文章编号:1004-7220(2022)01-0066-07

一种刚度可调的前置式足下垂矫形器研制

李思远[1], 谷彦颉[1], 王 晨[2], 陈文明[1*], 马 昕[1,2*]
(1. 复旦大学 工程与应用技术研究院, 上海 200433; 2. 复旦大学附属华山医院 骨科, 上海 200040)

摘要:目的 针对足下垂步态患者,设计一种刚度可调的前置式踝足矫形器(ankle foot orthosis, AFO),实现对患者踝关节病态跖屈的最佳限制以恢复踝关节自然步态的目的。**方法** 通过自制实验装置测得 10 名 18~55 岁肌肉无力导致足下垂男性患者畸形矫正所需的最小矫治力矩,应用于 AFO 材料选择。通过力学拉伸实验,研究不同填充结构及填充率参数和弹性模量的关系。选取 1 名典型性足下垂患者,以其足部几何数据和优选的填充材料和填充结构 3D 打印快速制作出贴合患者足部形状的前置式 AFO,进行赤足和穿戴两种 AFO(前置式刚性和前置式柔性)情况下运动学和跖屈肌群表面肌电的测试,验证 AFO 对跖屈最佳限制的有效性和踝关节外翻、跖屈功能保留的程度。**结果** 10 位足下垂患者所需的最小矫正力矩为 2.16 N·m。相比前置式刚性 AFO,穿戴前置式柔性 AFO 时,踝关节跖屈活动度增加 67.8%;内外翻活动度增加 88.6%;负责跖屈功能的比目鱼肌、腓肠肌内侧头和腓肠肌外侧头激活程度也分别减少 38.3%、46.6% 和 55.8%。**结论** 该刚度可调式 AFO 可用于足下垂患者的个性化矫形定制,具备更有效、更适合日常长期使用的矫形功能和潜力。

关键词:足下垂; 3D 打印; 踝足矫形器; 步态; 表面肌电
中图分类号:R 318.01 **文献标志码:** A
DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.010

Development of an Anterior Foot Drop Ankle Foot Orthosis with Adjustable Stiffness

LI Siyuan[1], GU Yanjie[1], WANG Chen[2], CHEN Wenming[1*], MA Xin[1,2*]
(*1. Academy for Engineering and Technology, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2. Department of Orthopedics, Huashan Hospital, Fudan University, Shanghai 200040, China*)

Abstract: Objective For patients with foot drop gait, to design a kind of anterior ankle foot orthosis (AFO) with adjustable stiffness, so as to restore natural gait of the ankle by limiting the patients' unusual plantar flexion to the optimum extent. **Methods** The minimum orthodontic moment of 10 foot drop male patients was measured by self-made experimental equipment, which could be used to select optimum material modulus of the AFO. The relationship between elastic modulus and different filling structures and filling ratio parameters was studied by tensile test. A typical patient with foot drop was selected, and the anterior AFO fitting the shape of patient's foot was quickly made by three-dimensional (3D) printing with foot geometric data and specific filling material, filling structure and filling rate. The kinematics and surface electromyography (sEMG) of plantar flexors were tested under barefoot and wearing two kinds of AFOs, so as to verify the effect of the AFO on plantar flexion. The

收稿日期:2021-02-08; **修回日期:**2021-03-22
基金项目:上海市科技创新行动计划生物医药科技支撑专项(20S31901000)
通信作者:陈文明,副研究员,E-mail: wmchen@fudan.edu.cn;马昕,教授,E-mail: prof.xin.ma@qq.com
* 为共同通信作者

effectiveness of the limitation and the degree of preservation of ankle valgus and plantar flexion were discussed. **Results** The minimum corrective torque required for 10 male patients with foot drop was 2.16 N·m. Compared with the rigid AFO, the range of motion (ROM) of plantar flexion and valgus increased by 67.8% and 88.6% respectively with the flexible AFO. The activation of the muscles responsible for plantar flexion (soleus, medial head of gastrocnemius and lateral head of gastrocnemius) also decreased by 38.3%, 46.6% and 55.8%. **Conclusions** This AFO with adjustable stiffness can be used for orthosis customization of patients with foot drop, providing more effective and long-term orthosis function and potential.

