

肌肉组织慢性损伤研究进展

孙昊, 何玲*, 刘丹

贵州大学现代制造技术教育部重点实验室, 贵阳 550025

摘要 长期重复性活动或不正确的姿势使肌肉承受持续应力, 人体肌肉组织慢性损伤发病率高。围绕肌肉组织慢性损伤, 综述了肌肉组织形态模型、生物物理模型、慢性损伤分析和数据采集方面的研究现状。肌肉形态模型主要基于线段、体积和曲面方法建模, 肌肉动态建模方法值得深入探索。肌肉生物物理特性以肌肉生物试验为基础, 在准确描述肌肉群生物物理性能方面还需继续投入精力。肌肉慢性损伤模型主要以磁共振成像(MRI)数据为基础, 借助仿真平台和算法进行模拟实验, 在计算方法的简化和优化方面还可以继续加强。已有肌电仪、深度传感器等多种测量装备可用于肌肉变形和力等物理量的采集, 数据与算法的融合方法还期待更多的创新。分析表明, 研究肌肉组织的慢性损伤时, 正确描述肌肉组织的形态和力学性质是确保得到准确结果的关键。

关键词 肌肉组织; 形态模型; 生物物理模型; 慢性损伤分析

人体肌肉组织损伤是生理损伤中常见的类型, 在运动损伤中占 67%, 在日常损伤情景中也频繁发生^[1]。肌肉损伤分为急性损伤、慢性损伤、慢性损伤的急性加重, 以及亚临床功能改变的损伤^[2]。其中慢性损伤致病过程时间长、影响因素多、病理机制复杂、反复发作久治不愈, 给患者带来极大痛苦^[3], 其致病机制研究具有重要意义。

与正常组织相比, 发生慢性损伤的肌肉组织生理变化轻微, 在非侵入式医学诊断手段的观测下两者无明显器质性区别。用于研究急性损伤的医学成像手段无法区分肌肉组织的慢性损伤病变过程。

并且慢性损伤的致病机制复杂, 受个体生物力学结构、肌肉纤维类型以及神经控制等方面因素的影响, 仅凭人体动力系统实验无法完全解释人体运动系统的神经与肌肉控制及肌肉驱动、承载与做功等复杂机制^[4], 研究人体动力学仍依赖计算机仿真手段。肌肉慢性损伤形成周期长, 组织形态无明显变化, 病理机制复杂, 对损伤过程精确分析, 掌握慢性损伤判定方法, 才能得到准确的诊断结果, 从而开展有效的康复治疗。从动力学角度出发, 研究肌肉组织慢性损伤应包括肌肉的形态模型、生物物理模型, 慢性损伤分析方法和试验及数据融合方法。

收稿日期: 2023-01-10; 修回日期: 2024-02-20

基金项目: 贵州省科技计划项目(黔科合支撑[2021]一般 439); 贵州省科技计划项目(黔科合支撑[2023]一般 124)

作者简介: 孙昊, 硕士研究生, 研究方向为机械电子工程, 电子信箱: 1660691397@qq.com; 何玲(通信作者), 副教授, 研究方向为智能康养设备, 电子信箱: lhel@gzu.edu.cn

引用格式: 孙昊, 何玲, 刘丹. 肌肉组织慢性损伤研究进展[J]. 科技导报, 2024, 42(9): 94-101; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2022.12.01971

1 肌肉组织慢性损伤研究现状

肌肉组织慢性损伤也称为疲劳损伤,是肌肉因反复的机械运动而受到损害,从而表现出相应的临床症状和体征。目前医生对肌肉组织慢性损伤的判定分析大多以医学图像为基础,使用较多的包括计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、超声成像等方法,均可以实现对肌肉组织慢性损伤发展进程诊断,缺点是需要丰富的临床经验。

