

融合体压分布的坐姿人体生物力学载荷分析

邱茂昌¹, 丁荣智¹, 张志飞^{1,2}, 谭侃伦^{2,3}, 杨 励^{2,3}, 白 乐^{2,3}

(1. 重庆大学机械与运载工程学院, 重庆 400300; 2. 智能汽车安全技术全国重点实验室, 重庆 401133;
3. 重庆长安汽车股份有限公司, 重庆 400023)

摘要: 为探寻坐姿体压分布与生物力学载荷之间的关联性, 以体压信息为指导, 提出了一种人体生物力学建模人-椅接触面的设置方案。将人体与座椅之间的接触通过一定数量接触点进行模拟, 基于体压分布试验数据, 将体压云图各分区平均压力的相对大小作为相对接触强度。通过对比发现, 平均接触强度设置为 200~600 之间, 能够提高求解精度并兼顾真实的肌肉激活效果。同时对不同数量接触点的方案进行了讨论, 综合来看, 选择设置 8 个接触点较为合理。经过与文献中的试验测量数据进行对比分析, 表明基于体压分布设置人椅生物力学模型的接触方案能准确反映肌肉激活度、关节力等生物力学指标。基于接触方案设置比较了硬木板和泡沫坐垫下的肌肉激活度和关节力, 从生物力学的角度解释了泡沫座椅更舒适的原因。

关键词: 肌肉骨骼模型; 体压分布; 座椅舒适性; 肌肉激活度

中图分类号: U461.4 **文献标志码:** A **DOI:** 10.16385/j.cnki.issn.1004-4523.202312025

Biomechanical load analysis of seated human body incorporating body pressure distribution

QIU Maochang¹, DING Rongzhi¹, ZHANG Zhifei^{1,2}, TAN Kanlun^{2,3}, YANG Li^{2,3}, BAI Le^{2,3}

(1. College of Mechanical and Vehicle Engineering, Chongqing University, Chongqing 400300, China;
2. State Key Laboratory of Intelligent Vehicle Safety Technology, Chongqing 401133, China;
3. Chongqing Changan Automobile Co., Ltd., Chongqing 400023, China)

Abstract: In order to explore the correlation between seated body pressure distribution and biomechanical loading, a setup scheme for the human-chair contact surface for human biomechanical modelling is proposed using body pressure information as a guide. The contact between the human body and the seat is simulated by a certain number of contact points, and based on the experimental body pressure distribution data, the relative contact strength is set as the relative magnitude of the average pressure in each partition of the body pressure cloud map. Through comparison, it is discovered that the average contact strength is set between 200~600, which can improve the solution accuracy and take into account the real muscle activation effect. At the same time, the scheme of different numbers of contact points was discussed, and it is more reasonable to choose to set 8 contact points in a comprehensive view. After comparing with the experimental data in the literature, it is shown that the contact scheme based on the body pressure distribution of the human chair biomechanical model can accurately reflect the muscle activation, joint force and other biomechanical indicators. Muscle activation and joint forces under hardwood planks and foam cushions were compared based on a contact scenario setup, explaining the reasons for more comfortable foam seating from a biomechanical point of view.

Keywords: musculoskeletal model; body pressure distribution; seat comfort; muscle activation

坐姿舒适性领域常见的客观评价方法主要包括体压分布^[1]和姿态测试^[2]等,但在揭示人体坐姿不舒适的内在生物机理方面都存在限制。目前,如何通过客观定量的评价方法对人体的关节负载、肌肉疲劳进行分析已经成为了坐姿舒适性领域亟待解决的重要问题。通过试验的方法可以直接对人体关节载荷、肌电信号等生物机理进行测量,但对于关节载荷

的测量需要将压力传感器插入关节中心,会对人体造成不可逆的损伤^[3]。而通过肌电采集系统获取上肢肌肉的肌电特性则需要较高的医学专业水平^[4]。因此,计算机建模仿真技术也被广泛应用到座椅舒适性领域,主要包括人体有限元模型和肌肉骨骼模型。有限元模型可以预测静态接触压力、剪切力、动态响应和内部软组织应力^[5],但在有限元建模过程

中,肌肉往往被忽略或者简化为跟随载荷处理^[6-7],使得有限元模型在揭示人体内在生理机理方面存在限制。

肌肉骨骼模型利用运动学和外部载荷的平衡,计算躯干肌肉力和关节内部的载荷^[8-9],从而辅助汽车座椅舒适性设计。肌肉骨骼生物力学仿真软件 OpenSim 被广泛用于求解肌肉力、关节力等载荷信息,其前提是需要已知运动状态和外部负载,然后通过静态优化算法求解相应生物力学指标。在驾驶员-座椅模型中通常将外部负载作为未知项与肌肉项进行静态优化求解^[10-11],孟祥杰等^[12]通过迭代的方式不断修正接触界面摩擦力的权重,直至小于最大静摩擦力。KRÜGER 等^[13]则提出了一个接触模型,在静态优化中加入了摩擦锥的约束,使求解的接触力能满足库伦干摩擦定律。由此可以发现,求解的准确性依赖于接触界面的合理设置,合理的接触方案设置能更好地反映真实情况下的人椅之间的接触。GRUJICIC 等^[10]、RASMUSSEN 等^[11]倾向于取较大的接触强度,因为真实情况下人体应该尽可能地使用靠背、座椅底板和地面上的可用接触点,以最大限度减少保持姿势所需的肌肉活动,从而使人体保持一个放松的状态,但并未界定需要设置的接触点数目和接触强度。