Key words: foot drop; three-dimensional (3D) printing; ankle foot orthosis (AFO); gait; surface electromyography(sEMG)

足下垂是脑卒中患者常见的一种综合症,患者出现小腿肌肉萎缩、挛缩,脚外侧不能负重[1]。因此,足下垂患者常形成多种异常步态(例如:步进步态、划圈步态、跨阈步态等),导致患者的步行能力与步行速度受到限制,对患者日常活动造成负面影响[2-3]。足下垂导致踝、膝和髋关节周围净关节力矩的重新分配,患侧踝关节屈曲力矩减小 50%,同时健侧膝关节屈曲力矩增加 1 倍,健侧髋关节屈曲力矩增加 12%,造成膝关节和/或髋关节过载,并可能导致关节退行性病变[4-5]。

踝足矫形器(ankle foot orthosis, AFO)作为足下垂的传统保守治疗方案,主要是在中立位上进行足部矫正。AFO 可以为踝关节在摆动相的背伸提供辅助(主动式)或跖屈产生限制(被动式)功能,从而改善步速、步态和稳定性[6-8]。研究表明,随着矫形器刚度增加,使用者需要更大的扭矩消除踝关节处 AFO 产生的限制[9]。跖屈阻力增加可导致踝关节跖屈功能受限,步态中踝关节的峰值跖屈角度降低 47%,膝关节最大屈曲角度会减小 14.3%,而最小屈曲角度减小 58.1%[10]。缺少或限制踝关节的屈伸、内外翻和内外旋的复合运动会导致步长增大 5%,踝关节角度范围减小 17%,跌倒风险增加 23%,步态稳定性减弱[11]。显然,为了使踝关节在 3 个解剖平面都具备足够的活动范围,矫形器设计需对踝关节的复合运动予以考虑,尽量减少对踝关节的自由度的限制[12]。此外,足下垂患者跖屈肌群长期弃用导致跖屈肌肉失去活性,故在病症早期使用 AFO 阶段需要考虑肌肉的激活程度[13]。

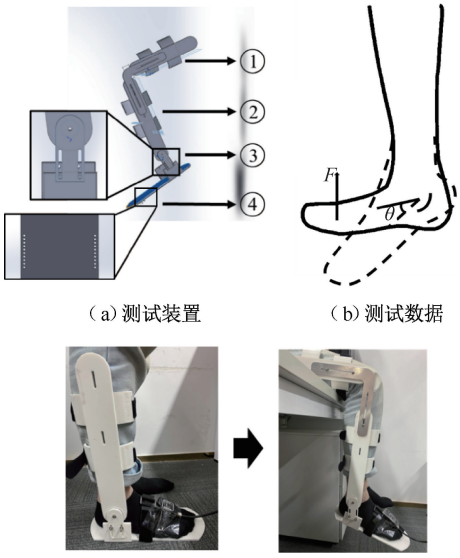
本文自制实验设备,测试 10 位背伸肌群无力足下垂患者矫治的最小力矩,计算得出对踝关节病态跖屈提供足够限制的最小材料模量,并以此为基础,设计和制备前置式 AFO。该 AFO 主要用于日常对足下垂患者的步态活动实现限制病态跖屈,并维持踝关节一定量正常步态跖屈和内外翻复合运动。最后,对 1 位典型性足下垂病人穿戴该 AFO 的多维运动学和跖屈肌群表面肌电(surface electromyography, sEMG)进行生物力学性能表征[14]。

1 材料与方法

1.1 AFO 设计

1.1.1 *足部矫治力测量实验及 AFO 参数设计* 为测试得出足下垂患者将病态跖屈恢复至中立位所需最小矫治力矩的临床数据,设计并制作踝关节单自由度测试装置[见图 1(a)],测试患者足下垂角度 θ、恢复至中立位最小矫治力 F 及施力位置与踝关节的距离[见图 1(b)]。选择患者 10 例。纳入标准:① 年龄 18~55 岁成年男性;② 由于周围神经损伤/肌源性损伤引起背伸肌群无力导致足下垂步态;③ 胫前肌肌力小于 3 级;④ 可独立行走 100 m 以上。排除标准:① 严重心肝肾重要脏器功能不全者;② 下肢其他异常步态者。

测试过程:将分体式双轴倾角传感器(分辨率:0.1°)固定在志愿者足背,以自然站立时的踝关节角度作为中立位,清零角度传感器示数。根据患者个性化的踝关节尺寸、小腿尺寸调整测量装置,固定志愿者大腿、小腿和膝关节。志愿者保持自然坐姿,足部自然下垂离地约 20 cm,记录踝关节跖屈角度。以第 1 跖骨与第 1 拇指近节趾骨的突出位置作为拉力计施加拉力位置,记录将足部踝关节恢复至中立位所需拉力及距离(踝关节中心处至第 1 跖骨)[见图 1(c)]。



