

·综述·

## 有限元分析在膝关节植入物生物力学研究中的应用进展

邵佳升<sup>1,2</sup>, 宋 剑<sup>1,2</sup>

(1. 中山大学·深圳, 广东 深圳 518107; 2. 中山大学生物医学工程学院, 广东 深圳 518107)

**摘要:** 膝关节植入物常被用来替换膝关节受损组织, 恢复膝关节的正常功能和关节内正常的应力分布。有限元分析(FEA)可利用有限的、相互连接的单元对膝关节植入物植入后的膝关节应力进行精准、快捷的计算, 直观的展现植入物植入后的膝关节应力分布情况。本研究通过中国知网、Web of Science、PubMed等数据库调研FEA在膝关节植入物生物力学研究中的应用的相关文献, 以人工膝关节、人工半月板和前交叉韧带移植体为主体, 阐述了通过FEA分析植入物在不同材料结构设置和植入条件下对术后膝关节应力分布的影响, 并分析了该领域现存的技术问题及未来的发展方向。

**关键词:** 有限元; 人工膝关节; 人工半月板; 前交叉韧带移植体; 综述

**中图分类号:** R318.01      **文献标志码:** A      **文章编号:** 1672-3554(2022)05-0861-10

**DOI:** 10.13471/j.cnki.j.sun.yat-sen.univ(med.sci).2022.0521

### The Research Progress of Finite Element Analysis on the Biomechanics of Knee Implants

SHAO Jia-sheng<sup>1,2</sup>, SONG Jian<sup>1,2</sup>

(1. Shenzhen Campus of Sun Yat-sen University, Shenzhen 518107, China; 2. School of Biomedical Engineering, Sun Yat-sen University, Shenzhen 518107, China)

Correspondence to: SONG Jian; E-mail: songj67@mail.sysu.edu.cn

**Abstract:** Knee joint implants are widely used to replace damaged tissue in the knee joint, restoring normal function and normal stress distribution within the joint. Finite element analysis (FEA) can use limited and interconnected elements to accurately and quickly calculate the knee joint stress, and intuitively display the knee joint stress distribution after implantation. In this paper, we review the literature of finite element method in the field of biomechanics of knee implants through databases such as CNKI, Web of Science and PubMed. We take artificial knee joint, artificial meniscus and anterior cruciate ligament graft as the main topics, and analyze the influence of implants on the stress distribution of postoperative knee joints under different materials, structural settings and implantation conditions. The current technical problems and future development directions in this field are presented.

**Key words:** finite element analysis; artificial knee joint; artificial meniscus; anterior cruciate ligament graft; review

[J SUN Yat-sen Univ (Med Sci), 2022, 43(5): 861-870]

膝关节是人体最大, 结构最复杂的关节, 也是人体运动系统的重要组成部分。膝关节软骨、半月板和韧带等部位的损伤, 会造成膝关节的疼痛

乃至失稳, 严重影响患者运动功能<sup>[1-4]</sup>。目前临床使用人工全膝关节置换(total knee arthroplasty, TKA)假体、单髁膝关节置换(unicompartmental

收稿日期: 2022-03-30

基金项目: 深圳市科技计划资助(RCBS20210706092410021)

作者简介: 邵佳升, 研究方向: 生物力学, E-mail: 1923310068@qq.com; 宋剑, 通信作者, 副教授、硕士生导师, 研究方向: 生物摩擦学、生物力学, E-mail: songj67@mail.sysu.edu.cn

knee arthroplasty, UKA)假体、人工半月板(artificial meniscus, AM)、前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)移植物、后交叉韧带(posterior cruciate ligament, PCL)移植物等对严重损伤的关节软组织进行置换,以恢复和维持膝关节的正常生物力学特性。对膝关节的生物力学研究方法按照是否实施于活体内可分为体内生物力学研究和体外生物力学研究。其中,体内生物力学研究通常借助动物模型或病人进行,体外生物力学研究通常借助离体标本或生物力学仿真模型进行。关于膝关节植入物基于活体或离体标本的生物力学研究已有大量文章综述<sup>[5-6]</sup>,本文亦不再赘述。有限元分析法(finite element analysis, FEA)可基于医学图像和解剖特征建立高精度人体仿真模型,利用有限的、相互关联的单元对人体复杂的关节进行简化,通过计算得到直观准确的分析结果,降低分析成本。FEA已成为当下热门的生物力学研究手段<sup>[7]</sup>,本文将重点阐述FEA在膝关节植入物生物力学研究的进展,并对其发展趋势进行展望。

## 1 膝关节的生物力学分析

膝关节在人体中起的负重、平衡和行走的功能,其负重功能主要体现在关节软骨、半月板的润滑耐磨、强抗压性能优异,平衡与行走功能则是体现在膝关节肌腱、韧带相互作用使具有滑车机构的股骨髁、髌骨上端发生滑动并限制关节的过度运动。膝关节的屈伸过程需要肌肉、韧带和骨性结构相互配合才能有效完成,膝关节的锁扣机制是膝关节屈伸的重要机制,其存在可以保证人体行走、站立时的稳定。锁扣机制是指在膝关节伸直过程中胫骨轻度外旋,髌骨上升锁住膝关节,保持膝关节的整体稳定,屈曲时胫骨轻度内旋解锁膝关节而使关节可以大幅度屈曲。股四头肌是膝关节伸直的主要动力,股骨内侧肌在伸膝过程将要结束时可以帮助胫骨外旋,增强锁扣机制。在锁扣机制形成时,ACL收缩,限制胫骨前移,维持膝关节稳定。腓绳肌收缩可拉动胫骨内旋解除锁扣机制<sup>[8]</sup>。

