

下肢-织物动态压力的数值模拟研究

赖燕珠, 谢红

(上海工程技术大学 纺织服装学院, 上海 201620)

摘要:为了提高弹性织物在智能可穿戴、医疗康复、体育运动等领域的舒适性及功能性, 研究采用数值模拟法模拟织物穿套下肢的动态过程以及着服下肢的动态屈曲过程, 预测下肢与织物间的动态压力大小及分布情况。首先采用试验法获得织物的弹性模量、密度、泊松比及厚度参数; 其次通过逆向工程软件建立下肢模型及织物模型, 装配得到下肢-织物有限元模型, 并使用AMI压力传感器测量下肢与织物间的接触压力, 与模拟值进行比较、分析; 最后, 通过施加边界条件及载荷模拟下肢的动态过程。结果表明: 下肢-织物有限元模型具有有效性, 可以用于下肢与织物间动态压力的预测。

关键词:弹性织物; 下肢; 动态压力; 数值模拟; 有限元分析

中图分类号: TS 941.17

文献标志码: A

文章编号: 1000-4033(2025)03-0051-05

Numerical Simulation of Dynamic Pressure Between Lower Limbs and Fabric

Lai Yanzhu, Xie Hong

(School of Textiles and Fashion, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China)

Abstract: In order to improve the comfort and functionality of elastic fabric in smart wearable, medical rehabilitation, sports and other fields, this study uses numerical simulation method to simulate the dynamic process of fabric piercing lower limbs and the dynamic flexion process of lower limbs dressed clothing, and predicts the dynamic pressure and distribution between lower limbs and fabric. Firstly, the elastic modulus, density, Poisson's ratio and thickness parameters of the fabric are obtained by experiment. Secondly, lower limbs model and fabric model are established by reverse engineering software, and the lower limbs-fabric finite element model is assembled. The contact pressure between the lower limbs and the fabric is measured by using the AMI pressure sensor, and then compared with the simulation value. Finally, the dynamic process of the lower limbs is simulated by applying boundary conditions and loads. The results show that the finite element model of lower limbs and fabric is effective, which can be used to predict the dynamic pressure between lower limbs and fabric.

Key words: Elastic Fabric; Lower Limbs; Dynamic Pressure; Numerical Simulation; Finite Element Analysis

弹性织物常被用于治疗静脉曲张、增生性瘢痕以及提高运动成绩、减少运动损伤等, 被广泛研究并应用于医疗康复领域、体育运动领域、智能可穿戴领域等^[1]。人体与织物间接触压力通常通过压力传感器测量获得, 但压力传感器测量存在测量部位及场所受限、测量数据易受运动状态和信号等外界条

件影响等缺点, 导致测量结果误差大、精度低, 较难用于智能可穿戴产品的开发及临床应用^[2-3], 因此建立人体-织物力学关系模型是促进功能性服装和智能可穿戴服装开发、优化以及获取可靠性压力数据的必要手段。

由于数值模拟法具有高效、精准、重复性高等优点, 被广泛应用

于人体-织物力学关系模型的建立。Yeung et al^[4]通过数值模拟法建立含骨骼、皮肤、软组织的三维人体有限元模型, 将服装视为大变形壳体, 模拟人体与服装之间的动态力学相互作用, 预测的压力与服装压力测量值接近。Ghorbani et al^[5]将纬编针织物的编织结构及力学性能赋予压缩服装, 模拟人体和弹

基金项目:国家重点研发计划主动健康和老龄化科技应对重点专项(2018YFC2000900)。

作者简介:赖燕珠(1998—), 女, 硕士研究生。主要从事服装舒适性与功能研究。

通讯作者:谢红(1970—), 女, 教授, 博士。E-mail: xiehong99618@126.com。

性压缩服之间的相互作用,精准地预测了人体与服装间的接触压力。目前人体与织物间的压力研究多为静态分析,而动态分析与实际情况更相符。因此,本研究基于数值模拟法,建立下肢-织物动态压力关系有限元模型,模拟下肢运动状态,更加真实地呈现下肢与织物间的力学关系,为功能性服装、智能可穿戴服装的开发及优化提供可靠性数据,为可靠性标准的建立提供理论支撑。