（a）测试装置　（b）测试数据

（c）测试过程

图 1　患者最小矫治力矩测试

Fig.1　Test of the patient's minimum orthosis torque　(a) Test device, (b) Test data, (c) Test process

1.1.2　足部数据采集和 3D 打印 AFO　按照患者足部几何数据进行 AFO 的个性化定制，首先采用 Structure Core 深度传感器（Occipital 公司，美国）采集典型成年足下垂男性志愿者足部几何数据，并在 SolidWorks 2018 中以几何数据为基准，个性化定制设计出贴合足部几何形状的 AFO。随后，将 AFO 模型保存为 stl 格式导入 Materialise Magics 22.0，以确定弹性模量的填充单元作为填充结构，将填充模型以 AFO 参数的预测值导入切片软件 ideaMaker 3.6.0 中，以直径 1.75 mm 热塑性聚氨酯（thermoplastic polyurethanes, TPU）为原料，在打印温度 245 ℃下以熔融沉积成型的加工方式（RAISE Pro2 Plus 3D 打印机，上海复志信息技术有限公司）制备前置式柔性 AFO。

1.2　基础力学测试

将最小矫治力矩换算成 AFO 材料的最小弹性模量，并利用基础力学测试结果选取优选的填充单元和填充率。参照标准 GB/T 1040.1-2006《塑料拉伸性能的测定》，进行拉伸实验的样品制备，其中不同填充单元、填充率情况下的填充单元壁厚如表 1 所示。使用与 AFO 完全相同的制备方法，获得 4 种 AFO 测试样品。

采用 Instron 5966 电子万能材料实验机（Instron 公司，美国）对 S5、S10、W5 和 W10 不同填充率的 TPU 试样进行拉伸实验，拉伸单元位移速率为 100 mm/min，标距为 64 mm，预加张力为 0.1 N，在试样断裂后立即停止，并记录拉伸应力、拉伸应变和弹性模量数据，每组实验测试 3 个试样。由于 AFO 的日常穿戴需要一定耐疲劳性能，同时对 TPU 材料和功能段材料（W10）进行周期为 1 Hz 的 20 N 循环加载，拉伸速率分别为 120、480 mm/min，每组实验测试 3 个试样，根据不同循环次数下的塑性形变率评价材料的耐疲劳性能。

表 1　不同填充单元、填充率下 4 种样品填充单元壁厚

Tab.1　Wall thickness of 4 samples with different filling unit and filling rate

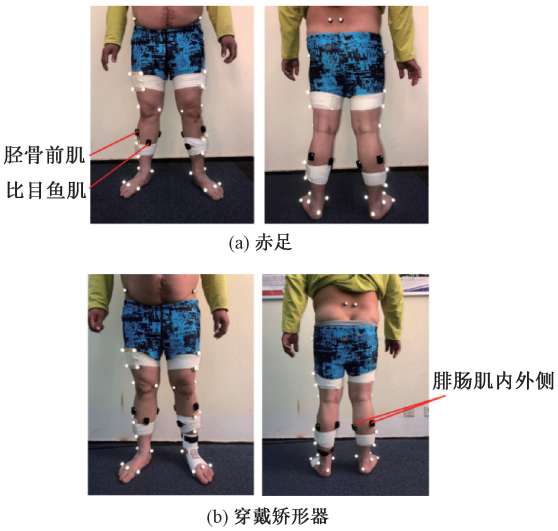
填充率/%	壁厚/mm			
	S5	S10	W5	W10
10	0.128	0.255	0.11	0.23
20	0.264	0.530	0.22	0.49
30	0.408	0.815	0.34	0.80
40	0.564	1.125	0.46	1.22

注：S5、S10，边长分别为 5、10 mm 正方形填充单元；W5、W10，边长分别为 5、10 mm W 型填充单元。

1.3　生物力学测试

为验证 AFO 对足下垂患者的矫治有效性，采用步态分析测试实验，招募 1 位身高 174 cm、体重 74 kg、身体质量指数（body mass index, BMI）24.4 kg/m^2、鞋码为欧码 43 的典型性足下垂男性患者作为实验组；同时，选招募 1 位身高 178 cm、体重 72 kg、鞋码为欧码 43 的健康男性作为对照组，进行 3 次自由行走 100 m 的步态实验。采用 VICON T40 三维运动捕捉系统（VICON 公司，英国）测试受试者在 3 种情况（赤足、穿戴前置式刚性 AFO 和前置式柔性 AFO）下踝、膝、髋关节在 1 个完整步态周期中的活动度，采用 sEMG 采集系统（Delsys 公司，美国）测试受试者胫骨前肌、腓肠肌内外侧和比目鱼肌在 1 个完整步态周期中的肌电信号。对比验证前置式柔性 AFO 对足下垂患者踝关节病态跖屈的限制与自主跖屈和内外展功能的保留程度。

