

文章编号:1004-7220(2022)01-0059-07

唐氏综合征患儿站立时足踝应力传导模式研究

李亚琦^{1,2}, 黄尚军¹, 张蓓华², 黄伟志^{3,4}, 王岩^{3,4}, 牛文鑫², 张明^{3,4}

(1. 同济大学医学院 康复工程与生物力学实验室, 上海 200092; 2. 同济大学附属养志康复医院(上海市阳光康复中心), 上海 201619; 3. 香港理工大学 工程学院生物医学工程系, 香港 999077; 4. 香港理工大学深圳研究院, 广东 深圳 518057)

摘要:目的 探究唐氏综合征患儿站立时足部内结构的关节接触力、韧带拉力和力传导模式。方法 基于1名唐氏综合征患儿与1名典型健康儿童CT影像学数据,分别建立足部有限元模型,采用静态站立下的足底压力分布实测数据验证模型。模拟站立时足踝受力,以地面反作用力和小腿三头肌肌力作为加载条件,计算分析胫距、距舟和跟骰关节的关节接触压力、弹簧韧带和足底短韧带的拉力,以及跗横关节处的力传导模式。结果 足部有限元模型可靠且有效。与健康儿童相比,患儿胫距关节的接触压力更高,距舟关节的接触压力更低;患儿弹簧韧带和足底短韧带的拉力分别是健康儿童的10倍和58倍;患儿跗横关节的关节间力均小于健康儿童。结论 唐氏综合征患儿站立时存在异常的胫距关节接触压力、较大的中足韧带拉力及较小的跗横关节传导力。临床康复应充分考虑唐氏综合征患儿足部内结构应力模式的异常变化,为筛选和制定早期康复介入计划和设计个性化矫形鞋垫提供理论支撑。

关键词:唐氏综合征;足踝;接触力;韧带拉力;应力传导

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.009

Force Transmission Mode of Foot Ankle in Children with Down's Syndrome During Standing

LI Yaqi^{1,2}, HUANG Shangjun¹, ZHANG Beihua², HUANG Weizhi^{3,4}, WANG Yan^{3,4}, NIU Wenxin², ZHANG Ming^{3,4}

(1. Laboratory of Rehabilitation Engineering and Biomechanics, Tongji University School of Medicine, Shanghai 200092, China; 2. Yangzhi Rehabilitation Hospital, Tongji University (Shanghai Sunshine Rehabilitation Center), Shanghai 201619, China; 3. Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, the Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong 999077, China; 4. Shenzhen Research Institute, the Hong Kong Polytechnic University, Shenzhen 518057, Guangdong, China)

Abstract: Objective To explore the joint contact force, ligament tensile force and force transmission mode of foot internal structure in Down's syndrome child (DSC) during standing. **Methods** The finite element models of foot were constructed based on CT image data from one DSC and one typically developing child (TDC). The models were validated by plantar pressure measurement during static standing. To simulate foot force during standing, the ground reaction force and the triceps surae force were applied as the loading condition. Contact pressure of the tibiotalar, talonavicular and calcaneocuboid joints, tensile force of the spring and plantar calcaneocuboid

收稿日期:2021-03-12; 修回日期:2021-04-17

基金项目:国家自然科学基金项目(11732015,11972315),上海市残疾人联合会资助项目

通信作者:牛文鑫,副教授,E-mail:niu@tongji.edu.cn

ligaments, and force transmission mode in transverse tarsal joints were calculated and analyzed. **Results** The finite element models of foot were validated to be reliable. Compared with the TDC, the DSC showed higher contact pressure at the tibiotalar joint and lower contact pressure at the talonavicular joint. The tensile force of spring and plantar calcaneocuboid ligaments of DSC was 10 times and 58 times of TDC, respectively. The forces transmitted through both mediate and lateral columns in DSC were lower than those in TDC. **Conclusions** Abnormal contact pressure of the tibiotalar joint, larger tensile force of midfoot ligaments and smaller force of the transverse tarsal joint were found in DSC during standing. The abnormal alteration of stress patterns in foot internal structure of DSC should be fully considered in clinical rehabilitation, so as to provide theoretical references for screening and making intervention plans for early rehabilitation, as well as designing individualized orthopedic insoles.