膝关节独特的锁扣机制在膝关节生物力学中起到了重要的作用,锁扣机制的异常或失效会造成膝关节失稳,进而造成关节内应力分布出现异常,长期的应力分布异常会造成膝关节内结构损伤,影响患者的运动功能。

## 2 膝关节有限元模型的建立

如图1所示为膝关节有限元模型(finite element model, FEM)构建流程,可分为膝关节实体模型构建、膝关节FEM参数设置和分析计算三大步。获取膝关节影像数据后通过骨骼和软组织的提取、组织表面修复、实体创建和膝关节装配等步骤完成膝关节实体模型的构建,随后将膝关节实体模型导入ANSYS或ABAQUS等FEA软件中设置材料属性、接触条件、约束和受力等参数,通过软件计算获得应力分布情况。膝关节FEM建模的精确度与材料属性的设置对最终FEA的预测结果有较大的影响,FEM建模过程应重点关注模型构建的准确性<sup>[9]</sup>。

### 2.1 膝关节实体模型的构建

膝关节实体模型的构建需要尽可能还原膝关节的细微结构,通过SOLIDWORKS等工程类软件很难直接构建膝关节实体模型。吴坤能等<sup>[10]</sup>利用膝关节计算机断层扫描(computed tomography, CT)和核磁共振成像扫描(magnetic resonance imaging, MRI)获得膝关节数据,并以此构建膝关节UKA置换模型,通过FEA验证了胫骨假体后倾 $3^{\circ}$ 与 $7^{\circ}$ 时的应力分布,获取的结果于临床有指导意义。潘正晔等<sup>[11]</sup>利用健康人膝关节MRI数据构建模型,通过FEA证明 $90^{\circ}$ 侧切运动时膝关节损伤风险更大,可为竞技运动侧切训练提供理论支持。

目前膝关节实体模型的构建多依赖于医学影像数据,利用MIMICS对薄层扫描图片进行3D重建,利用GEOMAGIC转化实体后通过SOLIDWORKS进行膝关节装配完成构建。研究者多采用利用CT提取骨骼、MRI提取软组织的策略或单独使用MRI进行提取的策略,二者均可完成膝关节FEM的构建。

### 2.2 膝关节有限元模型的参数设置

2.2.1 网格类型的选择 在FEA中,根据单元的形状可把单元分为实体单元、壳单元和梁杆单元,实体单元可分成六面体单元和四面体单元,壳单元可分成四边形单元和三角形单元。根据单元的形函数复杂程度可分为一阶单元和二阶单元,在FEM的构建中,通常默认采用二阶实体单元SOLID186,研究者需要在此基础上对网格类型、网格尺寸进行设置,四面体网格生成算法更为可靠,效率更高,通

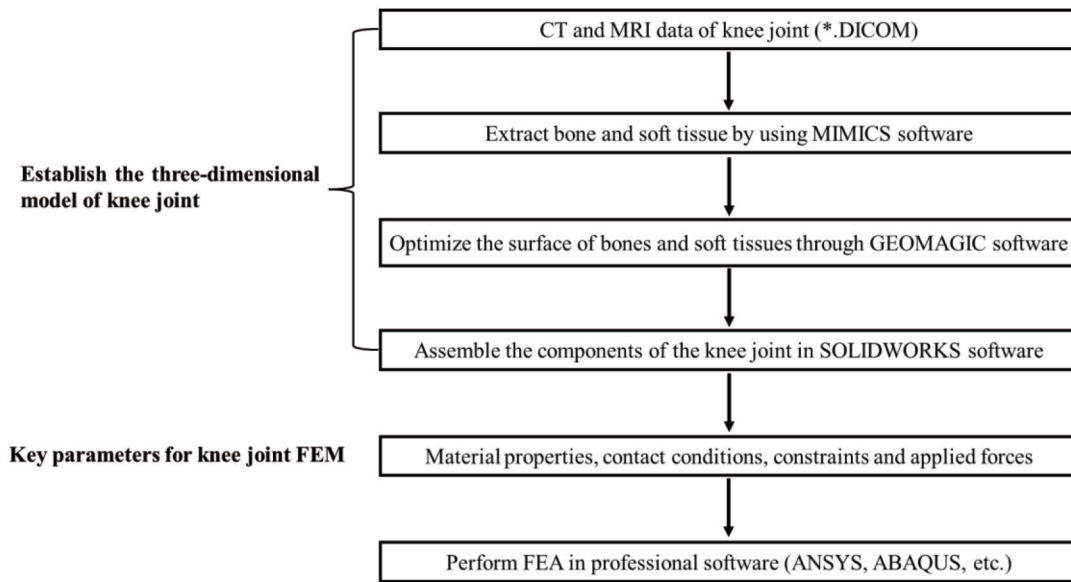


图1 膝关节FEM建模分析的基本流程

Fig. 1 The basic process of knee joint FEM modeling and analysis

用性更强,六面体网格在数值计算上更有优势,在FEA中应根据需要进行设置。马新硕等<sup>[12]</sup>通过对膝关节设置二阶四面体网格对不同类型TKA假体胫骨固定柱在相同载荷下的应力分布进行分析,取得较为可靠的数据,可为TKA假体设计提供理论依据。

