

固定式踝足矫形器对下肢的影响

周大伟¹ 杨建坤²

摘要 目的:通过正常人体模拟穿戴矫形器的运动学和动力学分析,探讨固定式踝足矫形器的使用范围。**方法:**采用塑料制固定式踝足矫形器,通过 12 名正常女性穿戴矫形器和没有穿戴矫形器行走于 10m 长的步态分析试验平台上,采集受试者身上相应的标志点和测力平台数据。**结果:**计算得出受试者在穿戴矫形器和没有穿戴矫形器时相关的下肢运动角度和关节力矩等数据,并进行相应的对比分析。**结论:**只有充分考虑了患者各个关节的情况,才能制作出适合该患者的固定式踝足矫形器。

关键词 踝足矫形器;步态分析;关节力矩

中图分类号:R493,R318,R496 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2006)-09-0829-03

长久以来,很多的矫形技师对于足部和踝关节的疾病(例如:马蹄足、腓神经麻痹等)都给患者适配塑料固定式踝足矫形器或在塑料固定式踝足矫形器的基础上施加一定的矫正力量。他们在给患者适配的同时也意识到塑料固定式踝足矫形器不光固定了踝关节,同时也对患者本身相关肢体的其他各个关节运动角度和力矩产生一定影响^[1],但是这种意识只限于矫形技师自身对大量患者的装配经验之上,并没有具体分析研究其作用机制。

1 材料与方法

1.1 研究对象

接受测试者共有 12 例,全部为女性,平均年龄(21 ± 0.45)岁,平均身高(162 ± 5.4)cm,平均体重(54 ± 7.8)kg。经检查双下肢均无明显的骨骼畸形,肌力正常。

1.2 设备

步态分析试验平台包括 6 个红外线摄像机(ProReflex Motion Capture Unit 240,Qualisys Medical Inc)和同步触发的两个三维测力平台(AMTI,Advanced Mechanical Technology Inc)。

1.3 实验方法

根据受试者右腿制作塑料固定式踝足矫形器(图 1),矫形器的前侧边缘均不超过小腿肢体侧面中线。矫形器含有固定跟高 1.5cm,采用假肢用 5mm 厚度的泡沫板材填充。为了减少不同的鞋底对矫形器地面反力的影响,受试者不穿戴矫形器光脚行走于步态分析试验平台上;在穿戴矫形器后为了弥补矫形器所含跟高对左侧下肢造成的不等高,我们在受试者左侧足跟底部仍然采用假肢用 5mm 厚度的泡沫板材垫高 1.5cm,然后让受试者行走于步态分析测试平台之上^[2]。

1.4 数据的采集和处理

通过粘贴在受试者右足部、右小腿、右大腿、骨盆上的标志点,使用红外线摄像机采集标志点空间运动轨迹数据和测力平台采集动力学数据,运用 C-Motion Inc.公司编制的国际通用生物力学分析软件 Visual 3D Version 3.0 计算得出受试者右下肢的各关节角度(°)和关节力矩($N \cdot m/kg$)。受试者右下肢的三维坐标和标志点的放置如图 2 所示。定义

图 1 固定式踝足矫形器

图 2 骨骼三维坐标系

人体自然站立时各关节角度为中立 0°。步态周期通过地面反力得出:足跟着地(0% gait cycle),足平放(0%—10%,gait cycle),站立中期(10%—30%,gait cycle),蹬离期(30%—60%,gait cycle),摆动初期(60%—70%,gait cycle),摆动中期(70%—85%,gait cycle),摆动末期(85%—100%,gait cycle)^[3]。

将 12 名受试者的各个关节角度和力矩数据进行平均见图 3—4^[4]。将运动学数据和动力学数据按照穿戴矫形器和没有穿戴矫形器的右腿步态周期的区域划分成足平放、站立中期、蹬离期、摆动初期、摆动中期、摆动末期的各区域平均值,见表 1—6。