Key words: Down's syndrome; foot ankle; contact force; ligament tension; force transmission

唐氏综合征是一种以智力发育不足和身体发育迟缓为主要表现的染色体疾病,肌骨系统和心肺系统功能异常较常见。唐氏综合征患儿发生的肌骨系统疾病中,足踝畸形占60%~91%^[1]。足部畸形不仅制约着患儿运动能力的发育发展,其对足部负重模式、步行能力和日常生活能力的负面影响也随着年龄和体重(body weight, BW)的增长愈发严重^[2]。目前仍不能完全消除唐氏综合征的临床症状,漫长的保守治疗为个人、家庭和社会带来沉重的精神压力和经济负担^[3]。

分析唐氏综合征患儿足踝畸形结构及其潜在的生物力学影响是当前的研究热点。前人研究主要关注患儿韧带松弛和足部畸形对下肢关节运动学和动力学的生物力学改变,如踝跖屈力矩降低、推进力不足、足底压力模式改变等^[4-5]。然而,研究者对于患儿足内部结构的生物力学改变却缺乏认识。目前,影像学研究发现,唐氏综合征患儿足内结构排列异常^[6-7]。正常足部结构在承载身体重量、缓冲避震、姿势维持及步行等日常活动中具有重要作用^[8]。因此,有必要深入了解唐氏综合征患儿站立时足内结构的应力、应变情况和载荷传递模式。

有限元分析是一种计算复杂几何结构载荷和组织应力、应变的无创评估方法,常用于研究关节内部结构的生物力学问题^[9-10]。本文通过建立唐氏综合征患儿和健康儿童足部有限元模型,研究唐氏综合征患儿站立时足部内结构的关节接触力、韧带拉力和力传导模式,为唐氏综合征患儿早期康复治疗介入和康复辅具的设计提供理论基础。

1 研究方法

1.1 研究对象

招募1名5岁确诊为唐氏综合征的患儿与1名同龄典型健康儿童。要求两名受试者均可独立完成站立和步行任务,且具有适中的理解能力和配合能力。根据两名受试者的足部CT影像学资料,分别测量跟骨倾斜角度(calcaneal inclination angle, CIA)以评估是否患有扁平足,以及距骨轴-第1跖骨基部夹角(talus axis-first metatarsal base angle, TAMBA)以评估距舟关节的对位情况(见图1)。一般来说,CIA正常值为 $17^{\circ} \sim 32^{\circ}$ ^[11],TAMBA正常值为 $3.1^{\circ} \sim 9.7^{\circ}$ ^[12]

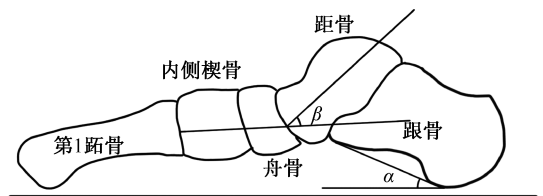


图1 跟骨倾斜角(α)和距骨轴-第1跖骨基部夹角(β)示意图

Fig.1 Schematic diagram of the calcaneal inclination angle (α) and talus axis-first metatarsal base angle (β)

两名受试者基本资料如表1所示。本研究经过同济大学伦理委员会审批批准。所有受试者家长知晓研究目的和流程,并同意受试者参加到本试验中。由于受试者未满16周岁,由其家长代替签署知情同意书。

表1 受试者基线特征

Tab.1 Baseline characteristics of the participants

类别	年龄/年	身高/m	BW/kg	BMI/(kg·m ⁻²)	足长/m	CIA/(°)	TAMBA/(°)	足部类型
DSC	5.1	0.99	15.3	15.6	0.14	10.2	20.3	扁平足
TDC	5.2	1.06	19.2	16.9	0.16	25.1	9.0	正常