体压分布能够较全面地反映人体与座椅接触面之间的信息,是评价坐姿人体舒适性的重要手段,常用来表征动静态下座椅的舒适性表现^[14-15]。KYUNG 等^[16]发现接触面积、接触面积比和峰值压力比等与主观反应有关并且能够区分具有不同舒适度的座椅。ZEMP 等^[17]也发现坐垫上的峰值压力、靠背上的压力分布和压力变化等指标都是量化舒适度的可靠指标。通过对测量的体压信息进行对称滤波,张志飞等^[18]提出了一种基于体压映射的定制坐垫算法,能够改善体压分布。体压分布可以较为全面地反映人-椅界面的接触信息,与舒适性主观感受具有强相关性^[15],但其与生物力学载荷之间的关联性仍有待揭示。

因此,以人体肌肉骨骼模型为基础,通过人体-座椅系统生物力学建模中的接触方案设置,建立体压分布与生物力学载荷的关联。将测量得到的体压云图各分区垂向力以及脚部垂向力的相对大小作为相对接触强度,根据求解精度和肌肉激活度确定最合适的平均接触强度大小以及接触点数目,然后对比文献试验数据,以关节力和肌肉激活度为指标对接触方案进行验证。基于验证后的方案,对硬木板和泡沫座椅生物力学载荷表现进行了比较。

1 人-椅系统及其接触界面建模

1.1 人体肌肉骨骼模型的建立^[19]

在 CHRISTOPHY 模型^[20]的基础上,添加了头部、颈部和四肢,在 OpenSim 中建立了具有完整人体结构的肌肉骨骼模型。模型的下肢肌肉是按照人体正常生理路径添加的,而手臂处的肌肉则由力驱动器代替。模型中的所有肌肉均由 OpenSim 提供的“Thelen 型肌肉模型”表示。最终的全身模型如图 1 所示,由 20 个刚体、324 个肌肉构成。模型身高为 180 cm,体重为 75 kg,其中骨盆和下肢部分骨骼的惯性属性如表 1 所示。

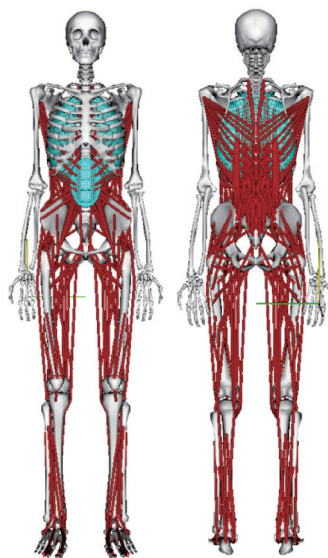


图 1 人体肌肉骨骼模型

Fig. 1 Human musculoskeletal modelling

表 1 模型骨盆和下肢骨骼的惯性属性

Tab. 1 Model pelvis and lower limb skeletal rigidity properties

骨骼	质量/kg	惯性属性/(kg·m ²)		
		xx	yy	zz
骨盆	11.77	0.1028	0.0871	0.0579
股骨	9.30	0.1339	0.0351	0.1412
髌骨	0.086	0	0	0
胫骨	3.71	0.0504	0.0051	0.0511
距骨	0.10	0.0010	0.0010	0.0010
根骨	1.25	0.0014	0.0039	0.0041
脚趾	0.22	0.0001	0.0002	0.0010

椎间关节的刚度对于维持脊柱姿势的平衡至关重要,采用 SENTELER 等^[21]研究中得到的 6×6 椎间刚度系数矩阵,并使用“BushingForce”元件添加到腰椎关节。考虑到关节阻尼在静力分析中不起作用,故不考虑模型中的椎间关节阻尼。

1.2 人-椅系统模型的建立

人-椅系统模型由座椅模型和人体肌肉骨骼模型组成,如图 2 所示。人体模型保持直立正坐的姿势,腰背部保持挺直,保证大腿和椅面贴合。人体膝关节处夹角模拟试验中人体的自然坐姿,设置为 100° ,表征人椅面接触的静摩擦系数设置为 $0.5^{[10]}$ 。