1.3.1　运动学测试　分别在髂前上棘、髂后上棘、大腿外侧、膝关节内外侧、小腿外侧、踝关节内外侧及第 1、第 2、第 5 跖骨和跟骨放置 19 个荧光反射标记点（见图 2），通过实验室内 10 个400 万像素的红外摄像头（采样频率 100 Hz），以 VICON Nexus 软件实时采集运动学数据。



(a) 赤足

(b) 穿戴矫形器

图 2　不同步态下标记点和表面肌电测试

Fig. 2　Markers and the surface electromyography test under different gaits　(a) Bare foot, (b) Wearing orthosis

1.3.2　sEMG 信号　为表征日常步态中足下垂患者足部的背伸和跖屈功能[15],进行 sEMG 信号实验,按照 4 块肌肉(跖屈肌群:比目鱼肌、腓肠肌内侧、腓肠肌外侧;背伸肌群:胫骨前肌)位置放置 Delsys Trigno 的 16 通道 sEMG 无线采集设备(采样频率 400 Hz),实时记录步态周期中 sEMG 信号的变化。

2　结果

2.1　足部矫治力测量及 AFO 参数设计

利用矫治力测量装置测量 10 位 18~55 岁男性足下垂患者(BMI = 24.0 kg/m^2)足部下垂的角度、矫治至中立位的最小矫治力、力与踝关节的距离,根据每人踝关节尺寸、小腿尺寸调整测量装置。结果表明,志愿者健侧足部下垂角度、矫治力、力与踝关节距离分别为 25.8° ± 4.4°、(13.4 ± 3.0) N、(124.7±6.7) mm,志愿者患侧足部下垂角度、矫治力、力与踝关节距离分别为 30.5° ± 1.4°、(17.6 ± 3.9) N、(122.6±8.9) mm。

患侧足下垂角度比健侧高 18.2%,患侧所需矫治力比健侧高 32.5% (P<0.01),且肌肉无法激活导致不可避免的肌肉萎缩,使得踝关节至第 1 跖骨距离减小约 3.5%。计算得出患侧足下垂所需最小矫治力矩为 2.16 N·m,由于患侧的背伸肌群无力,即使在静态自然状态下也无法给予背伸辅助力矩,患侧自然足下垂所需最小矫治力矩比健侧自然足下垂所需最小矫治力矩高 29.3% (P<0.05)。

根据应力-应变和弹性模量公式:

$$\sigma = \frac{F}{S} \tag{1}$$

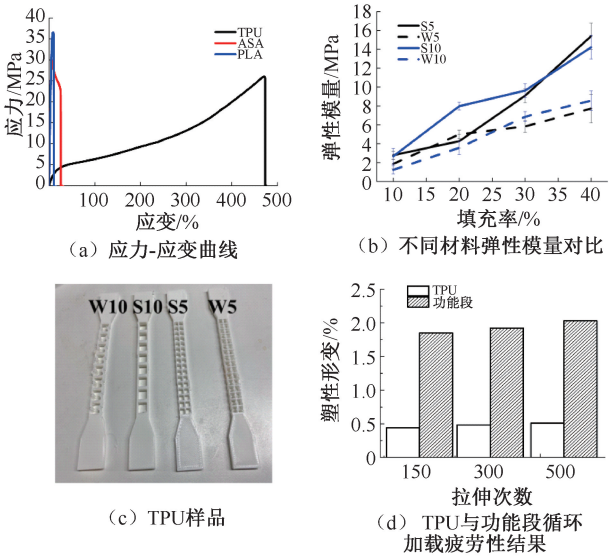
$$E = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} \tag{2}$$