注:DSC: Down's syndrome child,唐氏综合征患儿;TDC: typically developing child,健康儿童;BW: body weight, 体重;BMI: body mass index, 身体质量指数;CIA: calcaneal inclination angle, 跟骨倾斜角度; TAMBA: talus axis-first metatarsal base angle, 距骨轴-第1跖骨基底部夹角。

1.2 有限元建模

应用64排螺旋CT(Optima CT660, GE公司, 美国)对受试者正位足踝关节进行断层扫描, 获取足踝的影像学资料[见图2(a)]。为控制足踝的相对位置, 扫描时用支具控制受试者踝关节的位置。采用Seg3D对CT图像进行阈值分割, 生成足踝部骨骼和软组织的几何模型, 经Geomagic Studio 13.0(Raindrop公司, 美国)曲面优化后, 得到足部三维实体模型[见图2(b)]。

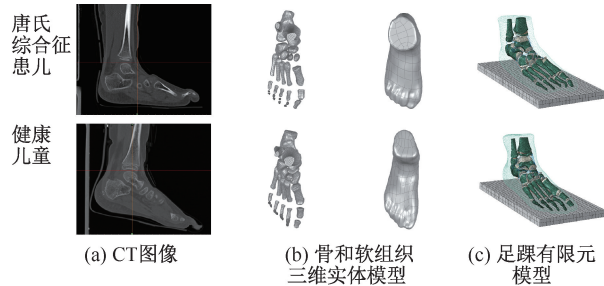


图2 唐氏综合征患儿和健康儿童有限元模型建立过程

Fig.2 Construction process of foot and ankle finite element models for Down's syndrome child and typically developing child (a) CT image of the foot and ankle, (b) Three-dimensional solid models of the foot and ankle, (c) Finite element models of the foot and ankle

采用HyperMesh 12.0(Altair公司, 美国)对模型进行网格划分, 并构建生长板、软骨、韧带和足底筋膜的网格模型。设定软骨厚度为1.0~2.0 mm^[13]。以上所有部分均导入ABAQUS 6.11(Simulia公司, 法国)中进行材料赋值, 设置接触和边界及载荷的加载, 建立足踝三维有限元模型[见图2(c)]。设置最外层封装软组织材料属性为超弹性材料, 软组织内侧面和骨骼接触区域为绑定^[14]。表2所示为各组织的材料属性和单元类型。软骨间接触定义为无摩擦。韧带和足底筋膜的生理横截面积均为1.0 mm²^[15]。

在模型中设定硬质材料的地板与足底的接触

表2 各组织材料属性和单元类型

Tab.2 Material properties and element types of the finite element model

组织	材料	单元类型	弹性模量 /MPa	泊松比
骨 ^[16]	实体	4节点线性四面体	5 000	0.3
软骨 ^[17]	实体	4节点线性四面体	1	0.4
生长板 ^[18]	实体	4节点线性四面体	0.65	0.1
韧带 ^[19-20]	只有拉力	2节点线性桁杆单元	26 ^a /260 ^b	0.4
足底筋膜 ^[21]	只有拉力	2节点线性桁杆单元	93.8	0.4
地板	实体	8节点线性六面体	17 000	0.3

注:a为唐氏综合征患儿;b为健康儿童。

行为, 用于模拟地面对足的支撑, 摩擦因数设置为0.5。此外, 建立连接器以模拟小腿三头肌。最后, 获取足部有限元模型, 每个模型包含28块骨头、2块生长板、33块软骨、韧带、足底筋膜和最外层封装软组织。为了充分模拟唐氏综合征患儿韧带松弛的特点, 本文将唐氏综合征患儿韧带弹性模量设置为健康儿童的10%^[19]。

1.3 韧带材料属性敏感性分析

本文通过敏感性分析探究韧带材料属性对唐氏综合征患儿足部有限元模型预测结果的影响。在健康儿童韧带弹性模量(260 MPa)的基础上设置4种不同的弹性模量(+60%、+30%、-30%、-60%), 在其他参数保持不变的情况下, 观察5种情况下有限元模型预测的胫距、距舟和跟骰关节处接触压力和距舟、跟骰关节间力的变化情况。

