

文章编号:1004-7220(2022)01-0018-09

肌骨系统生物力学建模 2021 年研究进展

宫赫¹, 张萌², 邹姗姗²

(1.北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100191; 2.吉林大学 机械与航空航天工程学院, 力学系, 长春 130022)

摘要:肌骨系统生物力学模型具有精确的人体解剖结构和良好的生物逼真度,能够较为精准有效地描述肌骨生物力学状态、预测肌骨内部力学响应,故被广泛应用于人体肌骨系统生物力学研究、骨科疾病诊断和治疗、植入体优化设计及术前规划。2021年国内外关于肌骨系统生物力学建模方法的最新进展主要体现在个体化有限元建模、统计模型建模和肌骨系统建模3个方面。基于此,本文结合最新相关文献,总结上述建模方法的研究进展和主要应用,并探讨肌骨建模未来的发展方向。

关键词: 肌骨系统; 个体化有限元建模; 统计模型; 肌骨系统建模

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.003

Research Advances in Musculoskeletal Biomechanical Modeling in 2021

GONG He¹, ZHANG Meng², ZOU Shanshan²

(1. Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. Department of Mechanics, School of Mechanical and Aerospace Engineering, Jilin University, Changchun 130022, China)

Abstract: Biomechanical model of musculoskeletal system has accurate human anatomy and good biological fidelity. It can accurately and effectively reveal the biomechanical state and predict the internal mechanical response of musculoskeletal system. Therefore, it has been widely used in biomechanical study of musculoskeletal system, diagnosis and treatment of bone diseases, implant optimization design and preoperative planning. In 2021, the latest advances in biomechanical modeling method of musculoskeletal system mainly included three aspects, i. e., individualized finite element modeling, statistical model modeling and musculoskeletal system modeling. On this basis, the latest relevant literatures were summarized in this review to illustrate the progress and main applications of the above modeling method, and the future development direction of musculoskeletal modeling was discussed.

Key words: musculoskeletal system; individualized finite element modeling; statistical model; musculoskeletal system modeling

收稿日期:2022-02-05; 修回日期:2022-02-10

基金项目:国家自然科学基金项目(11872095), 吉林省自然科学基金项目(20200201260JC)

通信作者:宫赫,教授,博士生导师,E-mail: bmgonghe@buaa.edu.cn

人体肌骨系统由骨骼、软骨、骨骼肌、肌腱和韧带组成。建模仿真是肌骨系统生物力学研究的一种常用技术手段,它可以模拟肌骨系统在不同工况配置下的生物力学状态^[1-3]。近年来,肌骨系统建模仿真技术经历了从二维到三维、从局部到系统、从宏观到微观的发展历程,在人体肌骨系统生物力学研究、疾病诊断和治疗、手术方案制定、植入体优化设计等方面具有广阔的应用前景^[4-7]。随着计算机技术、影像技术、临床医学和生物力学的不断发展,肌骨系统生物力学建模也愈发趋于准确化和精细化^[2,7]。

2021年,国内外关于肌骨系统生物力学建模的最新进展主要体现在个体化有限元建模、统计模型以及肌骨系统建模方面。个体化有限元建模基于临床医学影像获得受试者肌骨的几何形态和材料分布信息,模拟不同工况条件下的生物力学状态。与个体化有限元建模不同,统计模型用于量化研究人群特定骨的几何形态和材料分布特征。而肌骨系统建模主要包括多刚体模型和有限元模型,多刚体模型用于模拟肌骨动力学和运动学状态,有限元模型可对软硬组织几何形态和材料属性进行详细描述,以模拟预测肌骨系统内部力学响应。本文综述了上述3种建模方法的最新研究进展以及相关应用(见图1),并对肌骨系统生物力学建模的未来发展方向进行展望。

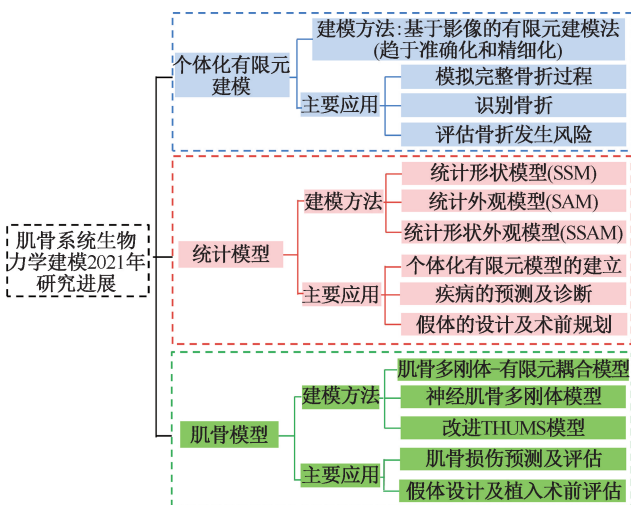


图1 本文主要综述内容

Fig.1 Main contents of the review

1 个体化有限元建模

随着计算机技术的快速发展,近年来个体化有

限元建模也愈发趋于准确化和精细化。个体化有限元模型可以区分个体之间的骨结构和密度差异,能够很好模拟不同边界和载荷条件下骨的生物力学状态,为临床评估骨折发生风险及制定个性化治疗和干预策略提供理论支持。

