

文章编号: 1004-7220(2025)01-0244-07

人体有限元模型在柔性防护产品中的应用

孙玥^{1,2}, 牛文鑫³, 陈馨蔚¹, 陈祺垵¹, 顾冰菲^{1,2}, 刘瑜希¹

(1. 浙江理工大学服装学院, 杭州 310018; 2. 丝绸文化传承与产品设计数字化技术文化和旅游部重点实验室, 杭州 310018; 3. 同济大学附属上海市养志康复医院(上海市阳光康复中心), 上海 201619)

摘要: 为确保产品功能和实用性的前提下充分考虑人体生理特征和运动机制, 基于生物力学反馈的人体有限元模型在“以人为本”的健康防护产品设计中起到了重要作用。本文聚焦利用柔性材料制作而成的防护类产品, 探讨人体有限元模型在该类防护产品设计中的应用现状和发展趋势。首先, 从人体生物力学角度总结近年来关于人体不同部位的有限元模型构建过程。其次, 从人体头部、躯干、上肢和下肢部位与防护设备建立的接触模型, 梳理有限元法在健康防护产品设计中的应用现状及所面临的挑战。最后, 讨论使用有限元法在该类研究中存在的问题, 指出在追求准确性、实时性和逼真性的背景下, 具有高效、精确、可重复利用等优点的有限元接触模型仍具有广阔的应用前景。

关键词: 有限元模型; 人体生物力学; 柔性防护产品; 材料属性

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2025.01.033

Application of Human Finite Element Model in Flexible Protective Products

SUN Yue^{1,2}, NIU Wenxin³, CHEN Xinwei¹, CHEN Qikai¹, GU Bingfei^{1,2}, LIU Yuxi¹

(1. School of Fashion Design & Engineering, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou 310018, China; 2. Key Laboratory of Silk Culture Heritage and Products Design Digital Technology, Ministry of Culture and Tourism, Hangzhou 310018, China; 3. Shanghai Yangzhi Rehabilitation Hospital (Shanghai Sunshine Rehabilitation Center), Tongji University School of Medicine, Shanghai 201619, China)

Abstract: In order to fully consider the physiological characteristics and movement mechanism of the human body under the premise of ensuring the function and practicality of the product, the human-fabric contact finite element model based on biomechanical feedback plays an important role in the design of ‘people-oriented’ health protection products. This review focuses on the design of protective products made of flexible materials, and discusses the application status and development trend of human finite element model in the design of protective products. The construction process of finite element models of different parts of the human body in recent years is summarized from the perspective of human biomechanics. Secondly, from the contact models established between the human head, torso, upper limbs and lower limbs and protective devices, the application status and challenges of finite element method in the design of health protective products are sorted out. Finally, the problems existing in the use of finite element method in such researches are discussed. It is pointed out that in the context of pursuing accuracy, real-time and realism, finite element contact models with the advantages of high efficiency, precision and reusability still have a broad application prospect.

Key words: finite element model; human biomechanics; flexible protective products; material properties

收稿日期: 2024-08-17; 修回日期: 2024-09-16

基金项目: 教育部人文社科项目(24YJCZH268), 国家大学生创新训练项目(202410338040)