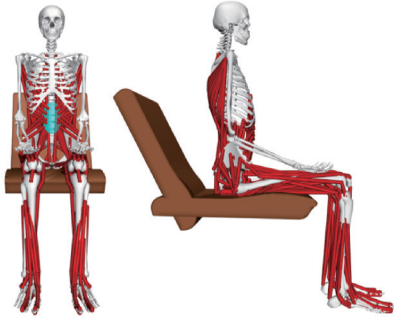


图 2 人-椅系统模型

Fig. 2 Human-seat system modeling

1.3 接触求解模型

座椅和肌肉骨骼模型之间的支撑接触面等效为一系列接触点,以模拟人体与座椅之间的真实接触,但由于其求解是一个冗余静不定问题,难以通过力学方程直接求出。因此通常使用静态优化的方法求解,基于肌肉最小疲劳准则,在目标函数后新增一项接触系数的平方项 $^{[10-11,13]}$,将接触力当作更强壮的“人工肌肉”,该静态优化的目标函数可表示为:

$$\min f(\alpha, \lambda) = \alpha^T \alpha + \frac{1}{\omega_0} \lambda^T \lambda;$$

$$\text{s.t.} \begin{cases} 0 \leq \alpha \leq 1 \\ 0 \leq \lambda \leq +\infty \\ h_i(\alpha, \lambda) = 0; i = 1, 2, \dots, n \\ g_j(\lambda) \geq 0; j = 1, 2, \dots, k \end{cases} \quad (1)$$

式中, α 为肌肉激活度; λ 为接触系数,决定了接触力的大小; ω_0 为目标函数中接触项的权重因子,其大小可以决定函数中肌肉和接触力之间的负载分布关系(以下称接触强度); $h_i(\alpha, \lambda)$ 和 $g_j(\lambda)$ 分别为动态平衡约束和静摩擦约束,二者的计算在文献[13]中有详细的描述; n 为广义坐标数量; k 为静摩擦约束不等式数量,与设置的接触点数目有关。

接触强度控制着肌肉和接触力之间不确定的负载分布。对于比较大的接触强度值,负载分配给接触项的优化代价小,肌肉项的代价大,所以负载更加集中在接触上,导致肌肉激活度低,接触力高。当接触强度减小时,负载分配给接触项的代价会逐渐增加,于是负载会逐渐转移到代价更低的肌肉项上。因此对接触强度进行合理取值是必要的。

2 基于体压分布的接触方案分析

2.1 体压分布测量

为了验证不同接触方案设置下仿真结果的准确性,针对硬木板坐垫和泡沫坐垫进行静态体压分布试验。所选用泡沫为聚氨酯泡沫,回弹率为 66.3% ,密度为 46.69 kg/m^3 ,CLD40%硬度为 49.4 N ,厚度为 100 mm 。体压测量试验采用型号为LX210:40.40的XSENSOR体压垫,有效测量面积为 $50.8 \times 50.8 \text{ cm}^2$,量程为 $0.69 \sim 103.43 \text{ kPa}$,最高采样频率为 40 Hz 。

试验包括2名被试,均无腰背痛史或腰部疾病,身高和体重信息如表2所示。

表 2 被试身高和体重信息

Tab. 2 Height and weight of the subjects

被试	身高/cm	体重/kg
1号	170	64.8
2号	173	73.6

由于主要考虑坐垫处的压力分布,体压分布试验均在无靠背支撑条件下进行,试验过程中,保持体压垫无褶皱平铺于水平放置的座椅上,分别采集硬木板坐垫和泡沫坐垫的体压分布数据。为保证体压测试数据的准确性,要求被试身穿布料轻薄柔软的裤子,保持直立正坐的姿势,待坐姿稳定后,使用体压垫采集椅面的体压分布数据,同时在被试脚底放置电子秤,获得足底的压力数据,试验现场如图3所示。

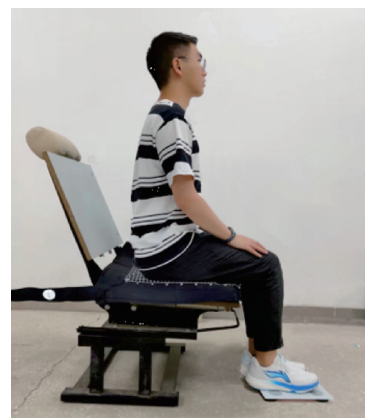


图 3 体压分布测量试验

Fig. 3 Body pressure distribution measurement test

2.2 接触点设置

将坐垫体压分布测量结果云图分别划分为4个、6个和12个区域(见图4),在保证总压力不变的

原则下,对压力数据中心两侧试验数据做对称平均处理。接触点的选取首先需要确定体压分布和人体模型生理特征点之间的联系,在先前不同学者进行的体压测试试验中,均可以发现在坐骨结节附近人体的压力分布较为集中^[15-16,18],故首选确定坐骨结节为基准点并以此确定腿部区域各压力中心的坐标,根据计算得到的坐标,在肌肉骨骼模型中添加相应接触点。由于脚部与地面还存在接触,所以还需再在脚底添加2个接触点,最终分别设置为6个、8个和14个接触点,后续将进行不同接触点数目对仿真结果影响的探讨。接触点所在的位置,即代表人体在该处与座椅有接触,存在3个轴向力。