1.1 个体化有限元建模方法新进展

常用的个体化建模方法基于临床医学影像,它不仅可以获得目标骨的几何形态,还可以根据影像中的灰度值来获取骨内材料分布情况。个体化有限元模型可以基于双能X射线吸收法(dual-energy X-ray absorptiometry, DXA)^[8]、定量计算机断层扫描(quantitative computed tomography, QCT)^[6,9]和核磁共振(magnetic resonance imaging, MRI)^[10]等技术获得的影像进行建立。DXA影像通常用于临床诊断骨质疏松症,它是二维影像,基于此建立的模型为二维有限元模型,适用于建模精度要求不高的应用场景。QCT常被用于扫描股骨、腰椎等部位,其影像是三维的,平面分辨率为0.625~0.977 mm,层间距为1.0~3.0 mm^[11]。MRI是一种无电离辐射的成像方法,除了肌肉、软骨、韧带等软组织外,该成像方法还可以获取人体不同骨部位MRI影像(三维),包括股骨、胫骨、桡骨、膝关节和踝关节等。目前MRI高分辨率影像的体素尺寸可以达到0.137 mm×0.137 mm×0.410 mm^[11]。基于常见临床医学影像的有限元建模基本步骤可参考本课题组的综述性文章^[11]。

随着计算机技术的快速发展,研究者致力于在上述模型的基础上开发出更加准确且精细的建模方法。Schileo等^[7]利用皮质骨映射技术获得股骨的皮质骨厚度及皮质下骨小梁密度,将上述特征与传统的基于影像的有限元模型相结合,获得更精细化的个体化股骨有限元模型。结果显示,这种建模方法能够显著提高弹性变形阶段骨应变预测的准确性。基于QCT影像的有限元建模方法的关键步骤是根据校准体模将影像中的灰度转化为等效骨密度,从而获得目标骨的非均匀材料分布。然而,购置校准体模涉及额外的费用及后勤负担^[6]。为了解决上述问题,Prado等^[6]提出可以选取影像中外缘区域、空气、脂肪和肌肉(腰大肌)位置处的灰度值拟合个体化灰度-密度多元线性回归关系式,从而实现无体模影像校准。经验证,通过上述密度校

准方法建立的个体化股骨有限元模型可以有效评估骨强度。

1.2 个体化有限元建模的主要应用

传统的个体化有限元模型主要用于评估骨强度和骨折发生风险,不能用于模拟骨折的完整过程(裂纹的产生和扩展)。Gustafsson 等^[2]提出可以将离散损伤准则赋予个体化股骨有限元模型中,模拟单腿站立工况下的完整断裂过程,以此来预测骨折类型和骨强度。为了提高骨折识别准确性和临床骨折风险评估的能力,可以通过个体化有限元建模方法结合机器学习算法(如支持向量机和神经网络)来建立相关骨折识别或骨强度预测模型。Villamor 等^[12]将基于 DXA 影像的股骨近端有限元模型计算得到的力学参数(如强度、应变和应力等)与支持向量机算法结合,建立有效的机器学习模型用于识别髌部骨折,其识别骨折的准确性要高于临床常用方法。除了可以用来预测骨质疏松症患者发生骨折的风险,个体化有限元模型也可以用来预测其他骨病患者的骨折发生风险^[13],特别是接受假体植入术的患者^[3,14]。例如,Hennicke 等^[3]基于尸体骨 QCT 影像建立对应的股骨几何模型,模拟髌关节置换术的手术过程,将适配假体植入到股骨有限元模型中,并对其施加绊倒和侧向摔倒的工况配置,成功预测了髌关节置换术后股骨在两种载荷工况下的断裂模式、骨刚度以及强度。图 2 所示为骨转移瘤患者个体化股骨近端有限元模型建模流程。

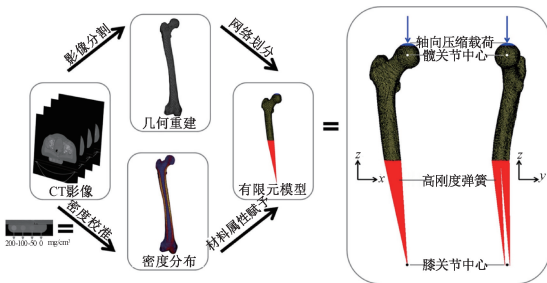


图2 骨转移瘤患者股骨近端有限元模型建立流程^[13]

Fig.2 Workflow of finite element modeling of proximal femur for the patient with femoral bone metastase^[13]

2 统计模型

与个体化有限元建模不同,统计模型是针对目标人群特定骨部位而建立的,因此它可以量化所研

究人群特定骨部位的相关特征,如几何形态和密度分布。目前,统计模型已成功应用于不同骨部位的形状和密度分析中,例如股骨^[1]、腰椎^[15]、舟状骨^[16]、肩胛骨^[17]、颅骨^[18]和骨盆^[4]等。近年来,研究者愈发意识到统计模型的巨大临床应用前景,尤其是可用于指导骨折风险预测和植入体设计。