2 结果

2.1 运动学分析

见图 3 和表 1—3 的数据对比。

踝关节运动角度:受试者在穿戴了固定式踝足矫形器后在人体三个平面内角度都有所减弱,特别是在矢状面内(跖屈、背屈)的蹬离期(平均值差别 3.46°)和摆动初期(平均值差别 12°),额状面内(外翻、内翻)的摆动初期(平均值差别 13.91°)、水平面内(内旋、外旋)的摆动初期(平均值差别 3.25°)。因此固定式踝足矫形器能够很好的固定踝关节,限制踝关节的运动。

1 中国假肢矫形技术学校,北京东燕郊学院街 25 号,065201

2 清华大学精密仪器与机械学系

作者简介:周大伟,男,助理工程师

收稿日期:2005-12-05

膝关节运动角度:受试者在穿戴了固定式踝关节矫形器后膝关节也受到了不同程度的影响。在额状面内膝关节的外展角度受到了明显的控制,特别是在蹬离期后期(平均值差别 8.61°)和摆动初期(平均值差别 11.65°),受试者在穿戴矫形器和没有穿戴矫形器有显著的差别。在水平面内,受试者穿戴固定式踝足矫形器后在蹬离后期没有明显的外旋角度,而且整个运动角度的变化率值较小。

髋关节运动角度:受试者在穿戴了固定式踝关节矫形器后髋关节所受影响最小,只是在额状面内的摆动初期髋关节内收角度较大(平均值差别 6.59°)。

2.2 力学分析

见图 4 图示和表 4—6 的数据对比。

踝关节力矩分析:矢状面内受试者在穿戴了固定式踝足矫形器后在足跟着地到足平放时期,由于塑料矫形器足底板的控制,地面反力一直位于踝关节后方,使踝关节受到的跖屈力矩向后有所延迟,但平均值基本相同。蹬离期在水平面不穿戴矫形器时足部有明显的外旋力矩(平均值为 0.07nm/kg),而穿戴了矫形器后这个外旋力矩被限制了。

膝关节力矩分析:矢状面内,受到固定式矫形器对踝关节产生的跖屈力矩的影响,受试者的膝关节在足平放到站立中期受到较大的屈膝力矩(平均值差别 0.51nm/kg),而在蹬离期膝关节受到较小

图 3 右腿运动学曲线图

图 4 右腿动力学曲线图

表 1 步态周期穿戴矫形器和不穿戴矫形器矢状面(屈/伸)各关节角度对比

($^{\circ}$)

	正常						穿戴矫形器					
	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期
踝关节	4.22	-1.40	-5.28	13.35	-1.53	-2.95	2.49	1.19	-1.82	1.35	0.61	1.32
膝关节	10.78	9.88	11.22	55.63	58.72	16.83	10.38	12.91	4.59	46.63	59.32	19.92
髋关节	-24.13	-8.72	10.80	-5.80	-24.36	-30.10	-29.91	-14.54	7.17	-2.72	-24.49	-33.43

表 2 步态周期穿戴矫形器和不穿戴矫形器额状面(外翻/内翻)各关节角度对比

($^{\circ}$)

	正常						穿戴矫形器					
	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期
踝关节	-4.15	-1.36	-9.10	-16.07	-8.14	-7.36	-3.30	-1.26	-0.24	-2.16	-2.37	-2.67
膝关节	2.02	0.27	7.47	12.38	13.24	3.55	0.43	-0.59	-1.14	0.73	8.39	2.39
髋关节	-2.53	-1.98	-0.67	5.43	-0.13	1.09	-1.44	-2.87	-0.25	3.83	-1.49	-5.50

表3 步态周期穿戴矫形器和不穿戴矫形器水平面(外旋/内旋)各关节角度对比 (°)

	正常						穿戴矫形器					
	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期
踝关节	-4.89	-0.35	-4.24	-4.38	-4.62	-5.49	-2.99	0.04	2.11	-1.13	-0.63	-1.60
膝关节	6.48	4.44	7.60	-8.19	-0.81	12.30	1.44	-1.94	-4.50	-8.95	-9.61	-1.53
髋关节	5.81	2.54	5.81	13.83	11.13	4.03	5.89	6.00	6.81	15.07	14.73	3.70

