841—1818.
[19] Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training[J]. Med Sci Sports Exerc, 2003,35:1033—1041.
[20] Cardinale M,Wakeling J.Whole body vibration exercise: are vibrations good for you[J]? British Journal of Sports Medicine, 2005,39:585—589.
[21] Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women [J]. J Am Geriatr Soc, 2004,52: 901—908.
[22] Froster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review [J]. Crit Rev Biomed Eng, 1989,17(1):25—104.
[23] Fritton JC, Rubin CT, Qin YX. Whole body vibration in the skeleton: development of a resonance based device [J]. Ann Biomed Eng, 1997,25:831—839.
[24] Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, et al. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance[J]. Med Sci Sports Exerc, 2002,34:1523—1528.
[25] Issurin VB, Liebermann DG, Tenenbaum G.Effect of vibration stimulation training on maximal force and flexibility[J]. Journal of Sports Sciences,1994,484 :237—246.
[26] Shih TT, Liu HC, Chang CJ, et al. Correlation of MR lumbar spine bone marrow perfusion with bone mineral density in female subjects[J]. Radiology, 2004, 233: 121—128.
[27] Huang RP, Rubin C, McLeod KJ. Changes in postural muscle dynamics as a function of age [J].J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 1999, 54: B352—B35.
[28] Stewart JM, Karman C, Montgomery LD, et al. Plantar vibration improves leg fluid flow in perimenopausal women [J]. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol, 2005, 288: 623—629.
[29] Qin YX, Lin W, Rubin C. The relationship between bone fluid flow and adaptation as stimulated by intramedullary hydraulic loading[J]. Trans Orth Res Soc, 2001, 26:319.
[30] Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, et al. Vibrating insoles and balance control in elderly people [J]. Lancet, 2003, 362(9390): 1123—1124.
[31] van Nes IJ, Geurts AC, Hendricks HT, et al. Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients: preliminary evidence [J]. Am J Phys Med Rehabil, 2004, 83(11):867—873.
[32] Bosco C, Iacovelli M, Tsarpela O, et al. Hormonal responses to whole-body vibration in men[J]. Eur J Appl Physiol, 2000, 81: 449—454.

·综述·

改良踝足矫形器的应用进展

孟殿怀[1] 王 彤[1]

矫形器是以减轻身体运动功能障碍为目的的一种体外装置，其中应用于踝关节的矫形器称为踝足矫形器（ankle-foot orthosis,AFO),也称小腿矫形器。常见的 AFO 有全接触塑料 AFO、带踝关节铰链的塑料 AFO、金属条 AFO、免荷 AFO 和软性 AFO 五种[1]。

AFO 常用于先天性或后天性内外翻足、尖足和各种瘫痪性疾病引起的踝足关节不稳等，可起到扩大足与地面的接触、加强对体重的支持、踝足关节的稳定、改善步态、防止踝足部变形等作用[2];同时 AFO 常用于踝与后足部疾患[3],以帮助减轻疼痛和稳定关节。由于 AFO 的应用范围较广,且没有根据具体情况进行调整,因此也有着明显不足:①关节(包括踝与足部关节)活动范围受限,长期穿戴导致局部肌肉功能下降;②形体过大,增加了局部皮肤受压的可能,可引起红肿、水泡,甚至破溃、感染等;③限制了足离地时蹬地动作,加上其对下肢额外的重量负荷,导致步态僵硬、不协调等。正因为有这些不足,多年来临床医生与科研工作者一直在寻求各种各样的改良方式，以求在现有标准 AFO 作用的基础上,附加某些治疗或保护性功能。本文就踝足矫形器的改良与应用进展作一综述。

1 带抑制条的 AFO(AFO with inhibitor bar)

Bronkhorst 和 Lamb[4]在 1987 年最早开始在 AFO 上增添一个抑制条,以降低脑瘫患者的跖屈肌张力(图 1)。抑制条是一个位于远节趾骨和中间趾骨之间的衬垫,其应用目的是降低远段趾骨的压力,以避免诱发屈趾反射,并最终降低下肢的跖屈肌张力。Diamond 等[5]的研究表明,带抑制条的 AFO 可以提高偏瘫患者的步行能力。