**2.2.2 材料属性设置** 在ANSYS WORKBENCH中,可以通过材料库或手动添加的方式设置除结构钢以外的材料,并为不同的结构设置不同的材料类型。膝关节FEM中需对骨骼、软骨、半月板和韧带进行单独的材料属性设置,表1为膝关节FEM具有代表性的材料属性设置,通常将软骨设置为各向同性线弹性,将半月板和韧带设置为超弹性,但为了简化建模流程,韧带有时会被弹簧单元替代,在Kedgley等<sup>[13]</sup>的研究中,便使用弹簧替代韧带进行分析,Wan等<sup>[14]</sup>和Bao等<sup>[15]</sup>分别使用Mooney-Rivlin超弹性模型和Neo-Hookean超弹性模型对实体韧带进行材料设置。

**2.2.3 应力加载** 通过对真实物理体系进行受力分析,可以在FEM中施加相应的载荷与约束。在膝关节FEM中,通常对股骨和胫骨施加载荷和约束,分析膝关节的整体运动或关节内的应力分布。膝关节FEM可加载应力、扭矩模拟关节不同状态下的受力,Zhang等<sup>[16]</sup>分别设置1 150 N的垂直压力和1 150 N垂直压力、350 N前向拉力于股骨顶部模

拟人体站立和行走时的膝关节受力,Wan等<sup>[14]</sup>设置134 N前向拉力模拟抽屉试验,设置10 Nm的外翻扭矩和4 Nm的内旋扭矩模拟轴移试验,在FEA研究中,应选择合适的应力加载方式探究植入物的对膝关节应力的影响。

### 3 膝关节植入物生物力学的有限元分析

膝关节受损易导致关节内软组织应力分布异常,较大的应力会造成膝关节二次损伤,严重影响患者运动功能。因此膝关节植入物除替代受损组织行使功能外,还需恢复关节内各组织应力分布。FEA是一种高效的力学研究方法,在膝关节FEM的基础上进行模拟手术,可快速直观地探究植入物对膝关节内各组织应力分布的影响。如图2为典型膝关节FEM示意图,对于不规则的骨骼组织而言,划分四面体网格计算效果最佳,为了兼顾计算精度与计算速度,仅对半月板、软骨和韧带等软组织划分较小的四面体网格。研究者在该模型的基础上添加膝关节植入物并对整体进行分析,分析所得结果有助于开发者对植入物进行结构改良、材料增强,也有利于规范临床手术操作。

#### 3.1 人工膝关节

膝关节假体多用于终末期股骨性关节炎和其

表1 膝关节FEM网格划分与材料属性设置  
Table 1 Knee joint FEM material property settings

Items	Kedgley <sup>[13]</sup>	Wan <sup>[14]</sup>	Bao <sup>[15]</sup>
Mesh	linear tetrahedral mesh	10-node tetrahedral mesh (C3D10M)	10-node tetrahedral mesh (C3D10M)
Cortical bone	rigid body	$E=16.2$ GPa $\mu=0.36$	rigid body
Cancellous bone	rigid body	$E=389$ MPa $\mu=0.30$	rigid body
Articular cartilage	$E=13$ MPa $\mu=0.42$	$E=5$ MPa $\mu=0.46$	$E=15$ MPa $\mu=0.47$
Meniscus	axial direction $E=20$ MPa; $\mu=0.20$ ;	axial direction $E=20$ MPa; $\mu=0.20$	axial direction $E=20$ MPa; $\mu=0.20$
	radial direction $E=20$ MPa; $\mu=0.20$	radial direction $E=20$ MPa; $\mu=0.20$	radial direction $E=20$ MPa; $\mu=0.20$
	circumferential direction $E=150$ MPa; $\mu=0.30$ ;	circumferential direction $E=140$ MPa; $\mu=0.30$	circumferential direction $E=120$ MPa; $\mu=0.30$
Ligament	anterior cruciate ligament 216 N/mm posterior cruciate ligament 130 N/mm anterior medial ligament 169 N/mm posterior medial ligament 207 N/mm	Mooney-Rivlin hyperelastic model	Neo-Hookean hyperelastic model

$E$  is the Young's modulus,  $\mu$  is the Poisson's ratio, and C3D10M is the improved 10-node tetrahedral element. Using C3D10M element to calculate stress is more accurate.