肌肉组织慢性损伤病程较长,围绕慢性损伤进程预测开展的研究工作也很多。Dong等^[5]通过试验建立了基于残余刚度的肌肉疲劳模型,考虑了疲劳引起的初始刚度减小和硬化效应。Wang等^[6]提出一种肌肉疲劳和恢复模型,可预测最大自主收缩情况下肌肉的疲劳情况。Meister等^[7]使用神经网络作为函数逼近器加速全拉格朗日显式动力学的时间积分,具有良好的肌肉变化预测准确性。Srivastava等^[8]指出基于深度学习方法的肌肉损伤判定与预测仍然存在数据序列和来源单一、模型可泛化性差、过拟合等问题。Topol^[9]提出人工智能、深度学习、大数据在医学领域的应用,显著提高了诊断的效率,但目前还存在一定的局限性,包括偏见、隐私和安全以及缺乏透明度等。还有不少研究者应用有限元分析平台,建立肌肉动力学模型进行分析。例如,Hume等^[10]在Abaqus中建立了包括骨骼、肌肉、肌腱、韧带的动态肌肉下肢多尺度模型,评估关节标本在运动中的力学性能。Saputra等^[11]建立由50块Hill型肌肉和综合环境组成的人体上肢肌肉模型,使用反向运动学计算将采集的人体姿势信息作为驱动,预测肌肉激活程度和收缩能力。在现有研究中,针对肌肉慢性损伤已经开展了仿真和预测分析工作,采用深度学习和仿真分析法能够模拟

局部肌肉慢性损伤形成过程。但肌肉慢性损伤形成周期长,计算时间成本过高,需要在保证精度的前提下研究加速计算方法。同时,从宏观与微观、生物与物理、力学与生理等多角度,开展肌肉组织慢性损伤多尺度分析是提高分析效率方向。

2 肌肉形态模型

随着医学图像信息可视化技术提高,三维建模广泛应用于人体组织数值模拟分析、外科手术规划等领域。MRI具有敏感性高、数据全面、对患者几乎没有伤害等优点,是肌肉组织常用的成像方法。1988年日本人体形MRI图像数据库最早出现,目前国际上主要的人体肌肉和骨骼的数据库有美国的人体数据库(VHP),英国的Primal Pictures数据库,韩国可视人数据库(VKH)^[12],中国数字化可视人体数据库(CVH)等(表1)。

MRI检测方法要求被测者检测时处于静止状态,则肌肉影像数据表达的是人体在平躺时的静止形态数据,基于MRI数据的建模方法被认为是静态模型。静态模型多采用图像处理的方法,常用的主要方法有阈值、区域增长、聚类、边缘检测和深度学习,其中深度学习受到重视,本文更加关注肌肉组织动态模型的建立方法,肌肉组织动态模型是指建立运动过程中肌肉的全部形态变化关联关系。

采用肌肉段的方式建立肌肉动态模型,在早期的工作中较为常见。Dickerson等^[13]运用定义的点对(即肌肉束的端点)创建肌肉段模型,这种方法在人体工程学的研究中较适用。Zajac^[14]指出基于肌肉段的数学模型健全、稳健,将肌肉作为线段使模型的复杂性较低。在Hoffmann等^[15]的研究中,用弹簧系统表示盂肱关节周围的肌肉,引入横向弹簧连

表1 人体医学图像数据库

名称	标注内容	数据来源	数据内容	公布时间	国家
VHP	全身	1男、1女	原始断层切片、MRI和X-CT	1990年	美国
Primal Pictures	全身	数千个独立解剖人体部位	超声、MRI和X-CT	1991年	英国
VKH	全身	1男	MRI	2001年	韩国
CVH(第三军医大学)	全身	2男、3女	原始断层切片、MRI和X-CT	2002年	中国
CVH(第一军医大学)	全身	1女	原始断层切片、MRI和X-CT	2003年	中国

接肌肉段。用线段表示肌肉对简化模型和计算具有明显作用,但由于线段建模忽略了肌肉的空间变化,如连续介质生物材料、纤维类型或纤维方向,对肌肉群这样的复杂系统进行整体研究时无法获得准确的结果。

基于肌肉的近不可压缩性,部分研究提出以肌肉体积不变为前提进行建模。赵勇等^[16]提出在点云模型基础上的近似刚性变形,以避免变形时的体积变化。杜正君等^[17]通过简化体积图结合近似刚性变形,但是在理论上无法保持模型体积不变。Eisenberger等^[18]采用低秩傅里叶基构造变形场,定义变形场是发散的,使变形过程中体积不变。这些约束体积的方法,在人体肌肉组织的研究方面应用较少。Duan等^[19]采用四面体质量-弹簧计算肌肉变形,基本实现了体积不变,但体积约束的收敛性可能无法保证。Peng等^[20]采用基于点的方法模拟弹性体的变形,但时间和空间复杂度都较高。倪娜等^[21]构建三维肌肉曲面模型,在分层定义肌肉特征基础上,建立语义参数之间的映射关系,从而得到保体积的肌肉变形形状数学模型。相比肌肉段建模,肌肉体积建模具有较好的变形计算精度,但计算复杂,时间成本较高。使用以体积不变为前提的建模方法实现肌肉建模实际上是一个动态的参数化建模的过程,计算成本高。并且在实际肌肉运动的过程中,肌肉会由于充血导致体积增大,不能完全看作体积不变。不过将应用于其他领域的保体积思想引入肌肉建模中,还是一项值得深入探索的工作。