目前还没有研究表明带抑制条的 AFO 可以降低步行时的肌张力。Crenshaw 等[6]的报道指出,对于患有先天性痉挛性麻痹的儿童所使用的铰链式 AFO,附加抑制条与否,没有显著的功能性差异。

虽然带抑制条的 AFO 是否能够改善痉挛步态仍不确

1 南京医科大学第一附属医院康复科,210029
作者简介:孟殿怀,男,主治医师
收稿日期:2007-05-17

定，但 Kondo 等[7]报道了利用带抑制条的 AFO 可以减轻偏瘫患者因跖屈肌痉挛引起的疼痛，并使患者的步态更协调流畅；Manabu 等[8]的研究也表明，对伴有强直性足跖屈曲（tonic toe flexion reflex，TTFR）的偏瘫患者而言，附加抑制条的 AFO 可以提高他们的步行能力。

2 前置 AFO（anterior ankle-foot orthosis，A-AFO）

AFO 有多种类型，金属材质的 AFO 已经逐渐被塑料材质的 AFO 所取代，因为前者较重且外观较笨拙。常规的塑料 AFO 主要是后置式，利用分层或真空技术在下肢石膏阳模上进行制作[9]。而前置 AFO 由低温热塑板材制成，属前置式，这种设计更有利于在室内赤脚或穿鞋行走，因而在中国台湾地区受到广泛应用[10]；另外，前置 AFO 也可由高温热塑板材制作（图 2）。

图 1 带抑制条的 AFO

图 2 前置 AFO

Huang 等[18]观察了踝关节、距下关节骨性关节炎的患者分别穿戴常规 AFO、后足式 H-AFO（HFO-R）、铰链式 H-AFO（HFO-A）的运动功能，发现：HFO-A 对后足部位的限定作用不如 AFO，但是对前足部位的限定作用与 AFO 相同；而 HFO-R 对后足的限定作用与 AFO 差异无显著性意义，且前足有足够的活动空间。因此，作者认为，对于踝关节骨性关节炎的患者而言，HFO-R 是最理想的矫形器。

Harold 等[19]也对此三种步行方式用测量地面反作用力方式进行了研究，认为：AFO 和 HFO-R 比 HFO-A 更能限制后足的矢状面运动；三种方式均能限制后足的冠状面运动，而 AFO 最好；HFO-A 与 AFO 可以限制后足的横断面运动。因此，要限制矢状面（即前后向）的运动，最好用 AFO 或 HAFO-R；如果同时要限制冠状面与横断面的运动，则最好使用 AFO。

4 带液压减震器的 AFO

穿戴常规 AFO 可以限制踝关节跖屈，以阻止摆动相的足下垂，但过度的对抗跖屈将引起支撑相时膝关节屈曲。Lehmann 等[20]报道，对抗跖屈的力度越大，膝关节屈曲的角度越大。因此就需要精确的设定跖屈对抗装置。对多种塑料 AFO 灵活度的研究表明[21]，通过选择适当的运动轨迹或塑料材质的厚度来精确调节灵活度是比较困难的。

Osamu 等[22]发明了一种液压减震器（图 4），它可以在支撑相初期对抗踝关节跖屈活动，且对抗强度根据患者的实际情况进行个性化的调节。作者对 2 例偏瘫患者穿戴液压减震 AFO 与常规 AFO 的步态进行分析，结果表明，液压减震 AFO 在充分的跖屈控制的基础上，可以减缓支撑相膝关节的屈曲，从而使得步态更加协调舒适。

Wong 等[11]报道 68 例早期偏瘫患者，有 46 例（67.8%）用 A-AFO 可以显著的改善步行，且没有任何主观不适的申诉。Chen 等[12]研究了 A-AFO 对偏瘫步态的影响，表明穿戴 A-AFO 患者的步速明显提高，而足触地时的负荷降低。此外，Chen 等[13]的研究表明，相比于常规的 AFO，A-AFO 对人体姿势的稳定性没有任何负面效应，且侧方承重能力有所提高。