引入平均敏感度概念, 使模型各种预测结果对韧带弹性模量变化的敏感性程度具有可比性。平均敏感度函数为:

$$\overline{s_i(x_i)} = \frac{\overline{\delta_{\omega_i}}}{\overline{\delta_{x_i}}} = \frac{\overline{\left(\frac{|\Delta \omega_i|}{\omega_0} \right)}}{\overline{\left(\frac{|\Delta x_i|}{x_0} \right)}}$$

式中: $i = 1 \sim 4$; $\overline{s_i(x_i)}$ 为平均敏感度; δ_{ω_i} 为因变量变化的相对误差; δ_{x_i} 为韧带弹性模量变化的相对误差; Δx_i 为韧带弹性模量相对于 x_0 的改变量; x_0 为

韧带弹性模量的正常值, $x_0 = 260$ MPa; ω_0 为 x_0 对应的因变量的值; $\Delta\omega_i$ 为韧带弹性模量在 x_i 时所引发的相对于 ω_0 的变化量。 $s_i(x_i)$ 越大, 表明在基准状态下, 目标项目对韧带弹性模量越敏感。

1.4 有限元模型验证

比较同一受试者在体实验和有限元模型预测的站立时足底压力分布结果, 验证有限元模型的有效性^[22]。采用 Emed 压力测试装置 (Novel 公司, 美国) 采集受试者静态站立时足底压力。截取中间 3 s 稳定状态的压力数据导入装置自带的数据处理软件, 计算足底压力的加权平均值。在有限元模型中, 分别在地板下表面施加垂直向上地面反作用力 (1/2 BW) 和垂直向上小腿三头肌肌力 (1/4 BW), 预测足底压力分布。

1.5 有限元分析的边界和加载条件

约束胫骨、腓骨及软组织上表面的 6 个自由度, 将地板设置为只能在垂直方向移动。模型加载条件参考前人研究, 与模型验证相同。有限元模拟在 ABAQUS 6.11 中的 Standard quasi-static 求解器中完成。比较唐氏综合征患儿和健康儿童在胫距关节和跗横关节 (距舟、跟骰) 的关节接触压力、弹簧韧带和足底短韧带的拉力、跗横关节处的力传导模式。

2 研究结果

2.1 韧带材料属性敏感性

表 3 显示了唐氏综合征患儿足部有限元模型预测结果中关节接触压力和关节间力对韧带弹性模量变化的敏感度。对结果进行比较可知, 跟骰关节的关节间力受韧带弹性模量的影响最大, 其次是跟骰关节的关节接触压力。韧带弹性模量对距舟关节的关节间力和关节接触压力影响程度比较小, 而对胫距关节的关节接触压力几乎无影响。

表 3 关节接触压力和关节间力对韧带弹性模量改变的平均敏感度
Tab.3 Average sensitivity of joint contact pressure and joint force to elastic modulus of ligament

关节接触压力			关节间力	
胫距关节	距舟关节	跟骰关节	距舟关节	跟骰关节
0	0.04	1.14	0.07	1.32

2.2 模型验证

对于足底压力峰值, 唐氏综合征患儿模型预测、在体实验测量结果分别为 0.10、0.09 MPa; 健康儿童模型预测、在体实验测量结果分别为 0.12、0.11 MPa, 且压力峰值均在足跟处。对于第 1 跖骨基底部压力, 唐氏综合征患儿模型预测、在体实验测量结果分别为 0.02、0.03 MPa; 健康儿童模型预测、在体实验测量结果分别为 0.03、0.02 MPa, 说明有限元模型可靠且有效 (见图 3)。