骨骼肌在运动中具有极大变形,为进一步提高肌肉形态模型精度,研究者开始从其他角度出发研究肌肉建模工作。Péan等^[22]提出一种基于曲面的肌肉建模方法,在曲面模型中添加材料特性和组织形状的空间变化,实现患者肩部特定功能模拟,但忽略了肌肉间的相互作用。Kuravi等^[23]运用一种从组织切片中提取肌肉组织尺寸和细节的方法,能够产生真实的肌肉纤维和细胞外基质的体积分数和空间分布。Maier等^[24]运用三维网格嵌入一维网格作为肌肉纤维的肌肉仿真算法,使用医学图像数

据分割得到点云和曲面,创建肱二头肌肌腱复合体的肌肉模型,对特定患者进行参数化定制模拟。徐铸业^[25]运用统计形状模型的自动构建3D解剖结构模型方法,可对人体局部骨肌组织建立形态模型。Abderrazak等^[26]从骨骼肌附着区域的几何形状生成肌肉纤维,实现快速生成包含真实形状的肌肉模型。上述的研究工作从多方面探索了肌肉组织形态模型建模方法,能够分别针对材料特性或空间特性进行建模,但无法兼顾体现2种特性,说明肌肉形态模型还有很大研究空间。肌肉形态模型可以借鉴这些方法,但应充分考虑肌肉与骨骼连接及肌肉与肌肉间的动态位置关系。再考虑到适用于个体的形态模型泛化,还需要进行更加细致地工作。

目前市面上的人体建模仿真软件也可满足骨肌建模需求,这些软件大多内置骨肌模型或可自主建立所需的骨肌模型(图1)。OpenSim除平台提供的肌肉骨骼系统模型和动作外还允许用户建立、交换和分析肌肉骨骼系统的计算机模型以及运动的动态模拟。AnyBody能够进行骨肌系统和与外界环境接触的运动学、动力学分析,可以计算模型中骨骼、肌肉和关节的参数^[27]。人体生物力学分析(biomechanics of bodies, BOB)由骨骼段和运动肌肉单元组成,可以直观了解关节接触力、关节扭矩、运动轨迹和肌肉激活。其中,OpenSim代码开放更适合学习与交流,BOB内置模型较多可用于运动分析和生物力学教学,AnyBody更多应用于人与环境间的交互或手术规划。同时,Ansys、Abaqus、Adams等机构动力学通用软件也支持人体骨肌形态建模操作。

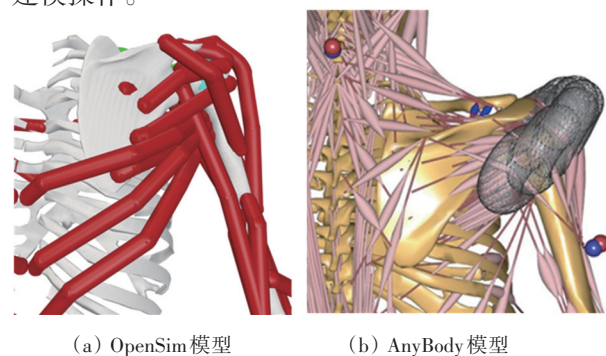


图1 常用仿真软件肩关节骨肌模型

3 肌肉组织生物物理模型

肌肉组织分为平滑肌、骨骼肌和心肌,发生慢性损伤的肌肉组织通常为骨骼肌。骨骼肌按肌纤维排列可分为平行肌和羽状肌,平行肌的肌纤维排列平行于肌肉长度方向相对较长,收缩空间更大,可产生更大的关节活动度。而羽状肌的纤维斜向排列相对较短,但其排列的密度更大,相比平行肌可以产生更大的肌肉力^[28]。目前应用的肌肉组织模型主要为解决手术的路径规划、创造虚拟手术环境、评估人造植入物的应力情况等问题,仅需要对肌肉应力阈值或肌肉张力进行一定程度的表示,而在进行肌肉慢性损伤分析及模拟时,对肌肉的表示仅靠施加力和展示外部形状已经远远不能满足要求。还需要对肌肉的变形、肌肉纤维的伸长程度、肌肉外部和骨骼之间的接触、肌肉材料特性的变化进行准确表示,为构建高精度肌肉生物物理模型带来了挑战。随着医学应用要求不断提高,近年来肌肉组织生物物理模型研究再度引起人们的关注。