3 后足 AFO（hindfoot ankle-foot orthosis，H-AFO）

AFO 常用于踝与后足部疾患[3]，如骨关节炎[14]、风湿性关节炎[15]、关节不稳[16]或扁平足[17]。AFO 通过控制炎症关节前后向的相互运动而减轻炎症与疼痛，同时最大限度的减轻 AFO 总量与体积可以更好的维持患者的运动功能，因此出现了后足 AFO，即在常规 AFO 的基础上，去除了足地面跟骨前侧的部分，同时小腿后侧的部分也大大缩短（图 3）。

图 3 常规 AFO 与后足 AFO

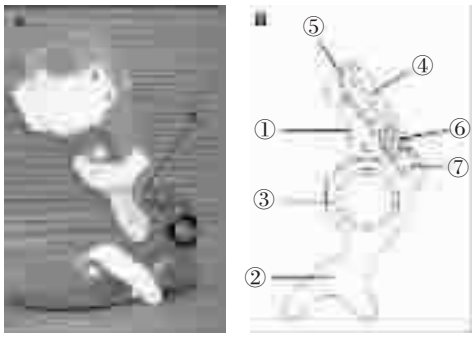

图 4 A 带液压减震器的 AFO；B 液压减震器的设计简图

①液压减振单元；②金属托；③环形部；④液压杠；⑤液压调节螺丝；⑥弹簧部；⑦关节角度调节帽

5 动力式 AFO（powered ankle-foot orthosis，P-AFO）

踝关节跖屈肌对步行时产生前向速度及支撑体重比较关键[23]，因此 Ferris 等[24-25]发明了一种简便的动力式 AFO（P-AFO）（图 5），可以在步行时辅助跖屈。P-AFO 包含了小腿后侧的碳纤维柄（人工肌）与聚丙烯足面。在碳纤维柄底部有压力传感器，可以在足接触/离开地面时感受到压力，从而带动碳纤维柄发生相应的变化以产生跖屈力。

另外，还有人发明了两类 P-AFO[26-27]，但其设计目的仅是提供足背屈力矩，而不是辅助跖屈。

图 5 动力式 AFO

国内近年来也有人开始对踝足矫形器进行改良设计,以期获得更好的临床效果。易南等[28]观察了带楔鞋与硬踝足矫形器联合应用对膝屈曲挛缩脑性瘫痪儿童膝关节伸展能力和平衡功能的影响，发现其可以提高患儿的站立平衡能力,并增强了膝关节的伸展能力;孟殿怀等[29]在普通 AFO 小腿后侧的支撑板上附加可调节式胫骨推移板，观察了 10 例健康大学生穿戴后对其膝关节运动角度的影响,发现膝关节屈曲角度(支撑相早期、支撑相中期及最大值)明显增加。

在实际的临床工作中，我们应依据患者的具体病情、功能需求选择装配相应的 AFO,如单纯足下垂可选用前置 AFO(A-AFO),后足疼痛宜选用后足 AFO(H-AFO);同时需要考虑患者的伴随症状,如伴有跖屈肌痉挛的患者宜选择带有抑制条 AFO,伴有小腿三头肌无力时选择动力式 AFO(P-AFO)等。当然,以上各种改良方式只是给出了一种解决 AFO 实际应用中出现的各种临床问题的思路，临床疾病多种多样,足踝部功能障碍也是变化多端,这就需要临床医生与科研工作者继续不断的努力，从而为患者设计与装配最为合适的 AFO。

参考文献

[1] 赵辉三主编. 假肢与矫形器学 [M]. 北京: 华夏出版社, 2005. 155—166.

[2] 胡莹媛. 治疗小儿脑性瘫痪的常用矫形器 [J]. 现代康复, 2001,5(5):24—25.

[3] Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA. Orthoses in the treatment of rearfoot problems[J]. J Am Podiatr Med Assoc,1999,89: 220—233.

[4] Bronkhorst AJ, Lamb GA. An Orthosis to aid in reduction of lower-limb spasticity[J]. Orthot Prosthet, 1987,41:23—28.

[5] Diamond MF, Ottenbacher KJ. Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis[J]. Phys Ther, 1990,70:423—430.