通信作者: 孙玥, 讲师, E-mail: sunyue@zstu.edu.cn

当今的健康防护产品中,由柔性材料制作的防护设备及装置占据着重要的地位。这些产品根据特定的用途和功能,采用不同结构、力学性能和制造工艺的柔性材料,以确保在特定环境下为人体提供舒适的支撑和有效的保护。随着人们对健康安全的日益关注,柔性防护产品不仅需要关注其外观设计,更需满足功能性、实用性和舒适性的要求。人体生物力学数据可为该类防护产品的设计提供理论支持,通过分析人体局部变形来指导优化产品的弹性和贴合性,从而提高穿着的舒适度,减少摩擦和压迫;还可以帮助选择合适的材料来与人体生物力学行为相匹配,确保在特定环境下能够提供最优的保护。然而,传统针对防护产品设计的主客观评价方法存在成本高、难以测量体内人体应力应变分布等问题,导致无法得出精确的试验结论。有限元法作为一种重要的数值模拟方法,在材料科学领域以及康复和人体工程学技术的交叉融合中发挥着关键作用。有限元法能够基于医学图像建立符合人体解剖学和生物力学特性的接触模型,计算得到精细定量化和可视化的研究成果,通过获取在特定力学环境中的关键参数来探讨材料选择、结构设计和功能性特征优化等因素在产品中的作用,从而节省大量实验成本与时间。人体有限元模型的应用不仅可以提高产品的舒适性和功能性,还可以促进大健康产业的可持续发展,为人们的生活带来更多安全和便利。本文总结了近年基于有限元法的人体-柔性防护装备接触模型生物力学研究,根据不同模型在人体头部、躯干、上肢、下肢部位的研究及应用进行归纳总结,并提出有限元法在人体生物力学研究中的展望。

1 方法

1.1 文献检索策略与资料来源

本综述主要纳入 2016 年 1 月~2024 年 4 月期间的文献,文献资料来源为中国知网(CNKI)和 Web of Science 数据库,使用“有限元法”“生物力学”作为中文检索词,“finite element method”“biomechanics”作为英文检索主题词。为了保证研究的创新性及方法的严谨性,文献类型包含经同行评议的国内外期刊论文[J]、会议论文集[C]、学位论文[D],剔除会议摘要、校稿通知、新闻、会议论文

和撤稿通知,共纳入 40 篇文献,其中中文文献 11 篇,英文文献 29 篇。

1.2 文献纳入与排除标准

文献纳入标准为:① 研究内容涉及详细的人体生物力学模型构建、参数设置和仿真结果;② 针对人体健康防护产品的设计和优化(包含仿真实验和应用实验);③ 研究包括有限元模型的实际应用;④ 发表时间为 2016 年至今(适当纳入在该领域中具有重要影响的文献)。文献排除标准为:① 与主题相关但不涉及有限元分析或人体生物力学;② 不涉及实际应用的基础理论或算法优化文献;③ 未提供足够细节的有限元模型构建和应用文献。经过对所纳入文献信息的提取和归纳,所有文献可被分为基于人体头部、躯干、上肢及下肢 4 个部位的接触仿真分析并应用于柔性健康防护产品的优化设计与产品性能评价。

2 结果与讨论

2.1 人体各部位有限元模型构建

在接触仿真模型的建立中,人体的解剖结构和各部位生物力学特性至关重要。一般将人体划分为骨骼、软组织、皮肤及胸腹腔 4 个结构,其中骨骼、软组织和皮肤对接触模型的分析结果起决定性作用。建立体表三维模型时,可通过三维激光扫描的方式或从 Poser、3D CAD Browser 等数据库中获取人体体表和骨骼几何轮廓,而软组织中的关节、肌肉及韧带等具体结构需要依据 CT 或 MRI 医学影像数据结合计算机辅助设计(computer-aided design, CAD)技术进行更详细的数据重建与拟合。

2.1.1 骨骼有限元模型构建 人体骨骼具有各种不同形状且内外结构复杂,与骨骼肌、肌腱、韧带和关节一起协同运动并传递力量。根据不同分析类型的需要,骨骼模型通常被构建为刚体或变形体两种类型。理想化的刚性体骨骼能够在复杂的接触运动中降低计算复杂程度,如 Lei 等^[1]在不同类型的数字头模和 N95 过滤式面罩呼吸器(filtering facepiece respirators, FFR)接触压力的计算和实验研究中,将模型的后枕部视为刚性外壳,在保持高保真度的同时提高计算效率。此外,Chassagne 等^[2]假设骨骼为不可变形体,以表征加压绷带与下肢之间的摩擦特性和压力分布,更加全面地了解腿部弹性