2.1 统计模型建模现状

目前,应用于肌骨建模方面的统计模型主要分为统计形状模型(statistical shape model,SSM)和统计外观模型(statistical appearance model,SAM),这两种统计模型可用于量化骨的形状和密度分布特征。一般地,统计模型通常基于临床影像建立,例如 DXA 影像^[1,19]、计算机断层(computed tomography,CT)影像^[20]和 MRI 影像^[15]。统计模型建立的主要步骤是基于影像进行骨几何重建,并统计采样点坐标(形状信息),对几何模型进行网格划分,然后基于影像提取每个单元/体素的骨密度值(密度分布信息),标准化所有样本的形状和密度分布信息,并进行主成分分析,以识别出对应的主成分模式,通过对主成分模式的线性组合来描述研究人群特定骨部位的形状和密度分布。根据应用场景的不同,可以针对目标骨分别建立 SSM 和 SAM,所提取的主成分用以单独描述形状或者密度分布特征^[16,20-21]。此外,还可以建立统计形状外观模型(statistical shape and appearance model,SSAM),所提取的主成分用以描述形状和密度分布的共同特征^[1,19]。

2.2 统计模型在肌骨建模方面的应用

2.2.1 个体化有限元模型的建立 统计模型在个体化有限元建模方面的优势在于,只需经过简单的配准和变形操作,就可以获得与每个受试者骨部位对应的有限元模型,大大减少了时间和经济成本。最新的一项研究通过将 SSAM 与受试者 DXA 影像相匹配,实现了基于 DXA 影像的股骨三维模型的重建,即从二维影像到三维模型的转化^[1]。该研究结果表明,通过这种建模方法获得的个体化股骨模型具有较高精度(形状误差为 1.02 mm,密度误差为 0.06 g/cm³)。除了可以单独使用统计模型来辅助个体化建模,还可以将统计模型与相关机器学习算法进行结合,生成一套完整的自动化建模流程。这种自动化建立有限元模型的方法可以在保证建模精度的同时,大大缩短建模所需时间,并且对操作技能要求较低,更加便于临床

应用。目前这种自动化建模方法已经应用于个体化腰椎功能节段(正常或病变)有限元模型的创建中。Caprara 等^[22]研究显示,利用该方法建立的有限元模型具有较高的精度(Dice 系数为 93.7%),能够有效评估腰椎关节活动度。

2.2.2 疾病的预测及诊断 目前利用统计模型进行疾病预测和诊断主要包括 3 种途径。第一,基于临床医学影像建立正常骨和病变骨模型,并找出两组模型中具有显著差异的几何参数,利用差异性特征来进行疾病的预测及诊断^[15,17]。Deane 等^[15]为了探究腰椎形状与椎间盘退变程度之间的关系,基于健康人群和腰椎间盘退变患者的 MRI 影像建立了腰椎(L1~5/S1)SSM(见图 3);分析所提取的主成分模式发现,腰椎间盘的退变程度与腰椎前凸程度、弯曲变化和椎体最大直径等几何特征显著相关。上述研究结果为识别和治疗腰椎间盘退变提供了理论依据及临床指导。第二,基于正常骨和病变骨临床影像数据,建立统计模型,并利用所提取的主成分模式建立逻辑回归模型用于疾病的识别和诊断,这也是最常用的方法^[16,19,21]。为了更好地协助医生诊断舟状骨骨折,Bevers 等^[16]基于 26 名正常受试者和 15 名舟状骨骨折患者的高分辨率外周定量 CT 影像,建立舟状骨 SSM,并提取前 4 个形状主成分,建立逻辑回归模型,其识别骨折的准确性可达 75.6%。除了识别骨折,统计模型还可以用来评估受试者的骨折发生风险。Jazinizadeh 等^[21]招募 192 名受试者并对其进行 5 年的随访调查,其中 50 名受试者在 5 年内发生股骨骨折;基于所有受试者在招募初期所扫描的 DXA 影像建立股骨 SSAM,将其识别的主成分结合骨密度、年龄和身体质量指数建立逻辑回归模型,该研究预测患者 5 年内发生骨折的准确率为 78%。第三,基于正常

骨和病变骨临床影像数据,建立统计模型,并利用所提取的主成分建立多元线性回归模型,用于评估特定力学参数(如骨强度),以此来进行疾病的预测及诊断^[20]。为了提高临床预测股骨强度的准确性,Taylor 等^[20]基于 94 名绝经后女性髌部的 CT 影像(47 例骨折股骨,47 例正常股骨)建立股骨 SSM 和 SAM,提取 2 个形状主成分和 4 个密度主成分构建多元线性回归方程;结果显示,该方程可以有效预测股骨强度(均方根误差为 372 N)。上述研究结果可以为临床评估骨折风险提供一定的理论指导。