1 下肢有限元模型的建立及参数设置

1.1 下肢有限元模型的建立

根据标准 GB 10000—1988《中国成年人人体尺寸》,选择身高为 170.4 cm 的开源男性人体模型。下肢通过 Geomagic Studio 软件重建获得软组织模型和骨骼模型,然后在 SolidWorks 2019 软件中从软组织实体模型中减去骨骼实体模型,建立真实的三维下肢软组织模型,并将骨骼模型与下肢软组织模型进行装配得到完整的双下肢有限元模型。

1.2 下肢有限元模型的材料参数

将骨骼视为各向同性的线弹性材料,骨骼的密度、泊松比和弹性模量分别为 1.95×10^{-9} toone/mm³、0.30 和 7 300.0 MPa^[5];高度还原软组织的真实材料参数,将软组织视为超弹性材料,采用 Yeoh 超弹性材料本构模型,C10=0.085 56、C20=0.039 00、C30=0、D1=3.652 73、D2=0,密度为 1.10×10^{-9} toone/mm³^[6]。

1.3 下肢有限元模型的网格划分

通过 HyperMesh 2019 对软组织模型及骨骼模型进行网格划分,网格类型选择四面体网格,单元格类型为 C₃D₄,并对网格质量进行检查,保证后期求解器能够正常运行,在保证计算效率合理的前提下

保证下肢有限元模型的精度。

2 织物有限元模型的建立及参数设置

2.1 织物几何模型的建立

根据压缩袜相关研究^[7],分别量取大腿顶端、大腿中部、膝围、小腿最大围度、脚踝围度的周长以及下肢的高度^[8],用 SolidWorks 2019 绘制织物几何模型,将织物的伸长率设置为 10%,符合压力服装常用值^[9]。

2.2 织物材料力学性能测试

选取 3 款不同锦纶含量的面料,分别记为面料 1、面料 2、面料 3,测试并计算织物材料的力学性能,包括厚度、密度、弹性模量、泊松比,用于赋予织物有限元模型的材料属性。

2.2.1 织物厚度及密度测试

从 3 款面料中各选取 5 块尺寸为 30 mm×30 mm 试样,在温度 (22±1)℃、相对湿度 (65±2)% 的环境中进行测试。使用 LEI04E/02 电子天平测试克质量、YG141D 型数字式织物厚度仪测试织物厚度,每块面料测试 5 次求取平均值,并由公式(1)获得织物密度。

$$\rho = \frac{m}{3 \times 3 \times h} \quad (1)$$

式中: ρ 为织物密度,g/cm³;m 为试样平均质量,g;h 为织物平均厚度,cm。

2.2.2 织物弹性模量的测试

织物的弹性模量是反映织物应力与应变关系的物理量,其计算见式(2)。

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2)$$

式中:E 为弹性模量; σ 为应力; ε 为应变。

将 3 款面料沿织物经向分别裁剪 3 条 15 mm×10 mm 的长条,使用动态力学分析仪对织物样品进行单轴拉伸试验。人体穿着服装时,一般弹性服装面料的拉伸率不会超过 30%^[10],因此将面料的拉伸率设置为 30%,在 Origin 软件中用最小二乘法将数据拟合为应力-应变直线,计算出其相关系数均大于 0.97,认为该直线的斜率即为弹性模量。

2.2.3 织物泊松比的测试

根据材料力学可知,在材料的弹性变形范围内,弹性材料受纵向拉伸或压缩,随之产生的横向应变与纵向应变绝对值的比值称为材料的泊松比,见式(3)。

$$\nu = \frac{\varepsilon_x}{\varepsilon_y} \quad (3)$$

式中: ν 为泊松比; ε_x 为横向应变; ε_y 为纵向应变。

根据 GB/T 3923.1—2013《纺织品 织物拉伸性能 第 1 部分:断裂强力和断裂伸长率的测定(条样法)》,采用 YG026D 型多功能电子织物强力机对织物进行单轴拉伸测试。

从 3 款面料中分别裁取 3 块 10.0 cm×5.0 cm 的试样,距离试样两端 1.5 cm 处为夹持区,拉伸速度设为 100 mm/min,定点力为 2 500 N,定点伸长为 130%,预张力为 5 N。假设织物各处的泊松比数值相同,每组试验拉伸 3 次,并求取平均值,面料参数见表 1。