压缩对静脉系统的影响。

另一方面,在进行人体损伤分析时,常将骨骼设置为具有不同材料属性的变形体。例如,Jamshidi等^[3]将人体骨骼设置为对应的材料属性,充分考虑了矫形器在使用过程中人体承受的外部负荷、骨骼的应力分布和变形情况,更准确地评估装备的功能性与人体适配性。一般情况下,将人体骨骼生物力学信息准确化,可以为各种应用研究提供更精确的模拟和分析。

2.1.2 软组织有限元模型构建 软组织是人体接触仿真时的主要变形部分,是一种非线性、各向异性、近似不可压缩的黏弹性材料体。由于其组成成分和承担功能的不同,在黏性和弹性方面展现出不同的力学特性,在建立用于工程计算的软组织本构模型时,有必要对其特性进行合理的简化。通常情况下,用近似均匀、各向同性的弹性材料定义软组织材料^[4]。表1总结了人体不同部位软组织材料参数。

表1 人体相关部位材料属性设置

Tab. 1 Material property setting for each part of human body

部位	软组织	模型构成	材料属性	材料参数	参考文献	
头部	头皮层	头皮	线弹性体	$E = 16.7 \text{ MPa}; \nu = 0.42$	[5]	
		头皮	Ogden ($15 \sim 100 \text{ s}^{-1}$)	$\mu = 1.48 \text{ MPa}; \alpha = 8.1$	[6]	
	额肌和颞肌(面肌)	真皮	GOH	$C_{10} = 1.345 \text{ kPa}; k_1 = 2.402 \text{ kPa};$ $k_2 = 15.876; \gamma = 28.798^\circ$	[7]	
		皮下组织	线弹性体	$E = 719.5 \text{ Pa}; \nu = 0.495$		
		肌肉	线弹性体	$E = 0.8 \text{ MPa}; \nu = 0.48$		
躯干	胸部	整体面部软组织	线弹性体	$E = 0.7 \text{ MPa}; \nu = 0.45$	[8]	
		胸部软组织	Mooney-Rivlin	$C_{10} = 50 \text{ Pa}; C_{01} = 52 \text{ Pa}; C_{11} = 375 \text{ Pa};$ $C_{20} = 780 \text{ Pa}; C_{02} = 630 \text{ Pa}$	[9]	
	腰-腹部	胸部软组织	线弹性体	$E = 150 \text{ kPa}; \nu = 0.46$	[10]	
		孕妇腰-腹软组织	Mooney-Rivlin	$C_{01} = -12; C_{10} = 17$	[11]	
		皮肤	线弹性体	$E = 150 \text{ kPa}; \nu = 0.46$	[12]	
		肌肉	Mooney-Rivlin	$C_{01} = 3.35 \text{ kPa}; C_{10} = 1.65 \text{ kPa}$		
		腹腔	线弹性体	$E = 10 \text{ kPa}; \nu = 0.45$	[13]	
		腹壁	线弹性体	$E = 1 \text{ MPa}; \nu = 0.2$		
	上肢	上臂	肌肉	Neo-Hookean	$\mu = 27.1 \text{ kPa}; k = 15 \text{ MPa}$	[14]
			上臂脂肪	Neo-Hookean	$\mu = 49.83 \text{ kPa}; k = 40.4 \text{ MPa}$	
皮肤			线弹性体	$E = 0.15 \text{ MPa}; \nu = 0.46$	[15]	
软组织			线弹性体	$E = 60 \text{ kPa}; \nu = 0.49$		
手		骨骼肌	线弹性体	$E = 50 \sim 120 \text{ kPa}; \nu = 0.49$		
		皮肤	Ogden	$\mu_1 = -0.07594; \alpha_1 = 4.941; \mu_2 = 0.01138;$ $\alpha_2 = 6.425; \mu_3 = 0.06572; \alpha_3 = 4.712$	[16,17]	
		皮下组织	Ogden	$\mu_1 = -0.04895; \alpha_1 = 5.511; \mu_2 = 0.00989;$ $\alpha_2 = 6.571; \mu_3 = 0.03964; \alpha_3 = 5.262$		
下肢	臀部-大腿复合体	皮肤	线弹性体	$E = 177 \text{ kPa}; \nu = 0.4$	[18]	
		臀部-大腿软组织	线弹性体	$E = 150 \text{ kPa}; \nu = 0.46$	[19]	
		臀部-大腿软组织	线弹性体	$E = 80 \text{ kPa}; \nu = 0.31$	[20]	
	腿部(含膝关节)	软组织	Neo-Hookean	$C_1 = 0.00347; D = 12.4$	[21]	
		软组织	Mooney-Rivlin	$C_{10} = 4.25 \text{ kPa}; C_{11} = 0 \text{ kPa}; D_1 = 2.36 \text{ MPa}^{-1}$	[22]	
		软组织	Neo-Hookean	$K = 14.3 \text{ MPa}$,其余参数取决于受试者均值	[2]	
		软骨	线弹性体	$E = 15 \text{ MPa}; \nu = 0.46$	[23]	
	韧带	线弹性体	$E = 260 \text{ MPa}; \nu = 0.49$			