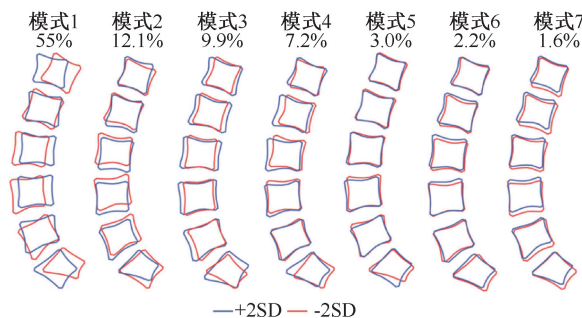


图 3 SSM 的前 7 个模式识别的腰椎(L1~S1)形状变化^[15]

Fig. 3 Shape variations of the lumbar spine (L1-S1) identified by the first seven SSM modes^[15]

2.2.3 假体的设计及术前规划 统计模型最广泛的应用就是在假体设计和术前规划方面^[4,5,18]。设计人员可以根据 SSM 获得目标骨的所有形状特征及尺寸变化范围,设计出一系列可以适用于广泛人群的假体植入物。例如,Ahrend 等^[4]基于 100 例马来西亚、中国、印度人口的骨盆 CT 影像建立 SSM(见图 4),以更好地了解亚洲人群骨盆结构和形状特征,并指导设计相应的适配植入体。此外,临床医生可以基于统计模型获得特定人群不同骨部位的形状和密度分布特征,从而为对应患者选取适配的假体以及规划最佳的植入位置。Meynen 等^[5]通

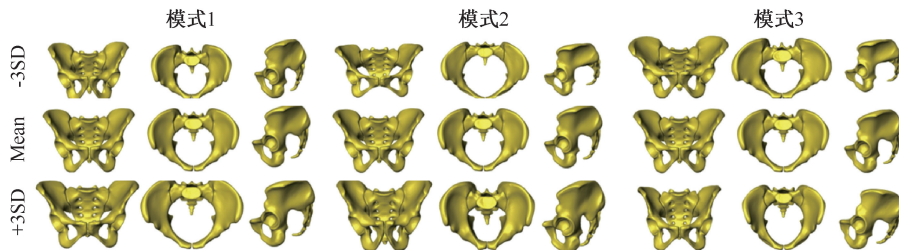


图 4 亚洲人口骨盆统计形状模型^[4]

Fig.4 SSM of pelvis for Asian population^[4]

过建立缺损髋臼的 SSM 定量评估患者髋臼典型位置的缺损程度,为全髋关节翻修术的术前规划提供一定的理论依据及相关指导。

3 肌骨系统生物力学模型

肌骨系统生物力学模型包括多刚体模型和有限元模型。肌骨多刚体模型仿真分析采用逆向动力学技术,将人体运动时捕捉到的运动学和动力学信息作为模型驱动数据,来预测人体内部关节力和肌肉力,以更好地了解人体运动时肌肉骨骼的协调控制能力。而肌骨有限元模型仿真分析可以采用上述多刚体模型输出的关节力和肌肉力作为载荷边界条件,分析模型内部软硬组织的应力和应变分布,进一步评估肌骨系统的内部力学响应。肌骨系统生物力学模型不仅可以较为全面地分析肌骨相互作用以及局部组织应力、应变分布,在疾病诊断、医疗器械和人工假体设计及植入评估方面也得到了广泛应用^[23,38-39]。

3.1 肌骨模型建模方法

目前,肌骨模型主要包括多刚体模型和有限元模型,多刚体模型可在动力学和运动学数据的驱动下,模拟分析肌骨系统的关节力和肌肉力,而有限元模型可对软硬组织几何形态和材料属性进行详细描述。最新的肌骨模型主要包括肌骨多刚体-有限元耦合模型、神经肌骨多刚体模型以及对 THUMS 人体有限元安全模型进行二次开发的应用模型。

肌骨多刚体-有限元耦合模型是在有限元模型的基础上建立具有主动伸缩能力的一维线性肌肉单元。其优势在于,通过耦合模型可以直接得到肌肉力和关节力,以及模型内各软硬组织的应力应变,而无需通过两个模型进行计算,大大缩短时间。Rajae 等^[23]在脊椎有限元模型的基础上,建立一维肌肉单元模型,其中腰椎是刚体模型,椎间盘(纤维环和髓核)、韧带均为变形体,构建出脊椎多刚体-有限元耦合模型;将躯干前屈时耦合模型预测的椎间盘压力与通过体内压力传感器测量的人体实验数据进行比较,发现差异较小。该耦合模型在今后改进手术技术、肌骨损伤的处理和受试者个体化的模拟方面具有巨大的潜力。

神经肌骨多刚体模型包括神经系统和肌肉骨骼系统模型,其优势在于通过引入神经单元来控制

肌骨模型运动,可在肌骨神经退行性疾病中提供客观有效的个性化治疗和康复方案^[24-25]。Zheng 等^[24]构建了头颈部神经肌骨多刚体模型,在头颈部多刚体模型的基础上,建立前庭系统和本体感受器的神经反射控制器(见图 5),以分析冲击载荷作用下神经反射对头颈部运动状态和力学行为的影响。结果表明,头颈部神经肌骨多刚体模型的模拟结果与志愿者碰撞实验数据有较好的相关性。与头颈部多刚体模型相比,在正面碰撞模拟过程中,头颈部神经肌骨多刚体模型可更快地趋于运动平衡状态,而头颈部多刚体模型即使经历长时间后也不能达到运动平衡状态。