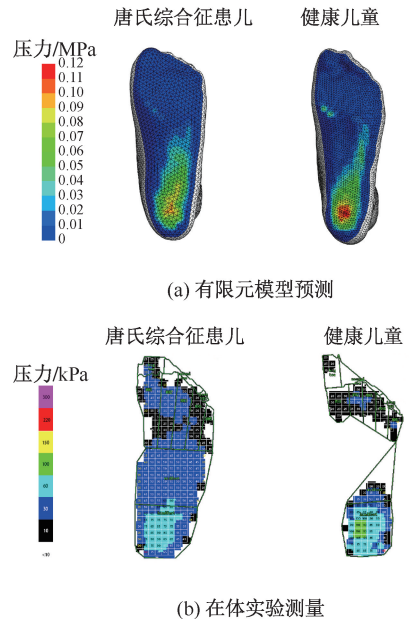


图 3 足底压力分布比较

Fig.3 Comparison of plantar pressure distributions

- (a) Predicted by finite element models,
- (b) Measured by *in vitro* experiment

2.3 胫距、距舟和跟骰关节处的关节接触压力

图 4 呈现了唐氏综合征患儿和健康儿童在胫距关节、距舟关节和跟骰关节的关节接触压力。与健康儿童相比, 唐氏综合征患儿胫距关节处的接触压力更高 (0.81 MPa vs 0.61 MPa), 距舟关节处的接触压力更低 (0.34 MPa vs 0.64 MPa)。此外, 唐氏综合征患儿在跟骰关节处显示出异常的接触模式 (0 MPa vs 0.12 MPa)。

2.4 韧带拉力

唐氏综合征患儿弹簧韧带的拉力约为健康儿童的 10 倍 (6.68 N vs 0.66 N), 唐氏综合征患儿足底短韧带的拉力约为健康儿童的 58 倍 (7.01 N vs 0.12 N)。

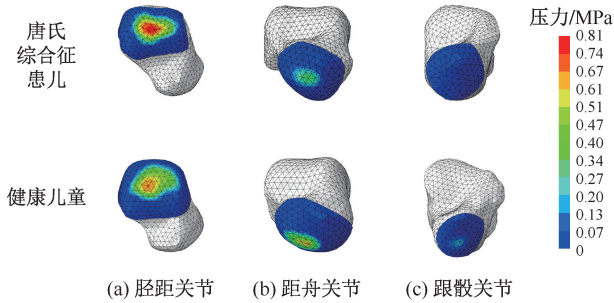


图4 唐氏综合征患儿和健康儿童关节接触压力比较

Fig.4 Comparison of the contact pressure between Down's syndrome child and typically developing child

(a) Tibiotalar joint, (b) Talonavicular joint, (c) Calcaneocuboid joint

2.5 跗横关节处的力传导模式

图5显示了唐氏综合征患儿和健康儿童站立时力从后足向前足传导的结果。唐氏综合征患儿距舟关节处的关节间力为0.05 BW,而跟骰关节处的关节间力接近0;健康儿童距舟关节处的关节间力为0.11 BW,跟骰关节处的关节间力为0.01 BW。

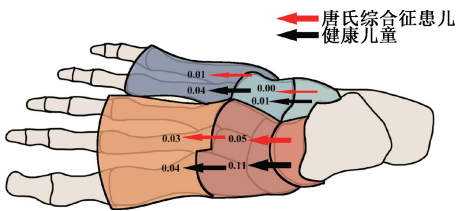


图5 唐氏综合征患儿和健康儿童站立时力从后足向前足传导比较

Fig.5 Force transmission of the Down's syndrome child and typically developing child during standing

3 讨论

唐氏综合征患儿足部结构异常排列和异常的应力模式相互影响,长期异常的应力模式会进一步恶化足部畸形程度。尽管通过影像学资料可认识到足部结构的异常排列,却无法明确其应力分布。本文通过建立足部有限元模型,比较唐氏综合征患儿和健康儿童站立时足内部的关节接触力、韧带拉力和力传导模式。结果发现,相比于健康儿童,唐氏综合征患儿表现出较大的胫距关节接触压力、较大的弹簧韧带和足底短韧带拉力以及较小的跗横关节关节间力。本文结果提示,应充分考虑唐氏综