(续表1)

部位	软组织	模型构成	材料属性	材料参数	参考文献
足	足底组织		Mooney-Rivlin	$C_{10} = 85.55 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-2}$; $C_{01} = -58.4 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-2}$; $C_{20} = 38.92 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-2}$; $C_{11} = -23.1 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-2}$; $C_{02} = 8.484 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-2}$; $D_1 = 4.370 \text{ mm}^2 \cdot \text{N}^{-1}$; $D_2 = 0.681 \text{ mm}^2 \cdot \text{N}^{-1}$	[24]
	软骨		线弹性体	$E = 1 \text{ MPa}$; $\nu = 0.4$	
	韧带		线弹性体	$E = 260 \text{ MPa}$	
	皮肤		First-order Ogden	$\mu = 0.122 \text{ MPa}$; $\alpha = 18$	[25]
	足底软组织		Mooney-Rivlin	$C_{10} = 855.6 \text{ kPa}$; $C_{01} = -58.41 \text{ kPa}$; $C_{20} = 39 \text{ kPa}$; $C_{11} = -23.19 \text{ kPa}$; $C_{02} = 8.51 \text{ kPa}$; $D_1 = 3.652 \text{ 73 MPa}$	

注: D 为体积模量。

2.1.3 皮肤有限元模型构建 人体皮肤作为一种非均匀、黏弹性和各向异性材料,其有限元模型参数与不同部位的皮肤结构、厚度等因素相关^[26]。为了确保软组织与皮肤更好地贴合,在处理模型时通常提取软组织外表面的网格作为人体皮肤模型。在实际应用中,人体皮肤发生小变形时可将其视为具有线弹性特性,但在发生大变形时表现出非线性响应^[27],可用超弹性材料模型(Ogden、Mooney、Yeoh和Neo-Hookean表征皮肤的非线性变形)。其中,Ogden模型比其他模型更能拟合人体皮肤的非线性行为。

2.2 人体有限元模型在柔性防护产品接触仿真中的应用

考虑到接触仿真模拟的有效性和准确性需求,当前的研究更多倾向于在静态或者有简单动作条件下建立局部精细的人体-防护产品有限元模型。这种模型能够更好地探讨人体组织在不同柔性材料的约束作用下产生的生物力学响应,图1总结了不同部位人体-柔性防护产品接触模拟仿真在产品设计中的应用。

2.2.1 头部接触模型及仿真应用 人体头部的表面主要由头皮层和面部肌肉组成,头皮层通常被用于建立帽子^[5]、头盔内部衬垫^[28]等织物的接触模型,而面部的织物接触模型主要应用于面罩^[29]、口罩^[30]等产品。这些模型在医学防护领域和服装行业等中被广泛用于评估头面部防护用品的舒适性和防护性能。表2梳理了有关人体有限元模型在头面部防护用品设计中应用的文献。通过有限元仿真可以预测材料和结构在不同载荷下