表 1 面料参数

面料编号	成分	厚度/mm	密度/(toone·mm ⁻³)	弹性模量/MPa	泊松比
面料 1	61.1%锦纶、24.8%丙纶、14.1%氨纶	0.916 0	3.03×10^{-10}	0.419	0.28
面料 2	80.0%锦纶、20.0%氨纶	0.569 2	3.67×10^{-10}	1.093	0.34
面料 3	91.1%锦纶、7.6%氨纶、1.3%聚酯纤维	1.431 2	2.31×10^{-10}	0.628	0.26

3 下肢-织物有限元模型的建立及验证

3.1 模型建立

在 ABAQUS 有限元软件中赋予织物模型厚度,以六面体划分网格,网格尺寸为 3 mm,单元类型为 S4R,并将骨骼、软组织及织物模型装配,建立下肢-织物有限元模型。为提高计算效率,将下肢稍微放入织物有限元模型中,如图 1 所示。



图 1 下肢-织物有限元模型

将软组织外表面设置为主面,织物内表面设置为从面,两个变形表面可进行机械有限滑动,法向接触属性设置为硬接触,切向接触属性设置为罚,摩擦系数为 0.2^[11],不允许下肢与织物之间产生穿透行为,并将骨骼外表面与软组织内表面进行绑定,离散化方式为表面与表面。

3.2 模型的有效性验证

3.2.1 测试点及压力传感器选择

根据 7 块肌肉的解剖学位置以及实际下肢表面形态定义 9 个压力测试点, A、B、C、D、F、G、I 点分别代表股直肌、股内侧肌、半膜肌、股外侧肌、胫骨前肌、内侧腓肠肌、外侧腓肠肌所在位置, E、H 分别代表髌骨、小腿围后中点所在位置,为常规测试点。

3.2.2 织物穿套模拟

在 ABAQUS 或 CAE 软件中,采用显式方法对下肢动态穿套进行模拟。根据临床运动学研究^[12],将股骨的内侧髁和外侧髁的中点设为参考点 RP-2,并建立局部坐标系 Datum csys-2。分析步 1 设置为 0.01 s,将整个股骨与参考点 RP-2 进行耦合,并在参考点 RP-2 上施加 325 N 的集中力以模拟人体站立下的重力;分析步 2 设置为

0.80 s,在织物有限元模型的上边缘施加 Datum csys-2 z 轴正方向 550 mm 的位移,驱动织物进行穿套;将胫骨远端截面中点 RP-3 与整个胫骨进行耦合,完全固定参考点 RP-3,避免下肢产生相对滑移。穿套过程如图 2 所示。

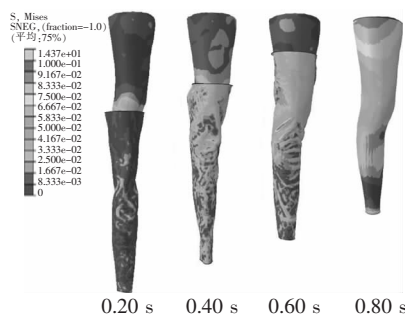


图 2 织物动态穿套过程

3.2.3 模型验证

为减少试验误差,以上述下肢有限元模型的实际尺寸为标准,选择 5 名年龄为 (24.60 ± 1.02) 岁、身高为 (171.40 ± 2.33) cm、体质量为 (66.80 ± 3.06) kg 的健康男性为试验对象,进行服装压力测试。使用 AMI3037 气囊式压力传感器测试下肢与织物间的接触压力,每个测量点测试 5 次,结果取平均值,并将 AMI 所测得的压力值与穿套完成后下肢与织物间接触压力的模拟值进行相对误差分析。

穿着面料 1 弹性压力裤的压力对比图如图 3 所示。由有限元模拟结果可知,股外侧肌所受压力最小,约为 5.479×10^{-4} MPa,髌骨所受压力最大,约为 1.410×10^{-3} MPa。以穿着面料 1 接触压力实测值的均值为参照,进行相对误差分析可知,股内侧肌的相对误差最小,为 0.34%,髌骨的相对误差最大,为 8.44%,平均相对误差为 4.46%。