计算求得 AFO 最小矫治弹性模量为 8.9 MPa。

2.2　基础力学性能

图 3(a)所示为 TPU、聚乳酸(polylactic Acid, PLA)、丙烯酸橡胶、丙烯腈、苯乙烯共聚物(acrylonitrile Styrene acrylate copolymer, ASA)在 100% 填充率打印情况下进行的拉伸实验,弹性模量分别为 21、1.4、1.0 GPa。根据 2.1 节计算得出的弹性模量选取 TPU 作为材料,改变填充单元和填充密度,探究弹性模量的变化情况[见图 3(b)]。不同填充单元 20% 填充率下由 TPU 制备出的 4 种样品如图 3(c)所示。

可以看出,随着填充率增加,弹性模量呈线性增大趋势,其中 W 形结构填充单元的弹性模量约为矩形填充单元 50%,填充单元的尺寸对弹性模量影响较小。因此,选择弹性模量为 8.9 MPa 的 40% 填



(a) 应力-应变曲线

(b) 不同材料弹性模量对比

(c) TPU样品

(d) TPU与功能段循环加载疲劳性结果

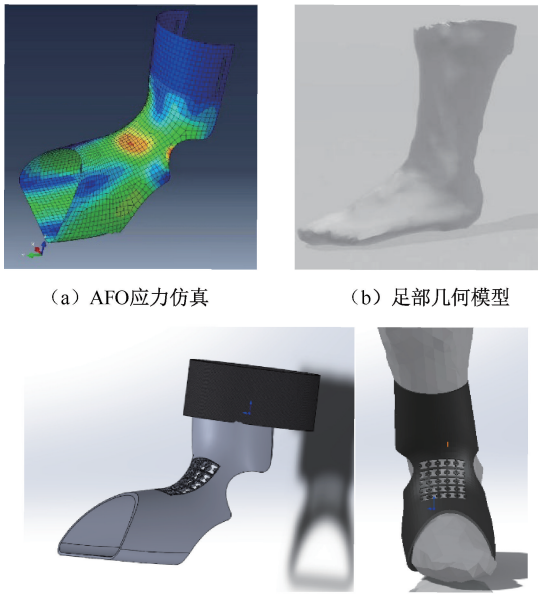
图 3　力学性能测试结果

Fig. 3　Results of mechanical properties　(a) Stress-strain curves, (b) Comparison of elastic modulus for different materials, (c) TPU samples, (d) Cyclic loading fatigue results of TPU and functional section samples

充率的 W10 为填充单元,设计制作前置式柔性 AFO。如图 3(d)所示,TPU 材料与功能段材料经 500 次拉伸循环后塑性形变率分别为 0.50% 与 2.03%,显示出优异的形态保持能力,可在日常使用中发挥功能。

2.3 足部数字建模及矫形器设计

采用 ABAQUS 2020 对 AFO 进行应力模拟仿真[见图 4(a)],有利于针对应力集中区域进行材料性能的改变。进一步,通过 Structure Core 深度传感器采集足部几何数据[见图 4(b)],设计制作前置式柔性 AFO。弹性模型 8.9 MPa,填充率 40%,W10 填充单元 3D 打印[见图 4(c)],AFO 形状匹配足部几何数据,避开踝关节的骨突位置,并在踝关节上方小腿处以绑缚方式固定。



(a) AFO应力仿真 (b) 足部几何模型

(c) 前置式柔性AFO模型

图 4 踝足矫形器设计

Fig. 4 Design of ankle foot orthosis (a) Stress simulation of AFO, (b) Geometric model of the foot, (c) Anterior flexible AFO model

2.4 生物力学性能

2.4.1 多关节运动学测试 由完整步态周期中受试者下肢关节运动学变化曲线可知,与对照组相比,在支撑相最初的足跟触地时,足下垂患者表现出病态的内翻和跖屈,跖屈角度减小 9.8°,内翻角度增大 7.1°;在摆动相,足下垂患者背伸峰值减小 14.2°,内翻峰值减小 3.8°。穿戴前置式刚性 AFO 后,足跟触地阶段,踝关节病态跖屈减小 4.7°,但踝关节背伸和外翻角度被限制在 −7.6° ~ 6.8° 以及 −6.0° ~ 2.4° 之间。而穿戴前置式柔性 AFO 后,足跟触地阶段,踝关节病态跖屈和病态内翻分别减少 5.8° 和 7.6°,摆动相背伸峰值增加 3.2°,内翻峰值增加 0.6°,关节背伸和外翻角度在 −5.4° ~ 18.7° 以及 −10.5° ~ 5.2° 之间。相比于前置式刚性 AFO,踝关节背伸活动度增加 67.8%,踝关节外翻活动度增加 88.6%,膝关节屈曲活动度增加 4.2%,髋关节屈曲增加 66.0%(见图 5)。