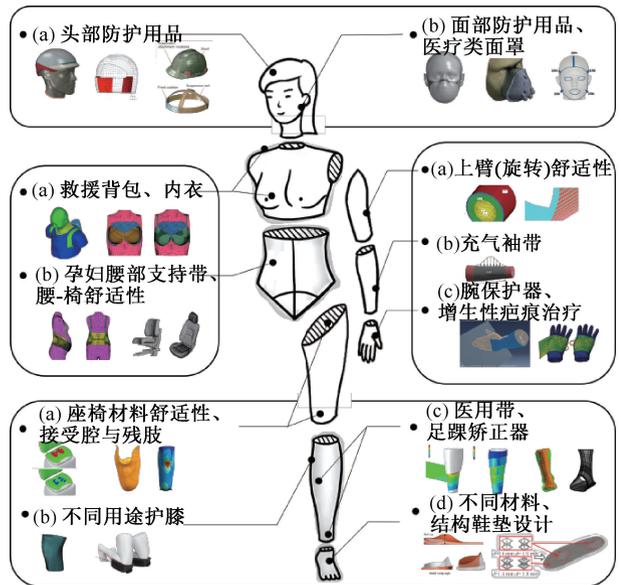


图1 人体有限元接触仿真模型在柔性防护产品中的应用

Fig.1 Application of human body finite element contact model in flexible protective products

的形变特性,从而优化应用于头部和面部的防护产品。尽管这些研究成果可以解决用户与产品间匹配度低、舒适性差等问题,但同时也存在定制化生产成本低、舒适性需求与企业批量生产之间的矛盾。

2.2.2 躯干接触模型及仿真应用 躯干防护用品对应于可以保护胸部组织、胸腔、背部和脊柱等的功能性产品及护具。Sun等^[9]建立的有限元胸部模型能够准确预测乳房形状变化及解除压力,基于人体-内衣的相互作用模型建立的内衣穿着过程及效果评价系统有助于改进繁琐的文胸设计流程。

表2 头面部防护用品设计类文献汇总

Tab. 2 Summary of literature on head and face protective equipment

文献	产品设计	分析对象及参数	设计改进
[28]	飞行员头盔	飞行员头盔软衬垫的变形;头部压力分布	改进软衬垫材料组合以满足过眼位维持及舒适压力分布的要求
[30]	医用口罩	定制口罩与面部接触压力分布及大小	设计口罩曲线提高与人体面部的拟合度,获得良好贴合性与舒适性
[31]	头盔内衬	头盔内衬与7种头部聚类样本的接触压力	优化头盔内衬及外观曲面造型设计,提高舒适性与美观性
[32]	增生性疤痕治疗面罩	3D打印透明面罩在不同加载条件下对面部接触压力分布	优化面罩设计平衡面部压力区域分布,提高治疗有效性

Ali 等^[33]运用脊柱有限元模型对所开发的主动式柔性支具进行设计开发,通过有限元的模拟结果指导设计弹性带的张力输入,从而在压力舒适范围内改善冠状面和矢状面的 Cobb 角。康雪莲^[11]则通过有限元分析、压力测试验证以及主观评价法,评估不同结构与材料的腰部支持带对缓解孕妇腰部疼痛的影响。有限元分析技术的应用能够对此类构件进行优化设计,降低材料消耗,同时可以模拟各种试验方案,达到缩短时间、节约经费及发现潜在的问题的目的。

表3 上肢防护用品设计类文献汇总

Tab. 3 Summary of literature on protective equipment for upper limb

文献	产品设计	分析对象及参数	设计改进
[35]	柔性肘-腕外骨骼(Soft Exosuit)	腕部和肘部的外骨骼系统与复杂的上肢肌肉骨骼系统之间的交互	优化锚点位置,改进肘-腕外骨骼设计,以提高负载转移效率和用户舒适度
[36]	双段式软弹性复合材料驱动器(SECA)集成的新型机器人手套	SECA 的输入压力与弯曲角度	设计新型 SECA,包括 FRA 和底部扭矩补偿层,以帮助中风患者的手指屈曲和伸展进行日常活动
[37]	康复手套	Brunnstrom 分期 I ~ II 期脑卒中患者的人手压力分布	优化设计流程提高了肌腱驱动类康复手套的使用舒适性