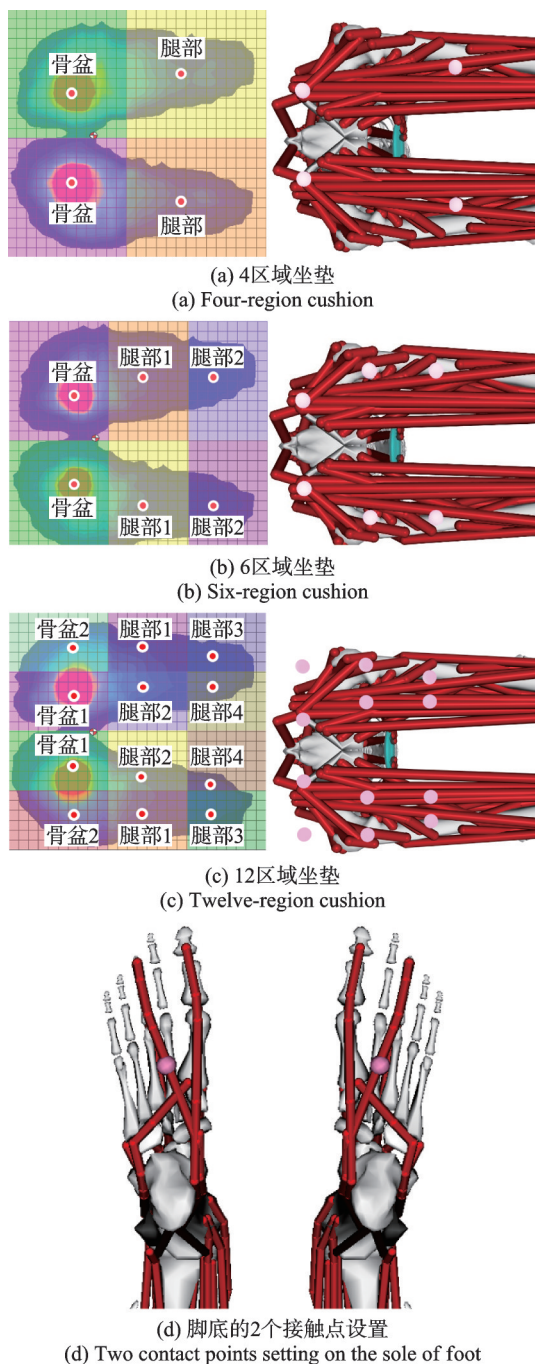


图 4 体压分区及其接触点设置

Fig. 4 Body pressure zoning and its contact points setting

将测量的压力换算为各区域的垂向力,而OpenSim仿真可得到各接触点垂向力,以二者相对误差的均方根作为评价求解精度的标准,即

$$e_r = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i - \hat{F}_i}{\hat{F}_i} \right)^2} \quad (2)$$

式中, e_r 为仿真与测量的垂向力误差; n 为设置的接触点数目; \hat{F}_i 为仿真结果第*i*个接触点垂向力; F_i 为体压分布试验第*i*个区域的合力。

2.3 不同接触强度的对比

相对接触强度定义为各个接触点之间的接触强度比值,反映了不同接触点间的接触程度强弱。由于平均压力能够很好地反映人椅界面接触信息,因此按各区域平均压力的比值来设置相对接触强度,另一种设置方案采用均等接触强度,如表3和4所示。

表 3 硬木板座椅下的相对接触强度设置

Tab. 3 Relative contact strength settings under hardwood seats

被试	接触点数目	相对接触强度	
		均等设置	按体压设置
1号	6	1-1-1	3.8-1-1.2
	8	1-1-1-1	5.3-1.7-1-1.5
	14	1-1-1-1-1-1-1	7.6-2.7-1.8-1.6-1-1-1.5
2号	6	1-1-1	5.4-1-1.4
	8	1-1-1-1	8.3-2-1-2
	14	1-1-1-1-1-1-1	11-5-3.1-2.4-1-1-1.9

表 4 泡沫坐垫下的相对接触强度设置

Tab. 4 Relative contact strength settings under foam cushions

被试	接触点数目	相对接触强度	
		均等设置	按体压设置
1号	6	1-1-1	1.94-1.17-1
	8	1-1-1-1	2.1-1.6-1-1.1
	14	1-1-1-1-1-1-1	2.4-2-1.8-1.8-1.1-1-1.1
2号	6	1-1-1	1.8-1.1-1
	8	1-1-1-1	2.2-1.6-1-1.2
	14	1-1-1-1-1-1-1	2.4-2-1.6-1.7-1.1-1-1.2

比较两种设置方案对垂向力相对误差均方根的影响,如图5所示。如果将相对接触强度均等设置,在硬木板座椅中,垂向力的相对误差均方根均在0.65以上,最高甚至达到2.75;而在泡沫坐垫中,相对误差均方根也都在0.24以上,最高达到了1.08。这是因为真实情况下人椅接触面往往不是均匀接触,坐骨结节处与座椅能够充分接触,接触强度大,

而腿部区域相较于坐骨结节处则表现得较弱,接触强度较小,特别是在硬木板座椅情况下,载荷集中在坐骨结节处,腿部区域载荷较小,均等设置接触强度就会导致垂向力的相对误差均方根过大。