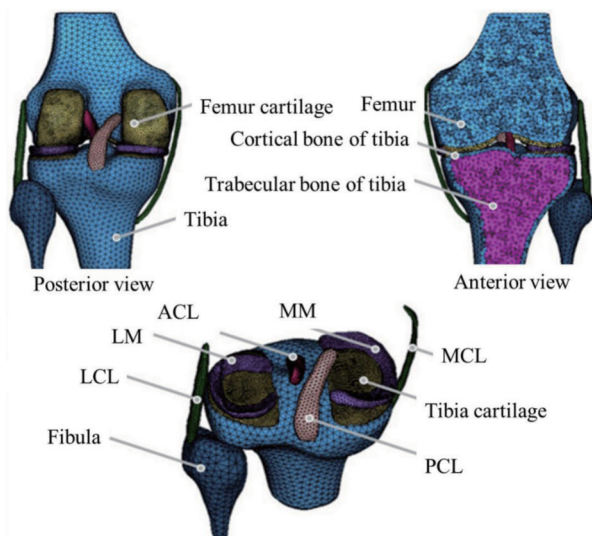


图2 划分不同尺寸四面体网格的膝关节FEM<sup>[17]</sup>

Fig. 2 Knee joint FEM with different sizes of tetrahedral elements<sup>[17]</sup>

他晚期膝关节疾病的治疗,通过置换膝关节内受损的软组织恢复膝关节的正常功能。目前临床上主要根据患者膝关节的损伤类型选择TKA假体或UKA假体。

TKA假体出现时间较早,相关研究较为深入。目前主流的TKA假体主要由胫骨组件、股骨组件和超分子量聚乙烯垫片组成,由聚醚醚酮材料制备的新型TKA假体亦具有较好的应用前景<sup>[18-19]</sup>。材料选择对关节性能存在一定的影响,贾巍等<sup>[20]</sup>的FEA结果便证实了对TKA假体进行材料设计可降低聚乙烯垫片的接触压力,提高关节使用寿命。除材料设计外,FEA的内容多集中于植入物的结构设计及手术定位。

FEA可对不同结构的新型TKA假体进行快速高效的有效性验证,降低后续验证的经济、时间成本。Koh等<sup>[21]</sup>的实验数据显示适配亚洲人骨骼的定制假体在步态加载和屈膝下蹲加载过程中聚乙

烯垫片的最大接触压力均低于非定制假体,Zhou等<sup>[22]</sup>在临床上利用3D打印制备出符合患者下肢力线的TKA假体,术后临床疗效和随机访谈都证实了患者膝关节恢复良好,该研究预示着结合3D打印技术有望推进关节置换向个性化发展。

TKA假体在定位时确保下肢力线对齐有利于提高假体的使用寿命,提高远期疗效。下肢力线不齐时会造成施加于假体上的载荷发生偏移,相昌鑫等<sup>[23]</sup>证实了植入时下肢力线不齐造成的载荷偏移角度越大,聚乙烯衬垫的接触压力越大,衬垫与外侧髁的接触面积越大,会降低植入物的使用寿命。Xie等<sup>[24]</sup>深入探究TKA假体定位偏转后的压力分布和对关节运动的影响,证实了假体与股骨对齐有利于维持正常髌骨的活动,降低胫骨的接触压力,有利于延长植入物的使用寿命。FEA除可协助探究定位对疗效影响外,还可探究其他外科操作的合理性。Su等<sup>[25]</sup>的研究证实了安装假体股骨部件时对股骨皮质骨的切割应控制在一定范围内,股骨前切口与股骨体骨面相差前1 mm至后2 mm范围为宜,皮质骨的过度切除会导致松质骨暴露,有骨屈服的风险。对于植入过程中假体的定位、皮质骨的切削等临床操作,FEA提供了一种高效便捷的分析方法,术前通过模拟分析的方式对不同患者膝关节进行模拟手术,有利于提高患者手术的成功率以及术后生活水平。

相对TKA而言,UKA损伤程度更小,在治疗孤立性内侧骨关节炎中更有优势,FEA在UKA假体的研究多集中于植入物的定位对术后关节的影响。Patrick等<sup>[26]</sup>的FEA结果证明了UKA假体植入时胫骨斜度的增加会造成胫骨外旋增加,影响术后膝关节的运动和应变。Kang等<sup>[27]</sup>在进一步研究后发现胫骨斜度增加会造成外侧关节软骨接触应力增大。两项研究预示着在手术操作中保持较小的胫骨斜度有利于膝关节的运动恢复以及保持外侧健康软骨的应力分布,该研究证实了FEA可为假体定位提供优秀的评估手段。

对于人工膝关节而言,无论TKA置换还是UKA置换,移植物的精准固定都是必要的。在临床应用中,通过术前对患者的膝关节进行建模,利用FEA分析不同术式的生物力学性能,尤其是植入物对膝关节运动和下肢力线的影响,可高效便捷地指导个性化手术方案优化,有利于提高患者术后的恢复效果。此外,联合3D打印的FEA研究也为临

床提供了一种精准治疗的方案,通过FEA对适配特定患者膝关节的3D打印部件进行有效性验证,目前所报道的结果也令人振奋<sup>[21-22]</sup>。

### 3.2 人工半月板

临床上对于半月板撕裂等损伤通常使用针线缝合或半月板置换的方式进行治疗,对于较为严重的半月板损伤,缝合法难以取得较好的疗效,故需要部分或完全切除受损半月板,并使用相应移植物进行替换,通过FEA对治疗效果进行评估也已成为一大研究热点。