穿着面料 2 弹性压力裤的压力对比图如图 4 所示。由有限元模拟结果可知,股外侧肌的压力值最小,约为 7.260×10^{-4} MPa,髌骨所

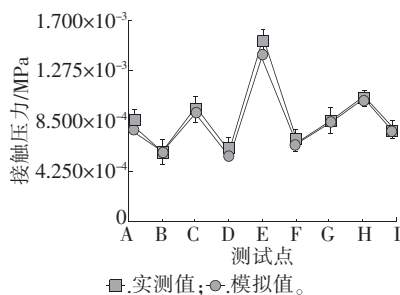


图 3 穿着面料 1 弹性压力裤的压力对比图

受到的压力最大,约为 1.610×10^{-3} MPa。以穿着面料 2 接触压力实测值的均值为参照,进行相对误差分析可知,半膜肌的相对误差最小,为 0,髌骨的相对误差最大,为 12.02%,平均相对误差为 5.41%。

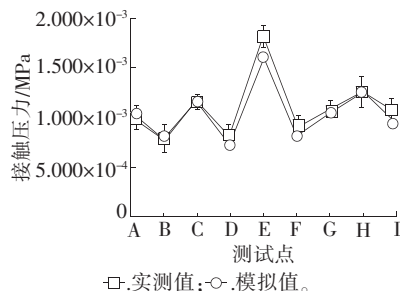


图 4 穿着面料 2 弹性压力裤的压力对比图

穿着面料 3 弹性压力裤的压力对比图如图 5 所示。由有限元模拟结果可知,股外侧肌的压力值最小,约为 5.498×10^{-4} MPa,髌骨所受到的压力值最大,约为 1.610×10^{-3} MPa。以穿着面料 3 接触压力实测值的均值为参照,对有限元模拟结果进行分析可知,股直肌的相对误差最小,为 0.84%,内侧腓肠肌的相对误差最大,为 8.17%,平均相对误差为 3.45%。

综上,穿着 3 款面料时的模拟值与实测值的变化趋势相同,具有较好的一致性,所有测试点的相对误差均在合理范围内,误差的来源可能是由于下肢的解剖结构不规则,有较大的曲率和支撑性骨结构。因此,下肢-织物有限元模型具有有效性,可以用于预测人体与织

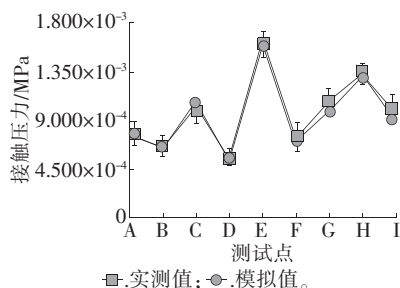


图 5 穿着面料 3 弹性压力裤的压力对比图

物间的动态压力大小及分布。

4 着服下肢动态屈曲模拟

4.1 边界及载荷的设置

本研究主要观察下肢表面接触压力,因此对下肢有限元模型进行简化;在有限元模拟中忽略惯性载荷的影响,假定股骨结构为刚体。

在所有分析步中完全固定参考点 RP-3,避免下肢产生相对滑移;分析步 1 为织物穿套过程;分析步 2 设置为 0.89 s,对参考点 RP-2 施加绕冠状轴旋转、大小为 2.62 rad/s 的角速度^[13],模拟着服下肢动态屈曲过程;分析步 3 设置为 0.10 s,对参考点 RP-2 施加集中力以模拟自身重力,对参考点 RP-3 施加地面反作用力,地面反作用力由 Bertec 三维测力台测试获得。

4.2 屈曲结果及分析

为了更加清楚地了解动态屈曲过程中应力及接触压力的变化情况,对下肢动态屈曲过程进行量化分析,如图 6 所示。

由图 6 可知,随着屈曲角度的增加,下肢与弹性压力织物所受应力及接触压力随之增大,膝关节处的应力愈发集中,这是由于随着屈曲运动的进行,膝关节处的曲率越来越大,弹性压力织物在膝关节处产生的拉伸变形也越来越大,同时软组织受到挤压产生较大变形导致髌骨及腘窝区域压力增加。下肢的最大应力由静止站立时 0.369 80 MPa 增加到 344.900 00 MPa,最大