合征患儿足部内组织异常的应力模式,用于筛选和制定早期康复介入计划,或设计个性化矫形鞋垫。

唐氏综合征患儿与健康儿童有限元模型的差异主要在于模型结构和韧带弹性模量的不同。由于缺乏对唐氏综合征患儿韧带材料属性的研究,有必要进行韧带材料属性的敏感性分析,判断不同韧带弹性模量对唐氏综合征患儿足部有限元模型预测结果的影响。本文结果表明,韧带材料属性除了对跟骰关节的关节接触力和关节间力有一定影响外,对其他实验结果的影响较小。离体实验发现,足部韧带解除后并不会即刻发生足部结构的异常排列,从而引发关节处异常的应力模式,但长时间循环加载荷载会使足部发生结构排列的变化^[23]。因此,韧带弹性模量不是导致足部异常生物力学模式的直接因素。

唐氏综合征患儿患关节炎概率较高,但对关节炎的类型和原因仍不清楚^[1]。适宜的力学刺激有利于组织健康,但过度的载荷易引发炎症的发生发展,甚至引发骨关节炎^[24]。本文发现,相比于健康儿童,唐氏综合征患儿在站立时胫距关节接触压力更大,这在一定程度上为分析唐氏综合征患儿关节炎的原因提供证据。唐氏综合征患者由于身体结构的原因(韧带松弛,肌张力低下,关节囊发育不全等)导致髌关节处骨关节炎^[25]。此外,患儿关节炎的确诊往往在足部畸形发生之后,这可能佐证了关节炎的发生发展与异常的应力模式相关^[1]。尽管当前并未有直接证据表明,唐氏综合征患儿罹患关节炎与关节处异常增高的接触压力相关,本文依然建议临床应着重关注关节接触压力,并采用相关手段以预防关节炎的发生。

正常的韧带拉力和关节间力是维持足部结构形态及发挥功能的基础。本文发现,与健康儿童相比,唐氏综合征患儿具有更大的弹簧韧带和足底短韧带拉力,以及较小的跗横关节关节间力。患儿较低的关节间力可能与其足部畸形(即扁平足)有关。关节间力可保证足弓的高度和足部稳定性。足部结构的不稳定,会导致足部其他软组织结构的代偿^[26]。本研究中,异常的韧带拉力也证明了上述结论。患儿韧带的弹性模量小于健康儿童,这对韧带结果的比较产生一定影响。相同拉力下,弹性模量越小的韧带发生的形变量越大。本文结果显示,患

儿韧带拉力较大,故患儿韧带产生的形变量更大,这很可能是足部结构不稳导致的代偿。异常的关节间力和韧带拉力与关节不稳、韧带损伤及疼痛密切相关^[27]。本文结果为解释唐氏综合征患儿足部疼痛及不稳的原因提供了理论基础。

针对患有足部畸形的唐氏综合征患儿常采用保守治疗方法,如矫形鞋垫和物理治疗等^[28]。临床研究已证实,矫形鞋垫在改善唐氏综合征患儿步态、下肢关节对线以及粗大运动能力方面有积极作用^[6, 29],但矫形鞋垫的合理设计对其临床效果起到关键作用。现有针对唐氏综合征患儿的矫形鞋垫主要根据足部外在形态进行设计,而对于足部内部结构的异常应力模式却缺乏考虑^[30-31]。本文结果提示,矫形鞋垫的设计不应该仅考虑足部形态和对位对线,对于足部结构的生物力学状态也应该着重考虑。此外,当前康复疗法是否有助于改善唐氏综合征患儿异常的足内部应力模式,尚未得到充分研究,未来可根据足内部应力模式,筛查并制定早期康复计划,设计个性化矫形鞋垫。

本研究的局限性如下:①基于两名受试者的影像学资料构建个性化的足部有限元模型,并未考虑不同儿童的个体差异性。然而,通过合理简化和充分验证的有限元模型具有一定的普适性^[32];②所构建的有限元模型简化了足部肌肉。由于儿童皮下脂肪较厚以及唐氏综合征患儿肌肉力学关系未知的原因,导致现有手段无法准确获取肌肉信号或模拟肌肉力^[33]。③研究发现,足部肌肉对于维持站立状态的贡献度较小,可忽略不计^[34]。因此,在本研究中,肌肉简化可能对模型计算结果的影响较小。