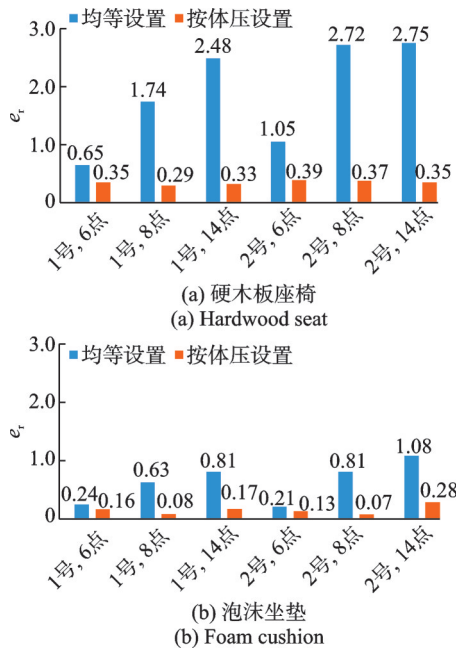


图 5 不同相对接触强度的垂向力误差对比

Fig.5 Comparison of vertical force errors for different relative contact strengths

按体压分布设置相对接触强度,能显著降低垂向力的相对误差均方根,在硬木板座椅下,误差能降低到0.39以下,泡沫坐垫则能降低到0.28以下,这表明通过平均压力来设置相对接触强度能更好地反映真实的人椅接触界面的压力分布情况。

平均接触强度定义为各点接触强度的平均值,反映了静态优化中目标函数肌肉项和接触项的负载分配关系。平均接触强度越大,接触项上的负载越大,接触更加充分,肌肉项的负载减少,肌肉能得到更好的放松,更加接近真实情况下的人椅界面,但平均接触强度的改变也会改变接触点的垂向力,因此需要选取合适的平均接触强度,从而保证较好的求解精度以及真实的肌肉激活效果。

针对两位被试、两种座椅,采用相对接触强度按体压设置的方案,在0~2000范围内对其取不同的平均接触强度,求解精度结果如图6所示。

对于硬木板座椅,设置6接触点和8接触点时,随平均接触强度增大,垂向力相对误差均方根呈现先减小再增大的趋势,并在400~1000之间最小;设置14接触点时,相对误差均方根一直在增大,但在0~300之间变化趋势不太明显。

对于泡沫坐垫,误差均呈现出先减小后增大的趋势,但设置14接触点时,减小的趋势并不明显。

设置6接触点和8接触点,平均接触强度达到600时,左右相对误差均方根最小;设置14接触点,平均接触强度达到350时,左右相对误差均方根最小。

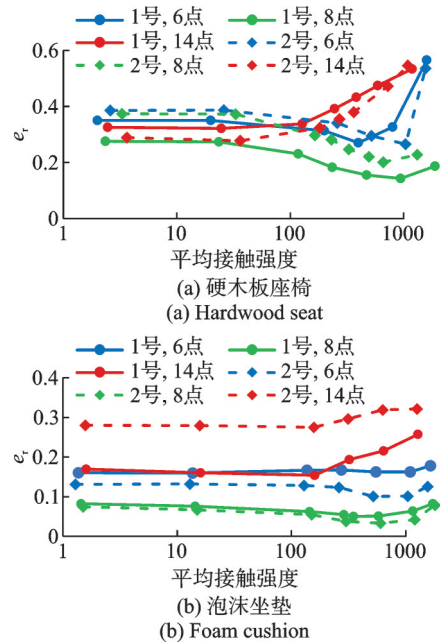


图 6 垂向力误差-平均接触强度曲线

Fig.6 Vertical force error-mean contact strength curve

2.4 接触点数量的对比

针对两种座椅条件和两名被试,分别对设置6个、8个、14个接触点的情况进行探讨。对最佳接触强度下垂向力的相对误差均方根进行比较,结果如图7所示。

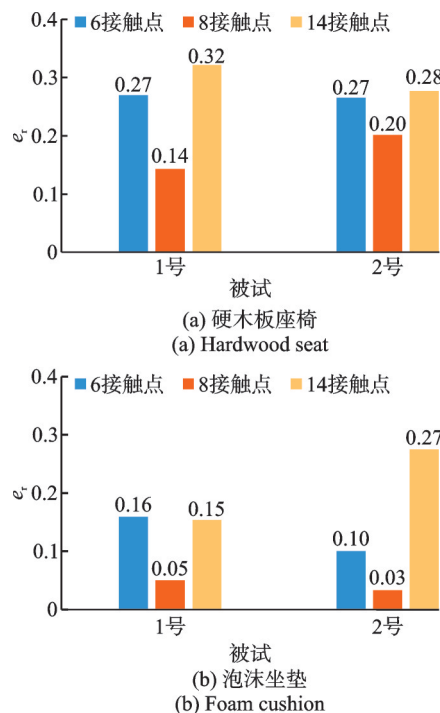


图 7 不同接触点数量的垂向力相对均方根误差对比

Fig.7 Comparison of vertical force errors for different number of contact points purpose