[6] Crenshaw S, Herzog R, Castagno P, et al. The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy [J]. J Pediatr Orthop, 2000,20: 210—216.

[7] Kondo I, Sasaki K, Soma M, et al. Effect of inhibitor bar for toe pain of hemiplegic patients [J]. Bull JPN Soc Prosthet Orthot, 1996,12:24—29.

[8] Manabu Iwata, Izumi Kondo, Yoshihiro Sato, et al. An ankle-foot orthosis with inhibitor bar: Effect on hemiplegic gait [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2003, 84:924—927.

[9] Wu KK. Foot orthoses: principles and clinical applications[M]. Baltimore(MD): Williams & Wilkins,1990.

[10] Wu SH. An anterior direct molding ankle-foot orthosis [J]. J Occup Ther Assoc ROC,1992,10:75—81.

[11] Wong MK, Tang FT, Wu SH, et al. Clinical trial of a low-temperature plastic anterior ankle foot orthosis [J]. Am J Phys Med Rehabil,1992,71:41—43.

[12] Chen CH, Yeung KT, Wu SH, et al. Effects of an anterior ankle-foot orthosis on hemiplegic gait[J]. J Rehabil Med Assoc ROC,1998,26:119—127.

[13] Chen CL, Yeung FT, Wang CH, et al. Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1999,80:1587—1592.

[14] Bono CM, Berberian WS. Orthotic devices: Degenerative disorders of the foot and ankle [J]. Foot Ankle Clin,2001,6: 329—340.

[15] Woodburn J, Barker S, Helliwell PS. A randomized controlled trial of foot orthoses in rheumatoid arthritis [J]. J Rheumatol, 2002,29:1377—1383.

[16] Simpson KJ, Cravens S, Higbie E, et al. A comparison of the sport stirrup, malleoloc, and swede-o ankle orthoses for the foot-ankle kinematics of a rapid lateral movement [J]. Int J Sports Med,1999,20:396—402.

[17] Imhauser CW, Abidi NA, Frankel DZ, et al. Biomechanical evaluation of the efficacy of external stabilizers in the conservative treatment of acquired flatfoot deformity [J]. Foot Ankle Int,2002,23:727—737.

[18] Huang YC, Harbst K, Kotajarvi B, et al. Effects of ankle-foot orthoses on ankle and foot kinematics in patient with ankle osteoarthritis[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87(5): 710—716.

[19] Kitaoka HB, Crevoisier XM, Harbst K, et al. The effect of custom-made brace for the ankle and hindfoot on ankle and foot kinematics and ground reaction forces [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87(1): 130—135.

[20] Lehmann JF, Esselman PC, Ko MJ, et al. Plastic ankle-foot orthoses: evaluation of function [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1983,64:402—407.

[21] Nagaya M. Shoehorn-type ankle-foot orthoses: prediction of flexibility[J]. Arch Phys Med Rehabil,1997,78:82—85.

[22] Yokoyama O, Sashika H, Hagiwara A, et al. Kinematic effects on gait of a newly designed ankle-foot orthosis with oil damper resistance: a case series of 2 patients with hemiplegia [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2005, 86(1):162—166.

[23] Gottschall JS, Kram R. Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking [J]. Journal of Applied Physiology, 2003,94(5): 1766—1772.

[24] Ferris DP, Czerniecki JM, Hannaford B. An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles [J]. Journal of Applied Biomechanics, 2005,21:189—197.

[25] Gordon KE, Sawicki GS, Ferris DP. Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis [J]. J Biomech, 2006, 39(10): 1832—1841.

[26] Andersen JB, Sinkjaer T. An actuator system for investigating electrophysiological and biomechanical features around the human ankle joint during gait [C]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1995. 299—306.

[27] Blaya JA, Herr H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait [C]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2004. 24—31.

[28] 易南,王冰水,王斌,等.带楔鞋与硬踝足矫形器联合应用对膝屈曲脑性瘫痪儿童膝关节伸展能力的改善效应[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11(5):900—902.

[29] 孟殿怀,王彤,李涛.改良式踝足矫形器对膝关节运动角度的影响[J].中国康复医学杂志,2007,22(4):326—328.