4 结论

唐氏综合征患儿足部畸形使得负重时存在异常的足部应力模式,表现为异常的胫距关节接触压力、较大的弹簧韧带和足底短韧带拉力以及较小的跗横关节关节间力。临床康复应充分考虑唐氏综合征患儿足部内部结构应力模式的异常变化,用以筛选和制定早期康复介入计划以及设计个性化矫形鞋垫。

参考文献:

[1] FOLEY CM, KILLEEN OG. Musculoskeletal anomalies in

children with Down syndrome: An observational study [J]. Arch Dis Child, 2019, 104(5): 482-487.

[2] BARR M, SHIELDS N. Identifying the barriers and facilitators to participation in physical activity for children with Down syndrome [J]. J Intellect Disabil Res, 2011, 55(11): 1020-1033.

[3] 张蓓华, 宋伟栋, 严善钟, 等. 全方位密集型运动训练系统对痉挛型脑瘫儿童粗大运动功能的影响 [J]. 医用生物力学, 2017, 32(6): 529-534.

ZHANG BH, SONG WD, YAN SZ, et al. Effects of intensive therapy program on gross motor function of children with spastic cerebral palsy [J]. J Med Biomech, 2017, 32(6): 529-534.

[4] GALLI M, CIMOLIN V, PAU M, et al. Relationship between flat foot condition and gait pattern alterations in children with Down syndrome [J]. J Intellect Disabil Res, 2014, 58(3): 269-276.

[5] GALLI M, CIMOLIN V, RIGOLDI C, et al. The effects of low arched feet on foot rotation during gait in children with Down syndrome [J]. J Intellect Disabil Res, 2014, 58(8): 758-764.

[6] ENDO Y, KANAI Y, YOZU A, et al. Influence of a foot insole for a Down syndrome patient with a flat foot: A case study [J]. Medicina, 2020, 56(5): 1-5.

[7] PEROTTI LR, ABOUSAMRA O, DEL PILAR DUQUE OROZCO M, et al. Foot and ankle deformities in children with Down syndrome [J]. J Child Orthop, 2018, 12(3): 218-226.

[8] 张燊, 张希妮, 崔科东, 等. 足弓的运动功能进展及其在人体运动中的生物力学贡献 [J]. 体育科学, 2018, 38(5): 73-79.

[9] 周嘉骏, 张洪涛, 罗宗平, 等. 高跟鞋与足部跖间应力关系的有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2015, 30(6): 506-509.

ZHOU JJ, ZHANG HT, LUO ZP, et al. Finite element analysis on relationship between wearing high-heeled shoes and stresses in intermetatarsal region of foot [J]. J Med Biomech, 2015, 30(6): 506-509.

[10] 张帅, 王宽, 姜成华, 等. 穿戴模拟重力服对微重力环境下人腰椎间盘退变影响 [J]. 医用生物力学, 2020, 35(1): 64-69.

ZHANG S, WANG K, JIANG CH, et al. Effects of gravity loading countermeasure garment on degeneration of lumbar intervertebral disc in microgravity environment [J]. J Med Biomech, 2020, 35(1): 64-69.

[11] KASCHAK TJ, LAINE W. Surgical radiology [J]. Clin Podiatr Med Surg, 1988, 5(4): 797-829.

[12] HAMANISHI C. Congenital vertical talus: Classification with 69 cases and new measurement system [J]. J Pediatr Orthop, 1984, 4(3): 318-326.