目前临床上多使用聚氨酯AM来恢复膝关节的正常功能,减少软骨损伤的可能性。实验室层面,FEA结果可作为聚氨酯AM结构优化的基础,Ding等<sup>[28]</sup>人便利用有FEA对聚氨酯假体进行结构优化,通过3D打印制备出实验表现良好的AM。除聚氨酯外,聚己内酯AM也时有报道,柳辛墨等<sup>[29]</sup>的FEA数据验证了聚己内酯AM有与天然半月板相似的性能,植入后可降低关节软骨损伤的可能性。FEA还可用于评估新型结构AM假体的有效性,Shriram等<sup>[30]</sup>构建了更为合理的芯壳结构复合AM模型,并证实了该类型植入物相较于由单一材料制备的各向同性植入物而言具有更好的修复效果,芯壳结构也为后续AM的结构设计提供了新思路。

除有效性验证外,部分学者还使用FEA法探究半月板假体的最佳力学参数。如Vaziri等<sup>[31]</sup>的研究证实AM假体的弹性模型控制在110 MPa附近修复效果最佳,且该研究创新性的将软骨划分为表层、中间层和钙化层,并赋予不同的材料属性,提高了研究的精确度,该研究为后续膝关节FEM的设置、AM假体最佳弹性模量的控制都具有指导作用。

AM假体在植入过程中也应关注假体的定位。Shriram等<sup>[32]</sup>证实了膝关节内侧半月板置换时AM外翻会造成膝关节外侧软骨承受更大的应力,有可能造成术后的关节软骨损伤,对患者术前通过FEA进行辅助定位有利于提高手术成功率。

FEA结合3D打印技术也有望为特定患者提供适配的AM假体,但该方向的研究相对较少且较为浅显,未来有较大的发展潜力。AM假体的力学性能对治疗效果有较大的影响,结合现有研究推断:制备下肢力线方向上弹性模量110 MPa的各向异性AM假体有望取得最佳的修复效果。

### 3.3 前交叉韧带移植物

膝关节内交叉韧带分为ACL和PCL两部分,与交叉韧带的断裂修复有关的是膝关节软组织修复的重要部分,交叉韧带的修复也以移植物植入修复为主。PCL损伤相对ACL损伤较为罕见,但与PCL重建相关的研究仍是时有报道,Yoon等<sup>[33]</sup>证实了使用双束重建PCL具有最大的旋转稳定性。与PCL重建有关的FEA研究远少于ACL重建,故本章节重点介绍与ACL重建相关的FEA研究。

ACL损伤后通过简单的针线缝合难以形成可靠得修复效果,Wang等<sup>[34]</sup>在前人的基础上,利用FEA探究镁环装置增强ACL修复后的机械强度,研究表明利用镁环增强修复后可有效减少因ACL断裂而造成的胫骨前移,并可以使增强修复后的ACL等效应力接近未断裂前的水平,对ACL修复具有重要意义。对于该类研究而言,虽然有FEA给出了修复前后承受应力水平相似的结果,但仍需进行临床试验对该疗法进行验证。

临床上目前通常采用移植的方式对断裂的ACL进行重建,利用自体移植物和同种异体移植物重建ACL已普遍应用于临床,其中较为常用的有腓绳肌腱、骨-髌骨-骨移植物。通过FEA的方法可为ACL重建手术中移植物的参数选择提供技术支持。Wan等<sup>[14]</sup>设置了30,50和70mm的腓绳肌腱移植物来重建ACL,并利用FEA探究了在膝关节负载下的移植物的应力、应变变化,结果表明不同长度的腓绳肌腱移植物随在负载下的应力、应变不同,但都可以维持膝关节的稳定,该研究为自体腓绳肌腱移植物的应用提供了数据支持,证明根据患者实际情况获取不同长度的移植物是可行的。除移植物的长度外,移植物的直径也受研究者关注,Alomar等<sup>[35]</sup>通过对临床研究报告分析发现直径大于7mm的腓绳肌腱移植物在ACL重建术中成功率较高。FEA在骨-髌骨-骨移植物重建ACL中的应用也时有报道,Dhaher等<sup>[36]</sup>利用骨-髌骨-骨移植物进行FEA证实了移植物术后的应力分布对植入时设置的预张力较为敏感,研究者在后续应继续深入探究最佳预张力的设置范围,为临床提供数据支持。

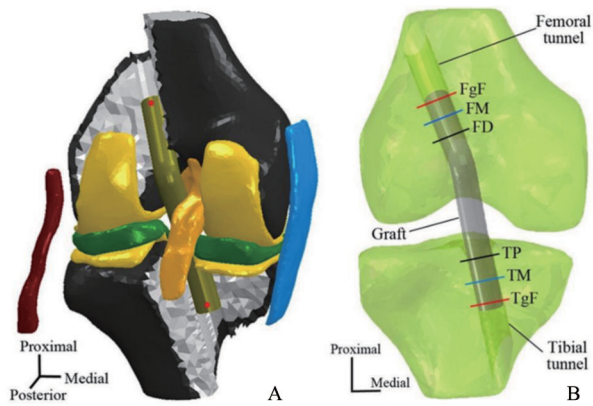
自体移植和同种异体移植受材料来源和致残致病的限制,现阶段人工韧带也是ACL重建的一种重要移植物,目前使用较多的是LARS人工韧带。Parchi等<sup>[37]</sup>的临床研究证实使用LARS人工韧带重