Milićević等^[29]基于Huxley肌肉模型运用门控循环单元(GRU)神经网络建立了心脏生物物理代理模型,取得了较高的精度和充分的泛化性。Stojanovic等^[30]用赫胥黎肌肉收缩模型定义微观尺度下肌肉组织的材料特性,提出一种多尺度肌肉模型,通过模拟人类吞咽推进阶段的舌头运动,证明了该模型描述组织尺度运动系统行为的能力及其并行执行的效率。Holzapfel等^[31]建立了具有分散纤维结构的纤维组织建模的广义结构张量和人工智能模型。Bhattacharya等^[32]指出肌肉组织多尺度建模能够提高预测精度,与计算生物力学研究的数量在应用目标之间的分布方式一致。李洋等^[33]分别采用K近邻(KNN)和支持向量机回归(SVR)模型并结合非线性有限元仿真,提出了2种确定骨骼肌本构参数的反演方法,对骨骼肌超弹性本构参数的误差结果进行了分析,结果表明利用KNN模型和SVR模型结合有限元仿真是确定骨骼肌超弹性本构参数的有效、准确的方法。陈业^[34]将超弹性Yeoh和黏弹性模型与试验数据结合,建立了软组织生物本构模型。Wakeling等^[35]将三维虚拟组织

样本重构、离散化,与非线性弹性各向异性材料模型相关联,进行了数值模拟力学模拟。Tao等^[36]基于肌节内肌球蛋白的分子结构,利用虚功原理建立了单根肌纤维被动弹性的本构理论,可能有助于对表现出被动弹性异常的肌肉疾病进行诊断。由以上研究可知,骨骼肌纤维组织沿肌束方向分布相当不均匀,横向各向同性在描述肌束典型长度尺度下的材料对称性方面还需要深入。同时,人体的关节处灵活性高,肌肉组织间协调运动机制复杂,还应强化肌纤维及肌肉间的相互作用方面的研究。

4 肌肉特性采集和慢性损伤分析

临床中对肌肉慢性损伤的分析大多以医学影像为基础,能够采集的肌肉特征仅限于可视的肌肉剖视形态。采集肌电信号、肌肉形态的动态变化和肌张力这些肌肉特性参数可以实现对肌肉组织慢性损伤的多维度分析。

肌骨超声具有较高的空间分辨率和较好的软组织对比度^[37],近年来有大量关于用肌骨超声开展肌肉损伤的研究^[38]。然而超声检查不易确定较低和较高密度对象的准确情况,MRI能够提供良好的软组织对比度,多平面成像能够清晰展示肌腱损伤情况以及软组织水肿、充血、渗出的改变,可描述准确的损伤程度^[39]。梁冬丽^[40]通过实验指出MRI检查冈上肌钙化性肌腱炎能有效显示局部肌腱及周围组织结构情况。Gorgey等^[41]使用MRI弹性成像技术评估慢性脊髓损伤患者与匹配的健康对照组相比的肌肉僵硬状况,确定了肌肉硬度和痉挛之间的关系。Quigley等^[42]建立肌肉慢性损伤模型,分析肌肉慢性损伤与脂肪的关系。超声和MRI检测数据都能够为肌肉慢性损伤提供数据分析依据,MRI能够提供相对精度更高的影像数据。已有研究通过建模方式对肌肉损伤进行分析,并与试验结果进行对比取得较好的效果,由此说明肌肉慢性损伤可以基于MRI数据建立数学模型进行表达。

1952年,英国生理学家Hodgkin和Huxley提出的神经细胞肌肉力学模型^[43],解释了动作电位的产生和传播。动作电位引起骨骼肌细胞产生动作,是

肌电图形成的基础。肌电(EMG)信号是人体自主运动时神经肌肉活动发放的生物电信号,它反映神经、肌肉的功能状态。表面的肌电信号因其无损伤性在人体运动肌肉评估、疲劳度评测等领域应用广泛。同时,还可以利用 Kinect 深度传感器追踪肌肉在运动中的表面形状变化,3D 人体扫描系统也可获取捕捉人体三维点云图像,结合测量生理信号的柔性传感器,可形成肌肉数据采集平台(图2)。