图 6 屈曲过程着服下肢应力云图及软组织表面接触压力云图

接触压力由 0.010 14 MPa 增加到 104.600 00 MPa,屈曲过程中,最大应力及最大接触压力均发生在髌骨区域。

为探究下肢屈曲状态下各测试点的压力变化规律,分别提取各测试点在屈曲过程中的接触压力,如图 7 所示。

由图 7 可知,当下肢开始屈曲时,所有测试点发生显著变化,髌骨及大腿区域的股直肌、股内侧肌、半膜肌、股外侧肌的接触压力减小,小腿区域的胫骨前肌、内侧腓肠肌、小腿围后中点、外侧腓肠肌的接触压力增大。随着屈曲角度的增加,大腿区域的股直肌、股内侧肌、半膜肌、股外侧肌的接触压力逐渐增大,下肢屈曲到 40°时,半膜肌、股外侧肌的接触压力呈现下降趋势,股直肌、股内侧肌的接触压力则在 50°时呈现下降趋势;髌骨的接触压力随着屈曲角度增加发生

巨大变化,接触压力不断增大,这是由于动态屈曲过程中,肌肉发生收缩,髌骨区域曲率变化尤为明显,直至下肢屈曲到 50°时,该处接触压力的增大趋势才趋于平缓;随屈曲角度增加,胫骨前肌的接触压力逐渐减小,内侧腓肠肌的接触压力逐渐增大,而小腿围后中点、外侧腓肠肌的接触压力变化并不明显。

5 结束语

本文建立了一个精准、可靠的下肢-织物动态压力有限元模型,用于预测人体与织物间的静态、动态压力大小及分布。在该模型中,施加相应的边界条件及载荷模拟了织物穿套下肢的动态过程及着服下肢的动态屈曲过程,更加清晰地呈现了下肢在动态过程中的压力大小及压力分布的变化情况。该模型具有 3 个优点:一是采用数值模拟法建立的人体与织物间接触压力预测模型不仅可以解决个体