对于硬木板座椅和泡沫坐垫,两位被试均在设置 8 个接触点时误差最小,其中硬木板座椅能达到 0.20 以下,泡沫坐垫能达到 0.05 以下,设置 6 个和 14 个接触点反而会使误差增大。分析不同接触点数目的求解结果,发现 6 接触点可能不能够为人体提供足够的支撑进而引入额外的肌肉负载,带来较大的误差。而 14 接触点则可能会导致过于密集的接触点布置和区域划分,使得接触方案并不能真实地表达人-椅面的接触情况,导致误差增加。同时考虑到越多的接触点需要耗费更多的设置和计算时间,因此综合来看可选择 8 接触点的设置方案。

3 生物力学载荷分析

3.1 关节力验证

为验证所建立的人椅系统模型及其接触方案设置的准确性,测量相应座椅条件下的体压分布,根据体压分布设置接触强度,将仿真所得膝关节力以体重归一化,与 KUTZNER 等^[22]、BERGMANN 等^[23]体内试验结果进行比较,如表 5 和 6 所示。膝关节力、髌关节力与试验结果分别相差 2.66%、8.90%。

表 5 膝关节力归一化的结果比较

Tab. 5 Comparison of results for knee force normalization

数据来源	关节力归一化/%
KUTZNER 试验 ^[22]	18.37
本研究仿真	15.71

表 6 髌关节力归一化的结果比较

Tab. 6 Comparison of results for hip joint force normalization

数据来源	关节力归一化/%
BERGMANN 试验 ^[23]	28.20
本研究仿真	19.30

髌关节力与试验结果差距较大,这是因为关节力的精确计算依赖于关节内韧带的精确建模,其高度复杂的功能和定位以及非线性材料特性在当前很多肌肉骨骼模型里还没有被完美地模拟^[24],导致关节力求解与试验所测结果有一定差距,许多模型对关节轴向载荷的预测与试验结果都很难吻合^[22],但是仍然可以有效预测不同模型参数所造成的影响^[25-26]。

3.2 肌肉激活度验证

肌电信号测量是评价肌肉负载最常用的方式,为了验证肌肉激活度求解的准确性,将仿真所得结果与 CLAUS 等^[27]、O'SULLIVAN 等^[28]、NAIRN

等^[29]的肌电信号测量结果进行对比分析。

为了减小人体尺寸参数差异带来的误差,选取同等人体尺寸的被试人员,测量直立正坐姿势下的体压分布,根据 OpenSim 平台中的标记点试验数据,将肌肉骨骼模型缩放至同等人体尺寸,将合理设置接触方案后得到的肌肉激活度与文献[27-29]中测得的肌电信号归一化值进行相关性分析,如图 8 所示,对应 R^2 分别为 0.830、0.808、0.770,表明仿真结果与试验结果具有强相关性。

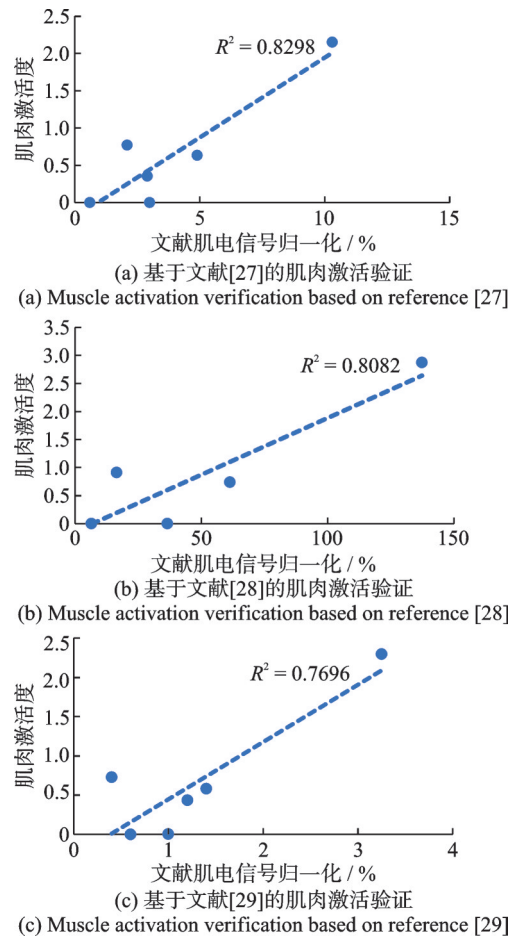


图 8 基于肌电信号测量的肌肉载荷验证

Fig. 8 Validation of muscle loading based on electromyographic signal measurements

3.3 不同座椅条件下的生物力学载荷

将硬木板、泡沫坐垫这两种座椅条件下的肌肉激活度和关节力进行比较。选取臀大肌、股二头肌、半腱肌、缝匠肌、腓肠肌进行分析。臀大肌是臀部肌群的主要组成肌肉;股二头肌、半腱肌则是大腿后部的组成肌肉,与座椅直接接触;缝匠肌位于大腿前部,负责腿部弯曲、膝盖举起放下的动作;腓肠肌位于小腿后部,起到固定膝关节和踝关节的功能。以上选取的肌肉能对下肢关节施加影响,与座椅有直接接触,涵盖了下肢各肌群,可以综合反映对肌肉激活度的影响。