- [13] SPANNOV AH, PFEIFFER-JENSEN M, ANDERSEN NT, *et al.* Ultrasonographic measurements of joint cartilage thickness in healthy children: Age- and sex-related standard reference values [J]. *J Rheumatol*, 2010, 37(12): 2595-2601.
- [14] LEMMON D, SHIANG TY, HASHMI A, *et al.* The effect of insoles in therapeutic footwear - A finite element approach [J]. *J Biomech*, 1997, 30(6): 615-620.
- [15] ABDALBARY SA, ELSHAARAWY EAA, KHALID BEA. Tensile properties of the deep transverse metatarsal ligament in hallux valgus: A consort-compliant article [J]. *Medicine*, 2016, 95(8): e2843.
- [16] MIZUNO K, IWATA K, DEGUCHI T, *et al.* Development of a three-year-old child FE model [J]. *Traffic Inj Prev*, 2005, 6(4): 361-371.
- [17] LIU GT, LAVERY LA, SCHENCK RC, *et al.* Human articular cartilage biomechanics of the second metatarsal intermediate cuneiform joint [J]. *J Foot Ankle Surg*, 1997, 36(5): 367-374.
- [18] VILLEMURE I, STOKES IAF. Growth plate mechanics and mechanobiology. A survey of present understanding [J]. *J Biomech*, 2009, 42(12): 1793-1803.
- [19] WONG DWC, ZHANG M, YU J, *et al.* Biomechanics of first ray hypermobility: An investigation on joint force during walking using finite element analysis [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(11): 1388-1393.
- [20] SIEGLER S, BLOCK J, SCHNECK CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint [J]. *Foot Ankle*, 1988, 8(5): 234-242.
- [21] WRIGHT DG, RENNELS DC. A study of the elastic properties of plantar fascia [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1964, 46(3): 482-492.
- [22] WANG Y, LI ZY, WONG DWC, *et al.* Finite element analysis of biomechanical effects of total ankle arthroplasty on the foot [J]. *J Orthop Translat*, 2018, 12: 55-65.
- [23] DELAND JT, ARNOCKY SP, THOMPSON FM. Adult acquired flatfoot deformity at the talonavicular joint: Reconstruction of the spring ligament in an in vitro model [J]. *Foot Ankle*, 1992, 13(6): 327-332.
- [24] BUCKWALTER JA, MARTIN JA. Osteoarthritis [J]. *Adv Drug Deliv Rev*, 2006, 58(2): 150-167.
- [25] SCHOENECKER JG. Pathologic hip morphology in cerebral palsy and Down syndrome [J]. *J Pediatr Orthop*, 2013, 33 (Suppl 1): S29-S32.
- [26] SANNER WH. Principles of biomechanical radiographic analysis of the foot [M]// Hart CM. *Foot and Ankle Radiology*. London: Churchill Livingstone, 2003: 261-271.
- [27] CIFUENTES-DE LA PORTILLA C, LARRAINZAR-GARIJO R, BAYOD J. Biomechanical stress analysis of the main soft tissues associated with the development of adult acquired flatfoot deformity [J]. *Clin Biomech*, 2019, 61: 163-171.
- [28] SCHUSTER J, COETZEE JC, STOVITZ SD. Foot pain: Biomechanical basics as a guide for assessment and treatment [J]. *Phys Sports Med*, 2009, 37(2): 80-86.
- [29] GALAFATE D, POURNAJAF S, CONDOLUCI C, *et al.* Bilateral foot orthoses elicit changes in gait kinematics of adolescents with Down syndrome with flatfoot [J]. *Int J Environ Res Public Health*, 2020, 17(14): 4994.
- [30] SELBY-SILVERSTEIN L, HILLSTROM HJ, PALISANO RJ. The effect of foot orthoses on standing foot posture and gait of young children with Down syndrome [J]. *Neurorehabilitation*, 2001, 16(3): 183-193.
- [31] TAMMINGA JS, MARTIN KS, MILLER EW. Single-subject design study of 2 types of supramalleolar orthoses for young children with Down syndrome [J]. *Pediatr Phys Ther*, 2012, 24(3): 278-284.
- [32] WONG DWC, CHEN TLW, PENG YH, *et al.* An instrument for methodological quality assessment of single-subject finite element analysis used in computational orthopaedics [J]. *Med Nov Technol Dev*, 2021, 11: 100067.
- [33] HERMENS HJ, FRERIKS B, DISSELHORSTJ-KLUG C, *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2000, 10(5): 361-374.
- [34] SMITH JW. Muscular control of the arches of the foot in standing: An electromyographic assessment [J]. *J Anat*, 1954, 88(2): 152-163.