2.2.4 下肢接触模型及仿真应用 人体的下肢包括大腿、小腿和足部,它们通过髌、膝和踝3个关节相连接。研究人员通过有限元接触模型优化关节护具的设计^[38],包括材料选择^[39]和结构设计^[24,40],以提供最佳的支撑和保护效果(见表4)。仿真模型将有助于设计出更加符合个人解剖结构的鞋垫、假肢和支具,提升佩戴者的舒适性和防护性能,实现个性化的防护产品设计。

2.3 有限元法在防护织物产品开发中的挑战和未来展望

有限元法在分析具有复杂结构、非线性材料属

2.2.3 上肢接触模型及仿真应用 上肢模型主要包括肩、臂、肘、前臂和手部位,由骨骼、肌肉、关节、皮肤和软组织等多种材料组成。通过构建三维有限元的上肢生物力学模型,可以用以分析上肢不同部位在受力情况下的应力分布和形变行为,研究人员能够利用该模型模拟不同人体尺寸下防护设备与人体的接触情况,从而预测诸如袖子^[34]、医用手套^[18]等织物的灵活度与防护性能,进而优化柔性材料或织物的裁剪与面料选择,以提高舒适度(见表3)。

性和非线性接触问题的人体生物力学问题中体现出高效、精确、可重复利用等优点。然而,在追求准确性、实时性和逼真性的背景下,基于有限元法的人体接触建模研究仍然面临多方面的挑战。

(1) 模型精度:人体组织结构复杂使得构建完整模型的过程较为繁琐,并且目前尚缺乏可供科研人员使用的标准模型。因此,需要建立各种类型及年龄段的标准中国人体模型,以增加其应用的广泛性与可靠性。

(2) 材料模型:模型材料设置是生物力学仿真的关键,人体不同部位、不同组织具有不同的材料

表 4 下肢防护用品设计类文献汇总

Tab. 4 Summary of literature on protective equipment for lower limb

文献	产品设计	分析对象及参数	设计改进
[39]	下肢假肢	股骨截肢者残肢界面与接受腔的应力分布	改进接受腔材料选择、调整摩擦系数以平衡接触压力和摩擦应力
[24]	矫正鞋垫	矫正鞋垫对伴有足中骨关节炎的扁平足足底、足内筋膜、软骨应力及分布	优化矫正鞋垫结构设计与材料刚度,提升治疗效果和舒适性
[40]	骨折防护服	每个跌倒位置下髋关节颈部和转子部位的最大应力	优化防护服中保护装置的位置和尺寸

特性,因此,各部位人体组织材料属性需根据群体类型确定参考标准。

(3) 仿真验证:由于人体内部和柔性材料的变形及应力分布难以直接观测和测量,人体-防护产品交互作用模拟结果的验证具有挑战性。因此,验证实验测试可与高灵敏度的柔性应变传感器等新型技术相结合,以提供更全面的数据支持。

(4) 计算资源和时间:高精度的交互模拟数据处理和分析需要高效的算法和计算资源,尤其是在处理非线性、大变形、接触和摩擦等复杂情况时存在局限性,而人工智能,特别是机器学习算法,可以通过学习大量的仿真数据和结果,构建近似模型来大幅加速仿真过程,从而大幅减少计算时间。同时,机器学习与有限元融合算法在织物类防护产品的研发过程中,可以快速迭代和调整设计参数,实现实时仿真和反馈,使设计师能够快速判断调整的效果。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:孙玥负责论文选题、论文撰写和修改;牛文鑫负责论文选题和修改;陈馨蔚负责文献搜集整理,初稿撰写;陈祺垵、顾冰菲、刘瑜希参与文献收集整理。

参考文献:

[1] LEI Z, YANG J, ZHUANG Z. Headform and N95 filtering facepiece respirator interaction: Contact pressure simulation and validation [J]. *J Occup Env Hyg*, 2012, 9(1): 46-58.