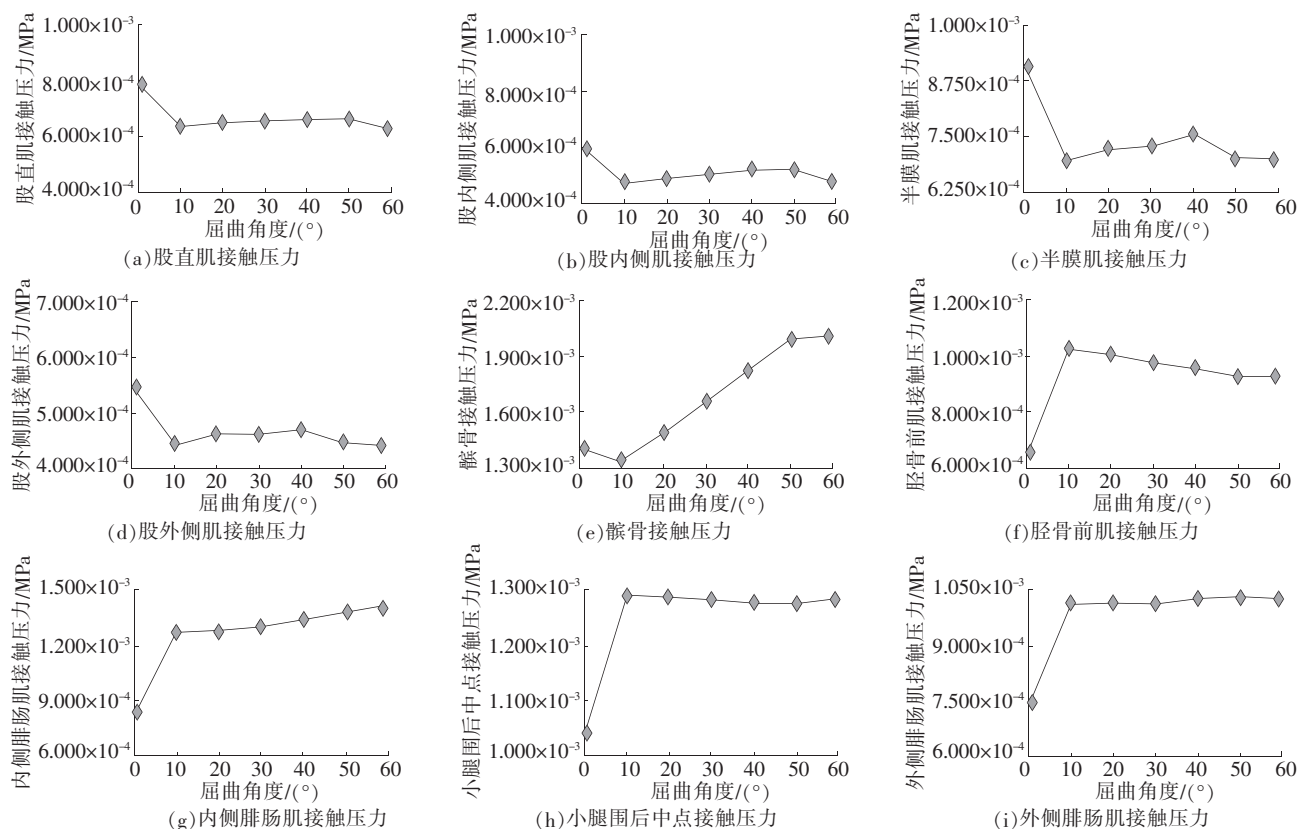


图7 屈曲过程中各测试点接触压力的模拟结果

差异性问题的,还能将织物及其服装压的数字化模拟技术与客观测试相结合,并进行可视化呈现,减少了人力、物力;二是模型高度还原了软组织真实材料属性,通过模拟、计算能够获得更加真实、精准的压力结果;三是该模型具有延展性,可用于多种运动状态的模拟,如步行、跑步、跳跃等,不仅能够为功能性服装、智能可穿戴服装提供可靠性数据,推动可靠性评价标准的建立,还能促进功能性服装、智能可穿戴服装的开发及优化。

参考文献

- [1]XIONG Y, TAO X. Compression garments for medical therapy and sports[J]. Polymers, 2018, 10(6): 663.
- [2]赵艳敏.压力袜穿着过程压力分布规律研究[D].苏州:苏州大学, 2018.
- [3]刘宇,王永荣,罗胜利,等.服装压力分布测试和理论预测模型的研究进展[J].针织工业, 2019(2): 56-60.
- [4]YEUNG K W, LI Y, ZHANG X. A 3D biomechanical human model for numerical simulation of garment-body dynamic mechanical interactions during wear[J]. Journal of the Textile Institute, 2004, 95(1): 59-79.
- [5]GHORBANI E, HASANI H, NEDOSHAN R J, et al. Finite element modeling of the compression garments structural effect on the pressure applied to leg[J]. Fibers and Polymers, 2020, 21(3): 636-645.
- [6]王沫楠,张猛.基于有限元法人体腿部生物力学仿真研究[J].系统仿真学报, 2008(20): 5638-5641.
- [7]马冬冬.基于有限元的“压力袜—下肢”压力传递与共偶变形研究[D].上海:东华大学, 2018.
- [8]LIU R, GUO X, LAO T T, et al. A critical review on compression textiles for compression therapy: textile-based compression interventions for chronic venous insufficiency[J]. Textile Research Journal, 2016, 87(9): 1121-1141.
- [9]CHOW L, YICK K L, SUN Y, et al. A novel bespoke hypertrophic scar treatment: actualizing hybrid pressure and silicone therapies with 3D printing and scanning[J]. International Journal of Bio-printing, 2021, 7(1): 327.
- [10]王珊珊.基于男子颈部三维模型的服装压感舒适性研究[D].无锡:江南大学, 2017.
- [11]孙亚博.基于有限元模拟的针织服装穿着压力分析[D].天津:天津工业大学, 2021.
- [12]GROOD E S, SUNTAY W J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 1983, 105(2): 136-144.
- [13]PAN K, WANG F, ZHANG J, et al. Finite element analysis on biomechanical properties of medial collateral ligament of elbow joint under different flexion angles[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2019, 36(3): 401-406.

收稿日期 2024年5月14日