两种座椅下的肌肉激活度如图 9 所示。相比于硬木板座椅,泡沫坐垫下臀大肌、缝匠肌、股二头肌、半腱肌、腓肠肌的肌肉激活度分别降低了 40.70%、91.27%、78.23%、31.42%、76.54%。腓肠肌虽然位于小腿后部,但座椅的改变也会影响其肌肉激活。

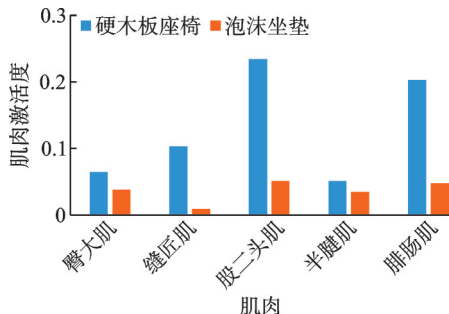


图 9 硬木板和泡沫坐垫下的肌肉激活度

Fig. 9 Muscle activation under hardwood planks and foam cushions

对两名被试仿真所得膝关节力、髌关节力、踝关节力按体重归一化并取平均值,结果如图 10 所示,膝关节力、髌关节力、踝关节力分别降低了 74.57%、46.89%、34.52%。其中膝关节力下降明显,这是因为与膝关节相连接,并起固定和屈伸作用的缝匠肌、股二头肌、腓肠肌的激活度也有明显降低。

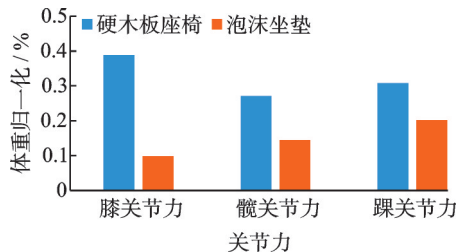


图 10 硬木板和泡沫坐垫下的关节力

Fig. 10 Joint forces under hardwood planks and foam cushions

4 结 论

为探寻体压分布与人体生物力学载荷中的联系,通过人体-座椅系统生物力学建模中的接触方案设置建立起体压分布与生物力学的关联性。提出以人-椅界面体压分布进行设置的接触方案。基于体压分布测量结果来分区设置相对接触强度,采用 8 个接触点、平均接触强度为 200~600,能准确反映接触点垂向力分布情况,并且能够维持较好的肌肉激活效果。采用该接触方案计算了关节力及肌肉激活度,并与文献中试验结果取得较好的关联性,说明体压分布可以用于指导坐姿肌肉骨骼人体建模中生物力学载荷的求解。以该方案为基础对比泡沫坐垫和硬木板座椅的求解结果,发现泡沫坐垫同时能改善

坐姿体压分布和肌肉激活度、关节力指标等生物力学载荷指标,而其二者的联系仍需要进一步的研究和试验验证。

参考文献:

- [1] 袁琼,李仕生,张志飞.汽车人椅系统振动特性与体压分布试验研究[J].机械设计,2017,34(4):98-103.
YUAN Qiong, LI Shisheng, ZHANG Zhifei. Experimental research on automobile human-seat system vibration characteristic and body pressure distribution[J]. Journal of Machine Design, 2017, 34(4): 98-103.
- [2] SCHMIDT S, AMERELLER M, FRANZ M, et al. A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture[J]. Applied Ergonomics, 2014, 45(2): 247-260.
- [3] WILKE H J, NEEF P, HINZ B, et al. Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models[J]. Clinical Biomechanics, 2001, 16: S111-S126.
- [4] 宋海燕,张建国,刘涛然,等.日常生活活动中人体上肢肌肉表面肌电特性研究[J].生物医学工程学杂志,2009,26(6):1177-1180.
SONG Haiyan, ZHANG Jianguo, LIU Taoran, et al. Study on surface electromyography characteristics of human upper limb during daily living activities[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2009, 26(6): 1177-1180.
- [5] DEGHAN-HAMANI I, ARJMAND N, SHIRAZI-ADL A. Subject-specific loads on the lumbar spine in detailed finite element models scaled geometrically and kinematic-driven by radiography images[J]. International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, 2019, 35(4): e3182.
- [6] AZARI F, ARJMAND N, SHIRAZI-ADL A, et al. A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing[J]. Journal of Biomechanics, 2018, 70: 157-165.
- [7] NASERKHAKI S, JAREMKO J L, ADEEB S, et al. On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: finite element study[J]. Journal of Biomechanics, 2016, 49(6): 974-982.
- [8] 余晓枝,任金东,刘群,等.基于生物力学仿真的驾驶员身体负荷分布研究[J].汽车工程,2017,39(4):394-400.
YU Xiaozhi, REN Jindong, LIU Qun, et al. A research on driver body loads distribution based on biomechanical simulation[J]. Automotive Engineering, 2017, 39(4): 394-400.
- [9] 高振海,高菲,胡宏宇,等.车辆驾乘人员不同坐姿时腰腹部骨肌力学特性分析[J].吉林大学学报(工学版),2017,47(1):35-41.