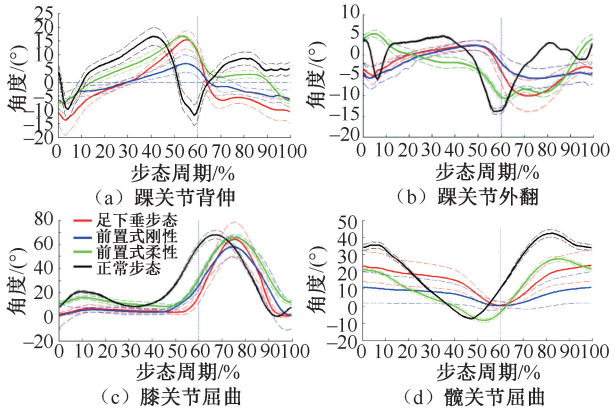


图 5 完整步态周期中赤足与穿戴不同支具行走关节屈曲运动学变化

Fig.5 Kinematic changes during walking with barefoot and with different AFOs in a completed gait cycle (a) Dorsiflexion of the ankle, (b) Valgus of the ankle, (c) Flexion of the knee, (d) Flexion of the hip

2.4.2 sEMG 信号 在 Matlab 中对原始肌电数据提取完整的多个步态周期,先采用 10 ~ 500 Hz 带通滤波器进行滤波后整流,再用二阶巴特沃斯低通滤波器(通带截止频率为 6 Hz,阻滞截止频率为 8 Hz,通带衰减为 3 dB,阻滞衰减为 15 dB)进行滤波,重取样后计算出每个步态周期的 sEMG 平均值。

应用上述方法,处理腓肠肌内侧、腓肠肌外侧和比目鱼肌的肌电数据并绘制肌电信号图,将穿戴两种不同柔性支具的肌电图与对照组进行对比。在 1 个完整的步态周期中,穿戴前置式柔性 AFO 时,比目鱼肌、腓肠肌内外侧肌电强度时间积分比穿戴前置式刚性 AFO 分别减少 38.3%、46.6% 和 55.8%。穿戴前置式刚性 AFO 时,尤其是腓肠肌外侧出现异常激活,肌电信号强度第 1 个峰值约是对照组的 4.8 倍(见图 6)。

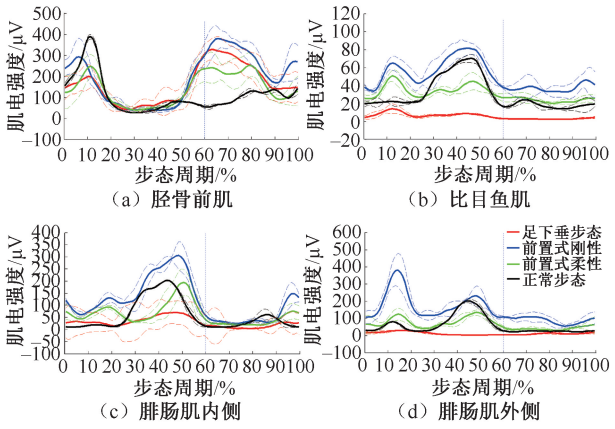


图 6　完整步态周期中赤足与穿戴不同支具行走肌肉表面肌电信号变化

Fig.6　Changes of surface EMG during walking with barefoot and with different AFOs in a completed gait cycle

(a) Anterior tibial, (b) Soleus, (c) Medial gastrocnemius, (d) Lateral gastrocnemius

3　讨论

足下垂对患者的日常生活造成影响较大,但现有足下垂 AFO 限制踝关节运动,患者依从性低,治疗效果差,同时对 AFO 的功能结构设计未达成共识[9,15]。因此,本文基于对足下垂患者最小矫治力的检测和分析,为临床足下垂患者 AFO 治疗方式提供理论参考,以此探究对踝关节功能约束最小的材料性能,并设计制备前置式柔性 AFO。该 3D 打印矫形器的材料性能可以实现限制病态跖屈的功能,并同时尽可能保证其他解剖平面上自由度的运动。此外,3D 打印制备方式具有成型快速、可根据足部形状定制等优点,满足患者个性化定制需求。本研究中,AFO 从采集病人足部数据至打印完成约24 h,其中打印 43 码 AFO 所需 3D 打印材料约180 g,制作成本约 70 元,价格低廉,易于推广。