[2] CHASSAGNE F, MOLIMARD J, CONVERT R, *et al.* Numerical model reduction for the prediction of interface pressure applied by compression bandages on the lower leg [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2018, 65(2): 449-457.

[3] JAMSHIDI N, HANIFE H, ROSTAMI M, *et al.* Modelling the interaction of ankle-foot orthosis and foot by finite element methods to design an optimized sole in stepgait [J]. *J Med Eng Technol*, 2009, 34(2): 116-123.

[4] SINGH G, CHANDA A. Mechanical properties of whole-body soft human tissues: A review [J/OL]. *Biomed Mater*, 2021, doi: 10.1088/1748-605X/ac2b7a.

[5] WU JZ, PAN CS, WIMER BM, *et al.* Finite element simulations of the head-brain responses to the top impacts of a construction helmet: Effects of the neck and body mass [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2016, 231(1): 58-68.

[6] TROTTA A, ANNAIDH AN. Mechanical characterisation of human and porcine scalp tissue at dynamic strain rates [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2019(100): 11.

[7] WEI HX, LIU XL, LI LA, *et al.* Visual indentation apparatus and finite element modelling as a method to characterize 3D mechanical properties of facial skin *in vivo* [J]. *Mech Mater*, 2021(157): 8.

[8] 王晶晶. 头面部医用防护用品适配性设计研究 [D]. 广州: 华南理工大学, 2022.

[9] SUN Y, YICK KL, YU W, *et al.* 3D bra and human interactive modeling using finite element method for bra design [J]. *Comput Aided Design*, 2019(114): 13-27.

[10] 邱江元. 基于胸部力学模型的运动文胸穿着模拟 [D]. 苏州: 苏州大学, 2016.

[11] 康雪莲. 基于有限元仿真分析的孕妇腰部支持带防护性能的研究 [D]. 西安: 西安工程大学, 2019.

[12] GUO LX, DONG RC, ZHANG M. Effect of lumbar support on seating comfort predicted by a whole human body-seat model [J]. *Int J Ind Ergon*, 2016(53): 319-327.

[13] PERIE D, AUBIN CE, LACROIX M, *et al.* Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2004, 42(3): 339-344.

[14] DENG Z, LIANG F. Numerical analysis of stress distribution in the upper arm tissues under an inflatable cuff: Implications for noninvasive blood pressure measurement [J]. *Acta Mech Sin*, 2016, 32(5): 959-969.

[15] 王贤君, 方丽英. 基于有限元模型的上臂服装压位影响因素分析 [J]. *服装学报*, 2021, 6(6): 509-514.

[16] HARIH G, NOHARA R, TADA M. Finite element digital human hand model-case study of grasping a cylindrical