表4 步态周期穿戴矫形器和不穿戴矫形器矢状面(屈/伸)各关节力矩对比 (nm/kg)

	正常						穿戴矫形器					
	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期
踝关节	0.08	-0.26	-0.77	0.02	0.01	0.01	0.08	-0.24	-0.82	-0.03	0.01	0.01
膝关节	0.04	-0.23	-0.61	0.07	-0.02	-0.22	-0.02	0.28	-0.21	0.06	-0.02	-0.15
髋关节	-0.19	-0.41	-0.41	0.25	-0.06	-0.31	-0.23	-0.19	0.14	0.24	0.07	-0.15

表5 步态周期穿戴矫形器和不穿戴矫形器额状面(外翻/内翻)各关节力矩对比 (nm/kg)

	正常						穿戴矫形器					
	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期
踝关节	0.01	-0.02	-0.14	0.01	0.00	0.00	0.00	-0.02	-0.13	0.00	0.00	0.00
膝关节	-0.06	-0.17	-0.15	0.06	-0.04	-0.04	-0.01	-0.15	-0.12	0.03	0.00	-0.02
髋关节	-0.19	-0.39	-0.34	0.14	-0.08	0.03	-0.05	-0.46	-0.40	0.11	0.01	-0.02

表6 步态周期穿戴矫形器和不穿戴矫形器水平面(外旋/内旋)各关节力矩对比 (nm/kg)

	正常						穿戴矫形器					
	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期	足平放	站立中期	蹬离期	摆动初期	摆动中期	摆动末期
踝关节	-0.01	-0.02	0.07	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.02	-0.01	0.00	0.00	0.00
膝关节	0.00	-0.03	-0.03	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.01	-0.09	0.00	0.00	0.00
髋关节	0.01	-0.01	-0.09	-0.04	0.02	0.01	0.00	0.03	-0.07	-0.02	0.01	-0.01

的伸膝力矩。水平面内,受试者的膝关节在蹬离期受到内旋力矩(平均值-0.09nm/kg)。

髋关节力矩:矢状面内,受试者在穿戴固定式踝足矫形器后的蹬离期前期,地面反力位于髋关节后产生了较大的伸展力矩(平均值-0.19nm/kg),而同一时期受试者光脚行走时髋关节受到的却是屈髋力矩(平均值-0.41nm/kg)。

3 结论

穿戴固定式踝足矫形器后,受试者踝关节的角度在各方面都受到了较好的控制,但是,踝关节被控制以后膝关节和髋关节在各个面内的角度和所受地面反力对各关节的力矩都受到了不同程度的影响。额状面内、水平面内,膝关节的内收/外展,内旋/外旋等也得到了一定的控制。矢状面内膝关节由于受到了地面反力对踝关节跖屈力矩的影响,自身也受到了较大的屈膝力矩。综上所述,制作塑料固定式踝足矫形器时,我们不仅要考虑患者踝关节的情况,而且还要充分考虑患者膝关节、髋关节的情况^[5-6]。如果患者的伸膝肌肉和屈髋肌肉不足以抵抗上述所说的地面反力对膝、髋关节产生力矩的情况,那么患者既使穿戴了固定式踝足矫形器仍然得

不到较好的步态。

参考文献

- [1] Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics[J]. Gait Posture, 2002, 16(2): 159—179.
- [2] Mulder T. Clinical gait analysis in a rehabilitation context: some controversial issues [J]. Clinical Rehabilitation, 1998, 12(2): 99.
- [3] Carollo JJ, Matthews D. Strategies for clinical motion analysis based on functional decomposition of the gait cycle[J]. Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America, 2002, 13(4): 949.
- [4] 郭忠武, 王广志. 正常青年人步态运动学参数的研究[J]. 中国康复理论与实践, 2002, 8(9): 532.
- [5] Banta JV. The evolution of gait analysis: a treatment decision-making tool[J]. Conn Med, 2001, 65(6): 323.
- [6] Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part III—kinetics and energy assessment [J]. Gait Posture, 2005, 21(4): 447—461.