本文自制实验设备,测试得到 10 位肌肉无力导致足下垂患者的最小矫治力矩为 2.16 N·m,并根据便于临床应用的模型计算出材料的最小矫治模量约为 8.9 MPa。针对典型性足下垂患者进行 AFO 制作和穿戴步行实验,其中针对踝关节的运动学数据表明,足下垂患者戴上这两种类型 AFO 后,初次足跟触地时后足病态跖屈得到明显改善,后足内翻改善较少。Chen 等[17]研究表明,足下垂患者使用前置式 AFO 后,病态内翻程度减少至中立位,本文针对穿戴 AFO 后踝关节的运动学结果与上述研究结果一致。本文研究进一步表明,相比于未穿戴 AFO,膝、髋关节峰值分别提升 1.5°和 8.8°,更接近正常人的步态参数。另外,相比于前置式刚性 AFO,本文研制的 AFO 在保证步态周期中以材料的最小矫治刚度给予患者足部病态跖屈有效控制的同时,给予了踝关节内外翻、膝关节屈曲和髋关节屈曲更为充分的灵活性。跖屈肌群 sEMG 信号显示,腓肠肌内外侧和比目鱼肌激活程度增加,但与刚性 AFO 相比,激活程度仍在正常范围内。因此,柔性 AFO 保证跖屈功能肌群一定的正常使用,在满足足部畸形矫正需求的同时,保留正常跖屈肌肉的日常功能。

综上所述,本文研发的刚度可调前置式 AFO 生物力学性能可满足肌无力足下垂成年男性患者最小矫治力需求。然而,本研究仍存在以下一些不足:由于 TPU 材料致密及打印结构表面粗糙,导致与皮肤摩擦接触的不适仍有待提高;本研究中,矫治力矩测试数据与步态实验的针对人群仅为胫骨前肌无力患者,后续研究可以增加针对脑瘫病人或幼儿的力矩数据收集与穿戴实验,进一步扩大 AFO 的应用范围。

参考文献:

[1] 束一铭, 钱竞光, 戎科, 等. 偏瘫患者步态特征的动力学仿真分析[J]. 医用生物力学, 2017, 32(6): 535-540.
SU YM, QIAN JG, RONG K, *et al*. Dynamic simulation analysis on gait features of hemiplegic patients [J]. J Med Biomech, 2017, 32(6): 535-540.

[2] WISZOMIRSKA I, BŁA Ż KIEWICZ M, KACZMARCZYK K, *et al*. Effect of drop foot on spatiotemporal, kinematic, and kinetic parameters during gait [J]. Appl Bionics Biomech, 2017: 1-6.

[3] DANIILIDIS K, JAKUBOWITZ E, THOMANN A, *et al*. Does a foot-drop implant improve kinetic and kinematic parameters in the foot and ankle? [J]. Arch Orthop Traum Su, 2017, 137(4): 499-506.

[4] MATINMANESH A, MALLAKZADEH M. Inverse kinetic and kinematic analysis of drop-foot patient's walking [C]//Proceedings of 2011 E-Health and Bioengineering Conference (EHB). Isai: IEEE, 2011.

[5] SIMONSEN EB, MOESBY LM, HANSEN LD, *et al*. Redistribution of joint moments during walking in patients