建ACL是安全的,且可以较快恢复膝关节的功能。除少数应用于临床的人工韧带外,多数人工韧带仍处于实验室阶段,通过FEA可快速对人工韧带的有效性进行验证。卢俊等<sup>[38]</sup>利用MATLAB和SOLIDWORKS计算编织结构人工韧带纤维的空间点位并生成编制结构人工韧带,通过ABAQUS对其进行FEA证明在编制结构人工韧带中添加轴纱可以有效提高纤维之间的摩擦,提高编织结构人工韧带的整体力学稳定性。相关FEA结果证实了韧带移植物的刚度会影响术后关节的运动和应力分布<sup>[39]</sup>,在人工韧带设计时以控制人工韧带的刚度接近天然韧带为宜。

ACL重建术中,骨隧道的设置也是影响手术成功的重要因素,临床研究表明骨隧道的钻取会影响治疗效果<sup>[40]</sup>,骨隧道设置异常是导致术后膝关节不稳的一个重要原因<sup>[41]</sup>。通过FEA可探究最优的钻取参数。Cheng等<sup>[42]</sup>研究发现当股骨隧道的钻孔角度倾斜矢状面和冠状面各45°时股骨隧道和胫骨隧道峰值应力最低、应变最小,ACL移植物的峰值应力最低,该研究为临床股骨隧道的建立提供了较好的钻孔角度,有利于提高手术成功率。Yao等<sup>[43]</sup>也提出在胫骨骨隧道钻取的过程中,采取55°至65°的钻取角度可使骨隧道内的应力集中现象得以缓解。除对股骨、胫骨隧道的钻取角度进行FEA外,骨隧道的直径与形状也受到研究者的关注,Wang等<sup>[44]</sup>证实了由7.5mm至9.5mm增大骨隧道的直径比改变不同骨隧道的钻取形状更有利于术后恢复膝关节的功能。临床操作过程中应慎重钻取骨隧道,在术前通过模拟手术的方式探究骨隧道的最佳钻取方案有利于手术的成功。

移植物与骨隧道的相互作用使骨隧道变宽而导致移植物松动可能是手术失败的重要原因<sup>[45]</sup>,目前关于韧带与骨隧道相互作用的报道相对较少。Wan等<sup>[46]</sup>构建了如图3所示的FEM并设置了两种不同载荷条件以验证移植物与骨隧道相互作用,计算结果表明,移植物和骨隧道的摩擦并不影响关节运动学和移植物的最大应变,但对骨隧道的应变造成一定的影响,移植物于骨隧道的相互作用会导致骨隧道力学环境改变,后续应对该方向进行更为深入的研究,探究失效机理,并由此提出预防手术失效的方法。

利用圆柱状植入物替换沙漏状ACL需考虑术后移植物的最大应力、膝关节的正常运动和髌间窝



FEM of knee joint. A showed the FEM after implantation; B showed the placement of different long-distance grafts in bone tunnels. FgF: the site near the femoral fixation of the graft; FM: the mid-point between the femoral fixation of the graft and the distal port of the femoral tunnel; FD: the site near the distal port of the femoral tunnel; TP: the site near the proximal port of the tibial tunnel; TM: the mid-point between the tibial fixation of the graft and the proximal port of the tibial tunnel; TgF: the site near the tibial fixation of the graft.

图3 ACL置换术后的FEM<sup>[46]</sup>

Fig. 3 FEM after anterior cruciate ligament replacement surgery<sup>[46]</sup>

撞击的发生率,部分FEA研究自应力和膝关节的运动角度阐述治疗效果,忽略对髌间窝撞击的评估,在后续研究工作中应注重完整治疗效果评估。骨隧道是ACL重建FEA分析的另一个重点,骨隧道钻取的位置、角度、形状和直径都会对治疗效果产生一定的影响,目前临床上仍存在因骨隧道设置不合理而引起手术失效的问题,通过FEA为患者个性化设置骨隧道,可能是解决该问题的较好方法。值得注意的是,研究者在关节内软组织材料属性设置时会进行相关的简化,FEA的评估结果仅能作为临床操作的辅助,临床工作者在手术时仍需根据实际情况进行判断,合理选择移植物并设置骨隧道。

### 3.4 其他

除上述主流的膝关节植入物之外,螺钉和骨水泥等骨科常用植入物在膝关节中也常有应用,通过螺钉和骨水泥可完成膝关植入物的固定,Mau等<sup>[47]</sup>人通过FEA对新型镁基ACL干涉螺钉进行分析,得出螺钉结构设计的改进方案,并证实该螺钉有利于提高ACL重建手术的成功率。Zheng等<sup>[48]</sup>使用FEA评估了螺钉和骨水泥在TKA假体固定中的可靠性,研究表明螺钉和骨水泥一起使用时固定效果优于仅使用骨水泥固定,且垂直螺钉的固定效果要优于倾