- handle [J]. *J. Ergonom*, 2017, 7(2): 1-3.
- [17] HARIH G, DOLŠAK B. Recommendations for tool-handle material choice based on finite element analysis [J]. *Appl Ergon*, 2014, 45(3): 577-585.
- [18] YU A, YICK KL, NG SP, *et al.* Numerical simulation of pressure therapy glove by using finite element method [J]. *Burns*, 2016, 42(1): 141-151.
- [19] XU WX, ZENG YD, YE JT. Study on virtual simulation method of driver seat comfort [C]//Proceedings of 2nd International Conference on Frontiers of Materials Synthesis and Processing (FMSP). Sanya: IOP Publishing Ltd., 2018.
- [20] 高开展. 面向坐姿人体振动舒适性的有限元建模和体压分布研究 [D]. 重庆: 重庆大学, 2022.
- [21] 曾露露, 谢红. 有限元法预测运动护膝在不同运动状态下对膝关节韧带的影响 [J]. *中国组织工程研究*, 2023, 27(36): 5771-5777.
- [22] 杨海艳, 吴晓, 冯晓华. 小腿残肢与接受腔的非线性有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(3): 232-236.
YANG HY, WU X, FENG XH. Non-linear finite element analysis of trans-tibial residual limb and prosthetic socket [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(3): 232-236.
- [23] ZHANG X, XIE P, SHAO W, *et al.* Establishment of a finite element model of supination-external rotation ankle joint injury and its mechanical analysis [J]. *Sci Rep*, 2022, 12(1): 20115.
- [24] 章浩伟, 杨俊彦, 刘颖, 等. 伴有足中关节炎的扁平足患者矫正鞋垫的生物力学研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2020, 39(3): 327-334.
- [25] PENG Y, WANG Y, WONG D W-C, *et al.* Different design feature combinations of flatfoot orthosis on plantar fascia strain and plantar pressure: A muscle-driven finite element analysis with taguchi method [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022(10): 853085.
- [26] OTTENIO M, TRAN D, NÍ ANNAIDH A, *et al.* Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015(41): 241-250.
- [27] CHAVOSHNEJAD P, MORE S, RAZAVI MJ. From surface microrelief to big wrinkles in skin: A mechanical in-silicomodel [J]. *Extreme Mech Lett*, 2020(36): 100647.
- [28] XU Y, CHEN LY, ZHANG HB, *et al.* Optimal pressure comfort design for pilot helmets [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2018, 21(6): 437-443.
- [29] LEI Z, JI X, LI N, *et al.* Simulated effects of head movement on contact pressures between headforms and n95 filtering facepiece respirators Part 2: Simulation [J]. *Ann Occup Hyg*, 2014, 58(9): 1186-1199.
- [30] KWON YJ, KIM JG, LEE W. A framework for effective face-mask contact modeling based on finite element analysis for custom design of a facial mask [J]. *PLoS One*, 2022, 17(7): e0270092.
- [31] 李泽尧. 头盔内衬曲面造型设计及舒适性评价方法研究 [D]. 徐州: 中国矿业大学, 2022.
- [32] WEI Y, LI-TSANG CWP, WU J, *et al.* A finite element model of the 3D-printed transparent facemask for applying pressure therapy [J]. *Clin Biomech*, 2021(87): 105414.
- [33] ALI A, FONTANARI V, SCHMÖLZ W, *et al.* Active soft brace for scoliotic spine: A finite element study to evaluate in-brace correction [J]. *Robotics*, 2022, 11(2): 37.
- [34] XING MQ, SUN Z, PAN N, *et al.* An EFE model on skin-sleeve interactions during arm rotation [J]. *J Biomech Eng*, 2006, 128(6): 872-878.
- [35] KHALILIANMOTAMED BONAB A, CHIARADIA D, FRISOLI A, *et al.* A framework for modeling, optimization, and musculoskeletal simulation of an elbow-wrist exosuit [J]. *Robotics*, 2024, 13(4): 60.
- [36] HEUNG KHL, TONG RKY, LAU ATH, *et al.* Robotic glove with soft-elastic composite actuators for assisting activities of daily living [J]. *Soft Robot*, 2019, 6(2): 289-304.
- [37] 石亮亮. 脑卒中康复手套舒适性优化设计研究 [D]. 西安: 西安理工大学, 2023.
- [38] 何焯, 代子涵, 蔡姝颖. 运动生物力学在踝关节损伤护具研究中的作用 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 354.
- [39] RODRIGUES ADSL, DA GAMA AEF. Socket material and coefficient of friction influence on residuum-prosthesis interface stresses for a transfemoral amputee: A finite element analysis [C]//Proceedings of XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. Vitória: Springer International Publishing, 2022: 1495-1502.
- [40] PARK J, NAM YJ. Finite element modeling and simulation of hip joints in elderly women: for development of protective clothing against fracture [J]. *Int J Cloth Sci Technol*, 2020, 32(5): 661-675.