with drop-foot [J]. Clin Biomech, 2010, 25(9): 949-952.
[6] MULROY SJ, EBERLY VJ, GRONELY JK, *et al.* Effect of AFO design on walking after stroke: Impact of ankle plantar flexion contracture [J]. Prosthet Orthot Int, 2010, 34(3): 277-292.
[7] FERREIRA LA, NETO HP, GRECCO LA, *et al.* Effect of ankle-foot orthosis on gait velocity and cadence of stroke patients: A systematic review [J]. J Phys Ther Sci, 2013, 25(11): 1503-1508.
[8] DOGAN A, MENGULLUOGLU M, OZGIRGIN N. Evaluation of the effect of ankle-foot orthosis use on balance and mobility in hemiparetic stroke patients [J]. Disabil Rehabil, 2011, 33(15-16): 1433-1439.
[9] TOTAH D, MENON M, JONES-HERSHINOW C, *et al.* The impact of ankle-foot orthosis stiffness on gait: A systematic literature review [J]. Gait Posture, 2019, 69: 101-111.
[10] KOBAYASHI T, ORENDURFF M S, HUNT G, *et al.* An articulated ankle-foot orthosis with adjustable plantarflexion resistance, dorsiflexion resistance and alignment: A pilot study on mechanical properties and effects on stroke hemiparetic gait [J]. Med Eng Phys, 2017, 44: 94-101.
[11] 李洋, 张峻霞, 苏海龙, 等. 约束复合踝关节运动对人体步态稳定性的影响[J]. 生物医学工程学杂志, 2016, 33(5): 867-872.
[12] 孟强, 关国平, 牛文鑫, 等. 踝关节内翻防护型半刚性踝护具的力学特征[J]. 医用生物力学, 2016, 31(6): 483-489.
MENG Q, GUAN GP, NIU WX, *et al.* Mechanical characteristics of a semi-rigid ankle brace for protecting ankle varus [J]. J Med Biomech, 2016, 31(6): 483-489.
[13] 吴运景. 脑卒中患者下肢肌群表面肌电的研究[D]. 长春: 吉林大学, 2008.
[14] ROBERTS TJ, GABALDON AM. Interpreting muscle function from EMG: Lessons learned from direct measurements of muscle force [J]. Integr Comp Biol, 2008,48(2): 312-320.
[15] LAIRAMORE C, GARRISON MK, BANDY W, *et al.* Comparison of tibialis anterior muscle electromyography, ankle angle, and velocity when individuals post stroke walk with different orthoses [J]. Prosthet Orthot Int, 2011, 35(4): 402-410.
[16] SADEGHIAN F, ZAKERZADEH MR, KARIMPOUR M, *et al.* Numerical study of patient-specific ankle-foot orthoses for drop foot patients using shape memory alloy [J]. Med Eng Phys, 2019, 69: 123-133.
[17] CHEN C, HONG W, WANG C, *et al.* Kinematic features of rear-foot motion using anterior and posterior ankle-foot orthoses in stroke patients with hemiplegic gait [J]. Arch Phys Med and Rehab, 2010, 91(12): 1862-1868.

(上接第 44 页)

[16] 严世贵, 何荣新, 陈维善, 等. 全髋关节置换前后股骨应力变化的有限元分析[J].中华骨科杂志, 2004, 24(9): 52-56.
[17] 赵忠全, 陈杰超, 李学福, 等. 加长型股骨柄半髋关节置换术治疗股骨转子间骨折股骨近端重建研究进展[J].中国修复重建外科杂志, 2020, 34(4): 536-540.
[18] 林凤飞, 郑明, 林朝晖, 等.人工髋关节不同材料假体对骨界面的应力分布研究[J].中国矫形外科杂志, 2008, 16(7): 540-543.
[19] DOMB B, HOSTIN E, MONT MA, *et al.* Cortical strut grafting for enigmatic thigh pain following total hip arthroplasty [J]. Orthopedics, 2000, 23(1): 21-24.
[20] 雷周激欣, 王冬梅, 王春慧, 等. 不同力学激励对骨重建数值模拟的影响[J]. 医用生物力学, 2015, 30(4): 299-303.
LEI ZJX, WANG DM, WANG CH, *et al.* The effect of mechanical stimuli on numerical simulation of bone remodeling [J]. J Med Biomech, 2015, 30(4): 299-303.
[21] 林剑浩, 吕厚山, 寇伯龙, 等. 股骨头假体置换术后假体周围骨量变化的观察[J].中华骨科杂志, 1995, 15(8): 494-496.
[22] 沈长青. 髋关节置换术前后股骨假体周围骨密度变化与近期疗效的关系[J].山东医药, 2016, 56(32): 61-63.

(上接第 58 页)

[27] RICCI C, GERVASI F, HAVEMANN NEL L, *et al.* Substitution of sedentary time with light physical activity is related to increased bone density in U.S. women over 50 years old. An iso-temporal substitution analysis based on the national health and nutrition examination survey [J]. Eur J Sport Sci, 2019, 19(10): 1404-1413.
[28] CHAHAL J, LEE R, LUO J. Loading dose of physical activity is related to muscle strength and bone density in middle-aged women [J]. Bone, 2014, 67: 41-45.
[29] MARIN-PUYALTO J, MAESTU J, GOMEZ-CABELLO A, *et al.* Frequency and duration of vigorous physical activity bouts are associated with adolescent boys' bone mineral status: A cross-sectional study [J]. Bone, 2019, 120: 141-147.
[30] 许明明, 于志锋. 骨骼肌通过力学刺激对骨重建的影响[J]. 医用生物力学, 2020, 35(3): 385-390.
XU MM, YU ZF. Effects of skeletal muscle on bone remodeling through mechanical stimulation [J]. J Med Biomech, 2020, 35(3): 385-390.