斜螺钉。关于螺钉和骨水泥在膝关节应用的FEA可为膝关节植入物的固定方式提供数据支持,通过此类研究可探寻膝关节植入的最佳固定方式。

## 4 总结与展望

### 4.1 总结

膝关节结构复杂,其正常的屈伸运动过程中涉及众多肌肉、韧带和骨之间的相互作用,单一结构的损伤或缺失都有可能造成膝关节内应力分布的异常。使用FEA可对膝关节内的应力分布进行评估,FEA通常使用MIMICS、GEOMAGIC、SOILDWORKS和ANSYS等软件处理患者CT、MRI的DICOM格式图像序列构建而成,并需对模型各部分设置接触、约束和材料属性,通过运算即可获得FEA的结果。

在膝关节植入物的设计阶段,通过FEA可以对不同材料、不同结构的植入物进行分析,验证其是否有恢复膝关节正常生物力学的功能。在临床应用中,植入物植入时的定位会对手术效果产生较大的影响,FEA作为高效的仿真分析手段,可辅助临床医生在术前探究手术方案,结合患者膝关节实际情况选择最优的假体安装角度。

### 4.2 展望

膝关节FEM的构建目前仍存在操作流程较多、参数不一致的情况,膝关节FEM的自动生成能力有限,目前主要是在GEOMAGIC中存在一部分自动操作,但通常有着细微结构缺失的问题。如何自动构建膝关节FEM并保证模型结构的准确性,是一个重要的研究方向。

膝关节植入物的材料力学性能存在最优选择,材料的力学性能过强可能导致对骨骼的应力屏蔽和对软骨的损伤,力学性能太弱则修复效果不足,对膝关节植入物的材料设计仍有很大的发展空间。个性化植入物的设计与应用也可进一步提高治疗效果。FEA法在膝关节植入物的材料、结构设计中具有重要意义,未来有望通过FEA促进产品迭代升级,提高产品的有效性。膝关节植入物在手术过程中时常面临植入位置与理想位置存在偏差的情况,易导致设计的膝关节植入物无法完全发挥其功能,影响治疗效果,通过FEA寻找植入时的理想位置并制定定位方案,可降低因人为因素造成偏差的可能性,提高手术成功率。

## 参考文献

- [1] Herregodts S, Verhaeghe M, Paridaens R, et al. Soft-tissue penetration of the oscillating saw during tibial resection in total knee arthroplasty: a cadaveric study [J]. *Bone Joint J*, 2020, 102(10): 1324-1330.
- [2] Caro FD, Perdisa F, Dhollander A, et al. Meniscus scaffolds for partial meniscus defects [J]. *Clin Sport Med*, 2020, 39(1): 83-92.
- [3] Wang J, Xu J, Wang X, et al. Magnesium-pretreated periosteum for promoting bone-tendon healing after anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Biomaterials*, 2021, 268: 120576.
- [4] 崔凤金, 武明鑫, 白印伟, 等. 三维CT在PSI辅助初次人工膝关节表面置换术前截骨计划中的应用[J]. *中山大学学报(医学版)*, 2018, 39(2): 245-251.  
Cui JF, Wu MX, Bai YW, et al. 3D Computed tomography assist in making the protocol for primary TKA using PSI[J]. *J Sun Yat-sen Univ (Med Sci)*, 2018, 39(2): 245-251.
- [5] Madeti BK, Chalamalasetti SR, Bolla SK, et al. Biomechanics of knee joint—a review [J]. *Front Mech Eng*, 2015, 10(2): 176-186.
- [6] Shen G, Zhang JF, Fang FZ. In vitro evaluation of artificial joints: a comprehensive review [J]. *Adv Manuf*, 2019, 7(1): 1-14.
- [7] Shu L, Yamamoto K, Yoshizaki R, et al. Multiscale finite element musculoskeletal model for intact knee dynamics [J]. *Comput Biol Med*, 2022, 141: 105023.
- [8] Rajendran K. Mechanism of locking at the knee joint [J]. *J Anat*, 1985, 143(2): 189-194.
- [9] Kiapour AM, Kaul V, Kiapour A, et al. The Effect of ligament modeling technique on knee joint kinematics: a finite element study [J]. *Appl Math*, 2013, 4(5A): 91-97.
- [10] 吴坤能, 赵改平, 刘冬青, 等. 膝关节单髁置换术胫骨假体不同后倾角对假体磨损和功能的影响 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(4): 618-624.  
Wu KN, Zhao GP, Liu DQ, et al. Effects of different retroversion angles of tibial prosthesis on prosthesis wear and function in knee unicompartmental replacement [J]. *Med Biomech*, 2021, 36(4): 618-624.
- [11] 潘正晔, 马勇, 耿治中, 等. 预期条件下不同侧切角度膝关节应力状态的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 762-768.
- Pan ZY, Ma Y, Geng ZZ, et al. Finite element analysis of stress state of knee joint with different lateral cut angles under expected conditions [J]. *Med Biomech*, 2021, 36(5): 762-768.
- [12] 马新硕, 姚杰, 王慧枝, 等. 单髁膝关节置换胫骨元件不同固定柱形状的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(2): 186-192.  
Ma XS, Yao J, Wang HZ, et al. Finite element analysis of different fixed column shapes of tibial elements in unicompartmental knee replacement [J]. *Med Biomech*, 2019, 34(2): 186-192.
- [13] Kedgley AE, Teng-Hui S, Segal NA, et al. Predicting meniscal tear stability across knee-joint flexion using finite-element analysis [J]. *Knee Surg Sport Traumatol*, 2020, 27(1): 206-214.
- [14] Wan C, Hao Z, Li Z, Lin J. Finite element simulations of different hamstring tendon graft lengths and related fixations in anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2017, 55(6): 2097-2106.
- [15] Bao H, Zhu D, Gong H, et al. The effect of complete radial lateral meniscus posterior root tear on the knee contact mechanics: a finite element analysis [J]. *J Orthop Sci*, 2013, 18(2): 256-263.
- [16] Zhang K, Li L, Yang L, et al. The biomechanical changes of load distribution with longitudinal tears of meniscal horns on knee joint: a finite element analysis [J]. *J Orthop Surg Res*, 2019, 14(1): 237.
- [17] Zhang M, Zhang KW, Gong H. Biomechanical effects of tibial stems with different structures on human knee joint after total knee arthroplasty: a finite element analysis [J]. *J Bionic Eng*, 2022, 19(1): 197-208.
- [18] Abitha H, Kavitha V, Gomathi B, et al. A recent investigation on shape memory alloys and polymers based materials on bio artificial implants—hip and knee joint [J]. *Mater Today: Proc*, 2020, 33(3): 4458-4466.
- [19] Zhang JY, Wang J, Tian DM, et al. Spherical center and rotating platform hinged knee prosthesis: Finite-element model establishment, verification and contact analysis [J]. *Knee*, 2020, 27(3): 731-739.
- [20] 贾巍, 张满栋, 陈维毅, 等. 股骨假体材料对人工膝关节置换性能的影响 [J]. *中国组织工程研究*,