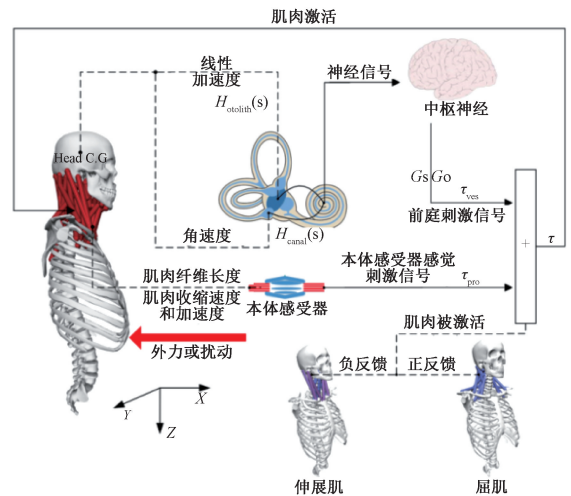


图 5 头颈部神经肌骨模型^[24]

Fig.5 Neuromuscular head-neck model^[24]

除了基于人体通用模型或者根据患者个体化医学影像建立的肌骨模型外,日本丰田汽车集团与丰田中央研究院于 2000 年联合开发了系列人体全身有限元模型(total human model for safety, THUMS),已于 2021 年 1 月全面开放下载。其优势在于具有精确的人体解剖学结构和良好的生物逼真度,可大大缩短人体有限元建模时间^[26-29]。Mo 等^[26]比较采用 THUMS 模型与代表中国 50 百分位男性下肢有限元模型的车辆-行人碰撞模拟结果,发现 THUMS 模型不能有效评估中国行人的运动响应,主要原因是 THUMS 模型与典型中国人体几何尺寸存在较大差异。因此,需要对 THUMS 模型进行二次开发,使其符合特定人群的几何尺寸。Yu 等^[27]建立新的用于头部安全性研究的复合人体

生物力学模型,其模型的头颈复合体来自 THUMS 模型,躯体部分来自荷兰科学研究院建立的第 50 百分位肌骨多刚体模型(TNO),通过块单元连接 THUMS 模型头颈部肌肉和 TNO 模型的肩部肌肉,从头部运动学和组织水平损伤方面验证了耦合模型的有效性。除了更改模型的几何尺寸和形状,还可以通过改进材料属性对 THUMS 模型进行二次开发。Trube 等^[28]通过调整 THUMS 模型肌肉组织刚度的力学参数值,为臀部和大腿肌肉组织定义不同的刚度状态,发现在正面碰撞中,肌肉刚度的变化对于运动损伤具有显著影响。Sahandifar 等^[29]还通过修改 THUMS 模型髋关节区域软组织材料属性和几何形状,建立个体化髋关节有限元模型(见图 6),并模拟臀部摆锤冲击试验。结果表明,软组织的非线性材料模型对冲击损伤程度具有显著影响。通过对 THUMS 模型进行二次开发,可建立符合特定需求和材料属性的人体模型,用于损伤或人体动力学分析,以实现更逼真的生物力学响应仿真。

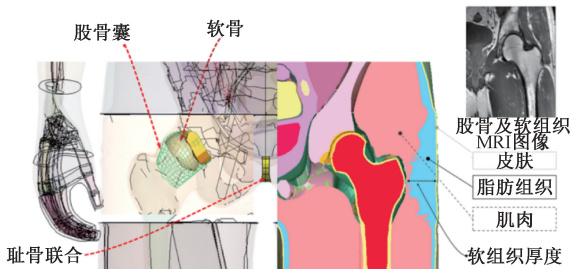


图 6 改进髋关节软组织的材料属性和几何形状建立髋关节有限元模型^[29]

Fig.6 Establishment of finite element model of the hip joint by improving material properties and geometry of the soft tissues^[29]

3.2 肌骨模型的最新应用

3.2.1 肌骨损伤预测及评估 肌骨模型可对特定动作模式下人体的损伤以及特殊患者的肌骨力学响应进行预测及评估,以降低损伤风险,减少应力性骨折。肌骨多刚体模型和肌骨有限元模型相结合可更好地用于理解运动损伤和肌骨内部力学响应。研究人员可根据特定对象的步态分析和肌骨多刚体模型,通过逆向运动学和逆向动力学技术获取目标模型的关节力、肌肉力和肌肉激活度,将上述关节力和肌肉力作为载荷边界条件施加到对应的肌骨有限元模型上,以求得目标模型软硬组织的