图2 sEMG 肌电仪

开展肌电信号采集人体肌肉损伤数据的相关研究文献较多。Son 等^[44]针对慢性中风受损肌肉病案探讨肌肉激活与力的潜在关系,采用 Monte Carlo 法解析肌肉与激活力斜率密切相关。Dubey 等^[45]采用经验模态分解方法将肌电信号分解为本征模态函数,辨别正常、肌病和肌萎缩侧索硬化症的肌电图信号区别。王航等^[46]研究颈、腰部长期受力固定姿势过程中相关生物学指标和生物电阻抗特性指标的变化规律,明确了颈、腰肌肉损伤发展过程中电阻抗与颈腰肌组织形态和相关酶活性间的关系。刘光达等^[47]为提高手臂疲劳模型识别的准确率,引入了时频域、非线性和参数模型特征,提取 3 通道

的表面肌电信号,与 SVM 和 KNN 的不同组合构成疲劳分类模型。陈煜等^[48]探讨偏瘫肩痛患者在上肢特定功能动作中肩胛肌肉的表面肌电特征,患者在够物过程中表面肌电存在异常特征性改变。

也有学者利用 Kinect、3D 人体扫描系统等装备进行了肌肉数据采集的工作。Özsoy 等^[49]利用深度传感器 Azure Kinect 和 Kinect v2 建立基于标记的运动分析系统,验证基本肩关节运动的一致性和可靠性,证明在分析较低范围和可变性运动时具有较高的可靠性。Wu 等^[50]建立女性人体变形的数字孪生体,利用 3D 扫描系统获取人体变形数据。Parker 等^[51]为了提高三维人体扫描的精度,利用 Gryphon 扫描系统进行人体连续扫描,并证实了扫描的准确性。王辉^[52]提出了柔性可拉伸电极、肌电、肌肉形变、肌动等多模信息的同步采集方法。Chen 等^[53]利用柔性传感器集成智能系统采集手臂运动数据,估计联系手臂的运动学信息。此外,Rosicka 等^[54]利用 Myoton 测量人体皮肤不同部位参数的参考值,对上肢不同皮肤位置振动频率、动刚度、对数衰减、机械应力松弛和蠕变进行了测量,证实研究参数之间存在明显的强相关性。Saputra 等^[11]使用 RGBD 传感器采集人体节点位置,将节点位置转换为角度参数驱动人体仿真模型。以上研究通过不同的肌肉特性采集方法为研究肌肉特性变化扩充了更多数据维度。传统建模方法和数据分析方法结合,为更准确的肌肉慢性损伤定量分析提供了可能。

目前,应用于人体肌肉数据采集的装备主要有 sEMG 肌电仪(图2)、Kinect 深度传感器、3D 扫描、柔性传感器、Myoton 肌肉状态测量系统等(图3),这些仪器以接触或非接触的形式进行人体变形、力

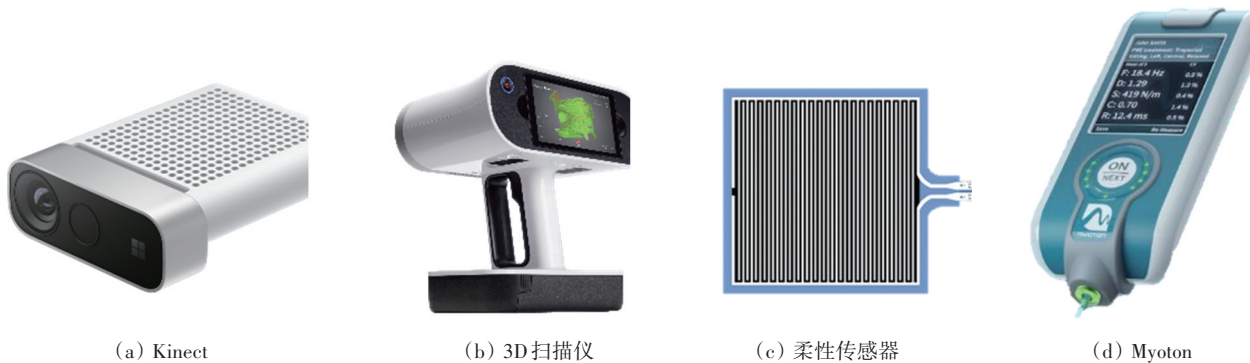


图3 人体肌肉数据采集设备

等参数的数据采集。现阶段已开展了一些相关数据处理和分析的研究,考虑到人体关节的复杂性,肌肉状态数据采集平台还需进一步思考细化,在完善数据的同时开展传感器数据与仿真数据融合研究,为肌肉组织慢性损伤判定和预测提供依据。