- GAO Zhenhai, GAO Fei, HU Hongyu, et al. Analysis of the biomechanical characteristics of lumbar and abdomen muscles of driver and passenger in different sitting positions[J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2017, 47(1): 35-41.
- [10] GRUJICIC M, PANDURANGAN B, XIE X, et al. Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/adjustments on long-distance driving fatigue[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2010, 40(3): 345-355.
- [11] RASMUSSEN J, TØRHOLM S, DE ZEE M. Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces [J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2009, 39(1): 52-57.
- [12] 孟祥杰, DENNIS E A, 王文军, 等. 驾驶员腰部负载的计算求解与验证[J]. 汽车工程, 2016, 38(5): 614-619.
MENG Xiangjie, DENNIS E A, WANG Wenjun, et al. Computational determination and validation of driver lumbar loading[J]. Automotive Engineering, 2016, 38(5): 614-619.
- [13] KRÜGER D, WARTZACK S. A contact model to simulate human-artifact interaction based on force optimization: implementation and application to the analysis of a training machine[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2017, 20(15): 1589-1598.
- [14] MITSUYA R, KATO K, KOU N, et al. Analysis of body pressure distribution on car seats by using deep learning[J]. Applied Ergonomics, 2019, 75: 283-287.
- [15] 高开展, 罗巧, 张志飞, 等. 基于体压分布的汽车座椅振动舒适性评价[J]. 汽车工程, 2022, 44(12): 1936-1943.
GAO Kaizhan, LUO Qiao, ZHANG Zhifei, et al. Vibration comfort evaluation of vehicle seat based on body pressure distribution[J]. Automotive Engineering, 2022, 44(12): 1936-1943.
- [16] KYUNG G, NUSSBAUM M A. Driver sitting comfort and discomfort (part II): relationships with and prediction from interface pressure[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2008, 38(5-6): 526-538.
- [17] ZEMP R, TAYLOR W R, LORENZETTI S. Are pressure measurements effective in the assessment of office chair comfort/discomfort? A review [J]. Applied Ergonomics, 2015, 48: 273-282.
- [18] 张志飞, 李春雨, 梁玲, 等. 基于体压数据映射的定制坐垫接触面设计方法[J]. 机械工程学报, 2019, 55(17): 162-171.
ZHANG Zhifei, LI Chunyu, LIANG Ling, et al. Custom-contoured cushion interface design method based on interface pressure mapping[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(17): 162-171.
- [19] GAO K Z, DU J, DING R Z, et al. Lumbar spinal loads and lumbar muscle forces evaluation with various lumbar supports and backrest inclination angles in driving posture[J]. European Spine Journal, 2023, 32(2): 408-419.
- [20] CHRISTOPHY M, FARUK SENAN N A, LOTZ J C, et al. A Musculoskeletal model for the lumbar spine [J]. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2012, 11(1): 19-34.
- [21] SENTELER M, WEISSE B, ROTHENFLUH D A, et al. Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of OpenSim models[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2016, 19(5): 538-548.
- [22] KUTZNER I, HEINLEIN B, GRAICHEN F, et al. Loading of the knee joint during activities of daily living measured *in vivo* in five subjects[J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(11): 2164-2173.
- [23] BERGMANN G, DEURETZBACHER G, HELLER M, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities[J]. Journal of Biomechanics, 2001, 34(7): 859-871.
- [24] HEINLEIN B, KUTZNER I, GRAICHEN F, et al. ESB clinical biomechanics award 2008: complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured *in vivo* with a follow-up of 6-10 months[J]. Clinical Biomechanics, 2009, 24(4): 315-326.
- [25] WORSLEY P, STOKES M, TAYLOR M. Predicted knee kinematics and kinetics during functional activities using motion capture and musculoskeletal modelling in healthy older people[J]. Gait & Posture, 2011, 33(2): 268-273.
- [26] SCHWARTZ C, LUND M E, DE ZEE M, et al. Prediction of knee loads using a lower extremity model based on the Klein horsman data set[C]// Proceedings of ASME 2010 Summer Bioengineering Conference, Parts A and B. American Society of Mechanical Engineers, 2010: 269-270.
- [27] CLAUS A P, HIDES J A, MOSELEY G L, et al. Different ways to balance the spine: subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity[J]. Spine, 2009, 34(6): E208-E214.
- [28] O'SULLIVAN P B, GRAHAMSLAW K M, KEND-ELL M, et al. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population[J]. Spine, 2002, 27(11): 1238-1244.
- [29] NAIRN B C, CHISHOLM S R, DRAKE J D M. What is slumped sitting a kinematic and electromyographical evaluation[J]. Manual Therapy, 2013, 18(6): 498-505.

第一作者: 邱茂昌(1999—),男,博士研究生。

E-mail: 20230701014@stu.cqu.edu.cn

通信作者: 张志飞(1983—),男,博士,教授。

E-mail: z.zhang@cqu.edu.cn