应力和应变,分析肌骨模型的内部力学响应^[30-34]。为了评估羽毛球运动员在特定动作下髌股关节组织的应力、应变,Yu 等^[30]建立膝关节多刚体模型,试验采集受试者弓步运动时膝关节的动力学和运动学数据,以驱动膝关节多刚体模型;利用采集的生物电信号来验证模型分析结果的准确性;采用 OpenSim 软件计算膝关节角度和股四头肌力,并作为准静态有限元模拟的边界和载荷条件。结果表明,髌软骨层的应力大于接触界面,有助于理解运动员在特定动作下的肌骨损伤,以制定合理的运动方案。除了评估特定动作模式下人体的内部力学响应,还可了解特殊患者运动过程中的肌骨作用机理,以开发更有效的康复治疗方案。Toderita 等^[34]对通用模型进行线性缩放建立下肢截肢者的肌骨多刚体模型来预测肌肉力和关节力,通过运动捕捉系统采集动力学和运动学数据以及表面肌电信号数据。结果表明,对通用下肢截肢者模型进行线性缩放可以使得仿真模拟结果的误差较小。

3.2.2 假体设计及评估 肌骨模型在假体的设计和优化以及术前规划和评估方面也得到广泛应用^[35-36]。Mo 等^[36]通过建立患者个性化的肌骨多刚体模型,对外骨骼的设计进行评估和优化,选取 3 名因中风而出现运动障碍的志愿者,分别进行有外骨骼和无外骨骼步态分析试验,提取肌电信号、本体感觉信号、运动学和动力学数据,以驱动有外骨骼模型和无外骨骼模型。结果表明,在外骨骼的帮助下,与神经康复直接相关的本体感觉反馈刺激信号波动显著,被激活的肌肉可以更好地支持患者的行走。此外,肌骨模型可为假体植入的术前评估和临床前预测提供可靠的分析工具,通过肌骨模型评估假体植入后的接触应力,有助于进一步优化手术方案^[37-40]。Loi 等^[38]提出了一个半自动分析框架,通过肌骨多刚体和有限元两个模型组合以分析评估膝关节的内部力学响应(见图 7)。除了分析肌骨模型变形机制和运动状态外,Zhang 等^[39]通过建立受试者个性化的下肢肌骨多刚体模型,模拟评估植入物模型和手术方式(单室、双交叉保留和全膝关节置换术)对韧带功能和关节运动学的影响。结果表明,针对患者的肌肉骨骼模型为评估植入物设计,以及关节置换术对膝关节的生物力学影响提供了可靠的分析工具。

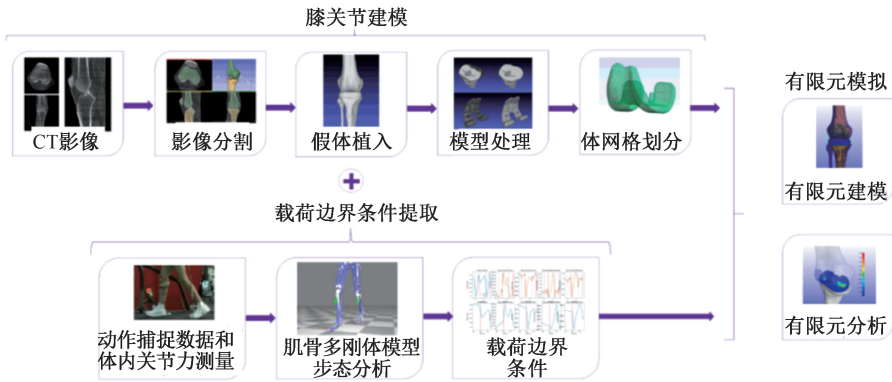


图7 膝关节多刚体模型和有限元模型组合仿真分析流程^[38]

Fig.7 Flow chart of the combination of knee joint multi-rigid model and finite element model^[38]

4 总结与展望

本文介绍了2021年国内外肌骨系统生物力学建模最新进展,所涉及的建模方法主要包括个体化有限元建模、统计模型建模以及肌骨系统建模。目前,最常见的个体化建模方法是基于临床影像的有限元建模法,它可以根据影像获得目标骨的几何和材料分布信息,个体化建立对应的有限元模型。随着计算机技术和影像学的快速发展,个体化有限元模型也愈发趋于准确化和精细化,例如添加皮质骨“质量”参数、赋予骨“裂纹扩展”准则、设置多种工况配置等等。个体化有限元建模方法的改进大大推动了临床骨折识别和骨折风险评估的能力,也为患病骨和置换手术(如髌关节置换术、膝关节置换术等)后的力学性能评估提供理论依据。然而,个体化有限元建模仍存在建模复杂、计算时间长、对操作者技术要求高等问题,今后研究可以借助机器学习等算法提出自动化程度更高的个体化有限元建模方法。与个体化建模不同,统计模型针对目标人群的特定骨部位建立,以量化研究人群骨的形状和密度特征。随着统计模型建模技术日趋成熟,近年来的研究不再局限于针对特定骨部位建立SSM、SAM或SSAM,而是将统计模型作为一种工具用于特定的应用场景,例如个体化有限元模型建立、疾病的预测和诊断、假体的设计及术前规划等方面。然而,目前统计模型建模还可能存在着样本数量有限、操作复杂等问题,未来研究可考虑将统计模型与影像大数据和机器学习等算法进行有机结合,进一步提高模型的准确性同时简化建模步骤。对个