5 结论

以肌肉组织慢性损伤研究为背景,综述了肌肉形态建模、生物物理建模、慢性损伤分析和数据采集方面的研究工作和进展。一方面,在肌肉形态数学模型、本构关系、仿真建模、数据采集等方面取得了进步,形成了较完整的研究方法与体系。另一方面,泛化方法、生物物理模型精度、慢性损伤加速算法和数据融合还需继续深入。

针对肌肉组织慢性损伤特点,将来的研究可以从以下几个方面展开。

1) 高精度肌肉组织形态模型。基于线段、体积和曲面的肌肉建模各有所长,结合人体不同部位肌肉系统特点,关注肌肉群协调运动关系,进一步考虑模型泛化方法。

2) 高保真的肌肉生物物理模型。基于肌肉组织生物、物理特性,充分借鉴生物力学试验,突破 Hill-Zajac 经典模型框架局限,最大限度地保持肌肉组织形-力间关系的真实性^[55]。

3) 肌肉组织慢性损伤分析方法。结合肌肉组织的协同性,考虑肌肉群中各肌肉功能的差异性,简化肌肉特性描述,提高计算精度、缩短慢性损伤计算时间成本^[56]。

4) 肌肉组织慢性损伤数据采集。融合传感器数据与损伤分析结果,提供更加真实可信的肌肉组织慢性损伤数据,提供判定和预测的依据。

参考文献(References)

- [1] Järvinen T A H, Järvinen T L N, Kääriäinen M, et al. Muscle injuries[J]. The American Journal of Sports Medicine, 2005, 33(5): 745-764.
- [2] Ben Kibler W. Clinical aspects of muscle injury[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 1990, 22(4): 450-452.
- [3] Chinese Aging Well Association. 肌肉骨骼慢性疼痛诊治专家共识[J]. 骨科, 2021, 12(5): 389-395.
- [4] 郭建峤, 王言冰, 田强, 等. 人体肌骨的多柔体系统动力学研究进展[J]. 力学进展, 2022, 52(2): 253-310.
- [5] Dong H, Liu M L, Martin C, et al. A residual stiffness-based model for the fatigue damage of biological soft tissues[J]. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 2020, 143: 104074.
- [6] Wang K, Wang L J, Deng Z, et al. Influence of passive elements on prediction of intradiscal pressure and muscle activation in lumbar musculoskeletal models[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2019, 177: 39-46.
- [7] Meister F, Passerini T, Mihalef V, et al. Deep learning acceleration of Total Lagrangian Explicit Dynamics for soft tissue mechanics[J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2020, 358: 112628.
- [8] Srivastava N, Hinton G, Krizhevsky A, et al. Dropout: A simple way to prevent neural networks from overfitting[J]. Journal of Machine Learning Research, 2014, 15: 1929-1958.
- [9] Topol E J. High-performance medicine: The convergence of human and artificial intelligence[J]. Nature Medicine, 2019, 25(1): 44-56.
- [10] Hume D R, Navacchia A, Rullkoetter P J, et al. A lower extremity model for muscle-driven simulation of activity using explicit finite element modeling[J]. Journal of Biomechanics, 2019, 84: 153-160.
- [11] Saputra A A, Hong C W, Matsuda T, et al. A real-time control system of upper-limb human musculoskeletal model with environmental integration[J]. IEEE Access, 2023, 11: 74337-74363.
- [12] 唐庆玉, 徐升, 庄海红. 可视化人体医学图像数据库[J]. 仪器仪表学报, 2000, 21(增刊1): 12-16.
- [13] Dickerson C R, Chaffin D B, Hughes R E. A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2007, 10(6): 389-400.
- [14] Zajac F E. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control [J]. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 1989, 17(4): 359-411.
- [15] Hoffmann M, Haering D, Begon M. Comparison between line and surface mesh models to represent the rotator cuff muscle geometry in musculoskeletal models[J]. Com-