体化有限元模型和统计模型的深入研究和推广将有助于提升人们对骨几何形态、材料分布和力学性能等方面的认知,在个体化精准医疗中发挥重要作用。此外,近年来已不仅局限于对人体肌骨建模的研究,肌肉控制和神经系统的引入使得肌骨模型更具生物逼真度。现阶段肌骨系统建模在多刚体模型和有限元模型的基础上提出能够大大缩短建模时间,提高模型计算精度的肌骨多刚体-有限元耦合模型和改进THUMS人体有限元安全模型,以及通过神经系统控制肌骨达到运动平衡状态的神经肌骨多刚体模型。肌骨模型的应用可精准地分析特定动作或特殊患者的运动响应,并可以参与制定患者的康复方案、监测健康状况、评估假体或植入装置的设计以及患者术前植入的状态;缺点在于通用模型分析不能反映个体肌骨特征信息,而个体化模型建模的时效性较低。鉴于肌骨系统生物力学建模对病理机制研究的支撑作用,未来需要开发快捷、便利且可靠的工作流程来模拟患者肌骨特征信息,帮助患者早日康复。

参考文献:

- [1] GRASSI L, FLEPS I, SAHLSTEDT H, *et al.* Validation of 3D finite element models from simulated DXA images for biofidelic simulations of sideways fall impact to the hip [J]. *Bone*, 2021, 142: 115678.
- [2] GUSTAFSSON A, TOGNINI M, BENGTSSON F, *et al.* Subject-specific FE models of the human femur predict fracture path and bone strength under single-leg-stance loading [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2021, 113: 104118.
- [3] HENNICKE NS, SAEMANN M, KLUSS D, *et al.* Subject

- specific finite element modelling of periprosthetic femoral fractures in different load cases [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2021, 126: 105059.
- [4] AHREND MD, NOSER H, SHANMUGAM R, *et al.* Development of generic Asian pelvic bone models using CT-based 3D statistical modelling [J]. *J Orthop Transl*, 2020, 20: 100-106.
- [5] MEYNEN A, VLES G, ZADPOOR AA, *et al.* The morphological variation of acetabular defects in revision total hip arthroplasty—A statistical shape modeling approach [J]. *J Orthop Res*, 2021, 39(11): 2419-2427.
- [6] PRADO M, KHOSLA S, CHAPUT C, *et al.* Opportunistic application of phantom-less calibration methods for fracture risk prediction using QCT/FEA [J]. *Eur Radiol*, 2021, 31(12): 9428-9435.
- [7] SCHILEO E, PITOCCHI J, FALCINELLI C, *et al.* Cortical bone mapping improves finite element strain prediction accuracy at the proximal femur [J]. *Bone*, 2020, 136: 115348.
- [8] ZELLAGUI S, HIVET A, EL MOUSS M, *et al.* Prediction of proximal femur fracture risk from DXA images based on novel fracture indexes [J]. *Comput Method Biomec*, 2021, 9(2): 205-216.
- [9] PRADO M, REZAEI A, GIAMBINI H. Density-dependent material and failure criteria equations highly affect the accuracy and precision of QCT/FEA-based predictions of osteoporotic vertebral fracture properties [J]. *Ann Biomed Eng*, 2021, 49(2): 663-672.
- [10] RAJAPAKSE CS, FARID AR, KARGILIS DC, *et al.* MRI-based assessment of proximal femur strength compared to mechanical testing [J]. *Bone*, 2020, 133: 115227.
- [11] GONG H, ZHANG M, JIA SW, *et al.* The relationship between orthopedic clinical imaging and bone strength prediction [J]. *Med Nov Technol Devices*, 2021, 9: 100060.
- [12] VILLAMOR E, MONSERRAT C, DEL RÍO L, *et al.* Prediction of osteoporotic hip fracture in postmenopausal women through patient-specific FE analyses and machine learning [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2020, 193: 105484.
- [13] EGGERMONT F, VAN DER WAL G, WESTHOFF P, *et al.* Patient-specific finite element computer models improve fracture risk assessments in cancer patients with femoral bone metastases compared to clinical guidelines [J]. *Bone*, 2020, 130: 115101.
- [14] MOLINARI L, FALCINELLI C, GIZZI A, *et al.* Effect of pedicle screw angles on the fracture risk of the human vertebra: A patient-specific computational model [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2021, 116: 104359.
- [15] DEANE JA, PAVLOVA AV, LIM AKP, *et al.* Is intrinsic lumbar spine shape associated with lumbar disc degeneration? An exploratory study [J]. *BMC Musculoskel Dis*, 2020, 21(1): 433.
- [16] BEVERS MSAM, WYERS CE, DANIELS AM, *et al.* Association between bone shape and the presence of a fracture in patients with a clinically suspected scaphoid fracture [J]. *J Biomech*, 2021, 128: 110726.
- [17] VERHAEGEN F, MEYNEN A, DEBEER P, *et al.* Determination of predisposing scapular anatomy with a statistical shape model—Part II: shoulder osteoarthritis [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 2021;30(9): e558–e571.
- [18] LI J, GSAXNER C, PEPE A, *et al.* Synthetic skull bone defects for automatic patient-specific craniofacial implant design [J]. *Sci Data*, 2021, 8(1): 36.
- [19] JAZINIZADEH F, QUENNEVILLE CE. 3D Analysis of the proximal femur compared to 2D analysis for hip fracture risk prediction in a clinical population [J]. *Ann Biomed Eng*, 2021, 49(4): 1222-1232.
- [20] TAYLOR M, VICECONTI M, BHATTACHARYA P, *et al.* Finite element analysis informed variable selection for femoral fracture risk prediction [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2021, 118: 104434.
- [21] JAZINIZADEH F, ADACHI JD, QUENNEVILLE CE. Advanced 2D image processing technique to predict hip fracture risk in an older population based on single DXA scans [J]. *Osteoporosis Int*, 2020, 31(10): 1925-1933.
- [22] CAPRARA S, CARRILLO F, SNEDEKER JG, *et al.* Automated pipeline to generate anatomically accurate patient-specific biomechanical models of healthy and pathological FSUs [J]. *Front Bioeng Biotech*, 2021, 9: 636953.
- [23] RAJAEI MA, ARJMAND N, SHIRAZI AA, *et al.* A novel coupled musculoskeletal finite element model of the spine-Critical evaluation of trunk models in some tasks [J]. *J Biomech*, 2021, 119: 110331.
- [24] ZHENG ZF, MO FH, LIU T, *et al.* A novel neuromuscular head-neck model and its application on impact analysis [J]. *IEEE T Neur Sys Rech*, 2021, 29: 1394-1402.
- [25] VOLK VL, HAMILTON LD, HUME DR, *et al.* Integration of neural architecture within a finite element framework for improved neuromusculoskeletal modeling [J]. *Sci Rep*, 2021, 11(1): 22983.
- [26] MO FH, LUO DA, TAN Z, *et al.* A Human Active Lower Limb Model for Chinese Pedestrian Safety Evaluation [J]. *J Bionic Eng*, 2021, 18(4): 872-886.
- [27] YU C, WANG F, WANG BY, *et al.* A computational biomechanics human body model coupling finite element and multibody segments for assessment of head/brain injuries in car-to-pedestrian collisions [J] *Int J Env Res Pub He*, 2020, 17(2): 492.