- puter Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2017, 20(11): 1175–1181.
- [16] 赵勇, 刘光鹏, 彭群生. 近似刚性的快速点云变形算法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2013, 25(7): 955–962.
- [17] 杜正君, 张慧. 体积图控制的近似刚性的网格变形[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2016, 28(2): 218–227.
- [18] Eisenberger M, Löhner Z, Cremers D. Divergence-free shape correspondence by deformation[J]. Computer Graphics Forum, 2019, 38(5): 1–12.
- [19] Duan Y P, Huang W M, Chang H B, et al. Volume preserved mass-spring model with novel constraints for soft tissue deformation[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2016, 20(1): 268–280.
- [20] Peng Y J, Ma Y R, Wang Y H, et al. The application of interactive dynamic virtual surgical simulation visualization method[J]. Multimedia Tools and Applications, 2017, 76(23): 25197–25214.
- [21] 倪娜, 何坤金, 朱新成, 等. 一种人体肌肉的参数化建模及变形方法研究[J]. 系统仿真学报, 2022, 34(5): 1109–1117.
- [22] Péan F, Goksel O. Surface-based modeling of muscles: Functional simulation of the shoulder[J]. Medical Engineering & Physics, 2020, 82: 1–12.
- [23] Kuravi R, Leichsenring K, Böl M, et al. 3D finite element models from serial section histology of skeletal muscle tissue—The role of micro-architecture on mechanical behaviour[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2021, 113: 104109.
- [24] Maier B, Schulte M. Mesh generation and multi-scale simulation of a contracting muscle-tendon complex[J]. Journal of Computational Science, 2022, 59: 101559.
- [25] 徐铸业. 基于统计形状模型的医学图像3D建模方法研究[D]. 兰州: 兰州理工大学, 2021.
- [26] Abderrazak K, Yacine B, Oussama R, et al. A shoulder musculoskeletal model with three-dimensional complex muscle geometries[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2023, 51(5): 1079–1093.
- [27] Aurbach M, Spicka J, Süß F, et al. Evaluation of musculoskeletal modelling parameters of the shoulder complex during humeral abduction above 90°[J]. Journal of Biomechanics, 2020, 106: 109817.
- [28] 王艳. 骨骼肌肉运动解剖学[M]. 北京: 中国中医药出版社, 2021: 49–50.
- [29] Miličević B, Ivanović M, Stojanović B, et al. Huxley muscle model surrogates for high-speed multi-scale simulations of cardiac contraction[J]. Computers in Biology and Medicine, 2022, 149: 105963.
- [30] Stojanovic B, Svcevic M, Kaplarevic-Malisic A, et al. Multi-scale striated muscle contraction model linking sarcomere length-dependent cross-bridge kinetics to macroscopic deformation[J]. Journal of Computational Science, 2020, 39: 101062.
- [31] Holzapfel G A, Ogden R W, Sherifova S. On fibre dispersion modelling of soft biological tissues: A review[J]. Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2019, 475(2224): 20180736.
- [32] Bhattacharya P, Viceconti M. Multiscale modeling methods in biomechanics[J]. WIREs Systems Biology and Medicine, 2017, 9(3): e1375.
- [33] 李洋, 桑建兵, 敖日汗, 等. 基于仿真和智能算法骨骼肌超弹性本构参数的反演方法研究[J]. 力学学报, 2021, 53(5): 1449–1456.
- [34] 陈业. 典型生物材料的动态力学特性研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2020.
- [35] Wakeling J M, Ross S A, Ryan D S, et al. The energy of muscle contraction. I. Tissue force and deformation during fixed-end contractions[J]. Frontiers in Physiology, 2020, 11: 524359.
- [36] Tao J K, Xiao Y, Cao Y P, et al. Passive constitutive theory of a single muscle fiber for the potential diagnosis of muscle diseases at the molecular level[J]. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 2022, 167: 104981.
- [37] 余孔清, 彭桂芳, 许永秋, 等. 超声引导下连续肌间沟臂丛神经阻滞对不同类型上肢骨折内固定术后镇痛的效果分析[J]. 山东医药, 2021, 61(16): 70–73.
- [38] 何睿. 肌骨超声对创伤性浅表软组织损伤的诊断价值分析[J]. 中国医疗器械信息, 2022, 8(15): 86–88, 172.
- [39] 刘文娟, 郑宁, 邵硕, 等. MRI在肩袖钙化性肌腱炎诊断中的应用价值[J]. 医学影像学杂志, 2017, 27(10): 1985–1987.
- [40] 梁冬丽. MRI在肩关节冈上肌钙化性肌腱炎诊断中的应用价值[J]. 临床医药文献电子杂志. 2020, 7(42): 182.
- [41] Gorgey A, Ghatas M, Khan M. Skeletal muscle stiffness as measured by magnetic resonance elastography after chronic spinal cord injury: A cross-sectional pilot study [J]. Neural Regeneration Research, 2021, 16(12): 2486.
- [42] Quigley M, Kopinke D. Effects of fat tissue on chronic muscle injuries[J]. The FASEB Journal, 2020, 34(增刊 1): 1.
- [43] 车艳秋. Hodgkin-Huxley模型的分岔与混沌分析[D].