- [28] TRUBE N, RIEDEL W, BOLJEN M, *et al.* How muscle stiffness affects human body model behavior [J]. Biomed Eng Online, 2021, 20(1): 53.
- [29] SAHANDIFAR P, KLEIVEN S. Influence of nonlinear soft tissue modeling on the external and internal forces during lateral hip impacts [J]. J Mech Behav Biomed, 2021, 124: 104743.
- [30] YU L, MEI QC, MONHAMAD NI, *et al.* An exploratory investigation of patellofemoral joint loadings during directional lunges in badminton [J]. Comput Biol Med, 2021, 132: 104302.
- [31] SAKATA J, TAMAKI T, KISHINO A, *et al.* Risk factors for throwing elbow injuries during pitching analyzed by simulation using human musculoskeletal model in youth baseball pitchers [J]. J Shoulder Elb Surg, 2021, 30: 1309-1315.
- [32] DENG C, GILLETTE JC, DEEICK TR, *et al.* Finite element analysis of femoral neck strains during stair ascent and descent [J]. Sci Rep, 2021, 11(1): 9183.
- [33] MOAYEDI M, ARSHI AR, SALEHI M, *et al.* Associations between changes in loading pattern, deformity, and internal stresses at the foot with hammer toe during walking: A finite element approach [J]. Comput Biol Med, 2021, 135: 104598.
- [34] TODERITA D, HENSON DP, KLEMT C, *et al.* An anatomical atlas-based scaling study for quantifying muscle and hip joint contact forces in above and through-knee amputees using validated musculoskeletal modelling [J]. IEEE T Bio Med Eng, 2021, 68(11): 3447-3456.
- [35] SOHANE A, AGARWAL R. Evaluation of 3D design lower limb exoskeleton on human musculoskeletal with various loads [J]. Expert Syst, 2021, 38(7): e112738.
- [36] MO FH, ZHANG Q, ZHANG HT, *et al.* A simulation-based framework with a proprioceptive musculoskeletal model for evaluating the rehabilitation exoskeleton system [J]. Comput Meth Prog Bio, 2021, 208: 106270.
- [37] SHU LM, YAO J, YAMAMOTO K, *et al.* *In vivo* kinematical validated knee model for preclinical testing of total knee replacement [J]. Comput Biol Med, 2021, 132: 104311.
- [38] LOI L, STANEV D, MOUSTAKAS K. Total knee replacement: Subject-specific modeling, finite element analysis, and evaluation of dynamic activities [J]. Front Bioeng Biotech, 2021, 9: 648356.
- [39] ZHANG QD, CHEN ZX, JIN ZM, *et al.* Patient-specific musculoskeletal models as a framework for comparing ACL function in unicompartmental versus bicruciate retaining arthroplasty [J]. P I Mech Eng H, 2021, 235(8): 861-872.
- [40] PENG YH, NIU WX, WONG DWC, *et al.* Biomechanical comparison among five mid/hindfoot arthrodeses procedures in treating flatfoot using a musculoskeletal multibody driven finite element model [J]. Comput Meth Prog Bio, 2021, 211: 106408.