- 天津: 天津大学, 2005.
- [44] Son J, Rymer W Z. Relative contribution of altered neuromuscular factors to muscle activation-force relationships following chronic stroke: A simulation study[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2022, 66: 102680.
- [45] Dubey R, Kumar M, Upadhyay A, et al. Automated diagnosis of muscle diseases from EMG signals using empirical mode decomposition based method[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, 71: 103098.
- [46] 王航, 王春晨, 代静, 等. 家兔颈腰肌长期受力下电阻抗和生物指标变化规律研究[J]. *医疗卫生装备*, 2020, 41(5): 32-36, 69.
- [47] 刘光达, 董梦坤, 张守伟, 等. 基于KPCA-SVM的表面肌电信号疲劳分类研究[J]. *电子测量与仪器学报*, 2021, 35(10): 1-8.
- [48] 陈煜, 管红波, 黄桂兰, 等. 偏瘫肩痛患者肩胛肌肉的表面肌电特征研究[J]. *中国康复医学杂志*, 2020, 35(4): 447-452.
- [49] Özsoy U, Yıldırım Y, Karaşin S, et al. Reliability and agreement of Azure Kinect and Kinect v2 depth sensors in the shoulder joint range of motion estimation[J]. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2022, 31(10): 2049-2056.
- [50] Wu X Z, Kuzmichev V. A design of wetsuit based on 3D body scanning and virtual technologies[J]. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 2021, 33(4): 477-494.
- [51] Parker C J, Gill S, Harwood A, et al. A method for increasing 3D body scanning's precision: Gryphon and consecutive scanning[J]. *Ergonomics*, 2022, 65(1): 39-59.
- [52] 王辉. 上肢肌肉痉挛功能评定与神经康复方法研究[D]. 北京: 中国科学院大学, 2019.
- [53] Chen Z Y, Wang Q S, Bi Y C, et al. Analyzing human muscle state with flexible sensors[J]. *Journal of Sensors*, 2022, 2022: 5227955.
- [54] Rosicka K, Mierzejewska-Krzyżowska B, Mrówczyński W. Skin biomechanical and viscoelastic properties measured with MyotonPRO in different areas of human body [J]. *Skin Research and Technology*, 2022, 28(2): 236-245.
- [55] 周静秋, 蒋宏伟, 刘君, 等. 网球膝关节损伤特征及生物力学建模综述研究[J]. *中国体育科技*, 2021, 57(3): 37-44.
- [56] 赵沁平, 李帅, 宋震, 等. 虚拟生理人体建模与仿真关键技术研究进展[J]. *中国科学基金*, 2022, 36(2): 187-197.

Research progress of chronic injury of muscle tissue

SUN Hao, HE Ling*, LIU Dan

Key Laboratory Advanced Manufacturing Technology of the Ministry of Education, Guizhou University, Guiyang 550025, China

Abstract Long-term repetitive activities or incorrect postures make muscles bear continuous stress and the incidence of chronic injury of human muscle tissue is high. In this paper, the research status of muscle tissue morphological model, biophysical model, chronic injury analysis and data collection are reviewed. Muscle shape model is mainly based on line segment, volume and surface modeling methods, muscle dynamic modeling methods are worthy of further exploration. Muscle biophysical properties are based on muscle biological tests, and more efforts are needed to accurately describe the biophysical properties of muscle groups. The model of chronic muscle injury is mainly based on MRI data, and simulation experiments are carried out with the help of simulation platform and algorithm, which can further enhance simplification and optimization of calculation methods. A variety of measuring equipment such as myoelectrometer and depth sensor can be used for acquisition of physical quantities such as muscle deformation and force, and more innovations are expected in data fusion methods and algorithms. Finally, when studying chronic injury of muscle tissue, correct description of the morphology and mechanical properties of muscle tissue is the key to accurate results.

Keywords muscle tissue; morphological model; biophysical model; chronic injury analysis ●



(责任编辑 徐丽娇)