- 2021, 25(10): 1477-1481.
- Jia W, Zhang MD, Chen WY, et al. Effects of femoral prosthesis materials on the performance of artificial knee replacement [J]. *Chin J Tissue Eng Res*, 2021, 25(10): 1477-1481.
- [21] Koh YG, Lee JA, Chung PK, et al. Computational analysis of customized cruciate retaining total knee arthroplasty restoration of native knee joint biomechanics [J]. *Artif Organs*, 2019, 43(5): 504-514.
- [22] Zhou F, Xue F, Zhang S. The application of 3D printing patient specific instrumentation model in total knee arthroplasty [J]. *Saudi J Biol Sci*, 2020, 27(5): 1217-1221.
- [23] 相昌鑫, 纪斌平, 陈维毅, 等. 不同偏移角度荷载下膝关节假体接触压力的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2019, 23(28): 4522-4528.
- Xiang CX, Ji BP, Chen WY, et al. Finite element analysis of contact pressure of knee joint prosthesis under different offset angle loads [J]. *Chin J Tissue Eng Res*, 2019, 23(28): 4522-4528.
- [24] Xie X, Rusly R, Desjardins JD, et al. Effect of rotational prosthetic alignment variation on tibiofemoral contact pressure distribution and joint kinematics in total knee replacement [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2017, 231(11): 1034-1047.
- [25] Su WL, You KD, Yang CC, et al. Stress analysis of improper femur cut in total knee arthroplasty by finite element method [J]. *J Mech*, 2019, 36(3): 315-322.
- [26] Patrick W, Matthias W, Arnd S, et al. Increase in the tibial slope in unicondylar knee replacement: analysis of the effect on the kinematics and ligaments in a weight-bearing finite element model [J]. *Biomed Res Int*, 2018, 2018: 8743604.
- [27] Kang KT, Park JH, Koh YG, et al. Biomechanical effects of posterior tibial slope on unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis [J]. *Bio-Med Mater Eng*, 2019, 30(2): 133-144.
- [28] Ding G, Li X, Sun M, et al. Meniscal transplantation and regeneration using functionalized polyurethane bionic scaffold and digital light processing 3D printing [J]. *Chem Eng J*, 2022, 431: 133861.
- [29] 柳辛墨, 章亚东, 聂振国, 等. 聚己内酯半月板支架应力-应变特性的有限元分析 [J]. *吉林大学学报(医学版)*, 2019, 45(2): 389-394; +474.
- Liu ZM, Zhang YD, Nie ZG, et al. Finite element analysis of stress-strain properties of polycaprolactone meniscus stents [J]. *J Jilin Univ (Med Edi)*, 2019, 45(2): 389-394; +474.
- [30] Shiram D, Yamako G, Chosa E, et al. Biomechanical evaluation of isotropic and shell-core composite meniscal implants for total meniscus replacement: a nonlinear Finite element study [J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 140084-140101.
- [31] Vaziri A, Nayeb-Hashemi H, Singh A, et al. Influence of meniscectomy and meniscus replacement on the stress distribution in human knee joint [J]. *Ann Biomed Eng*, 2008, 36(8): 1335-1344.
- [32] Shiram D, Yamako G, Chosa E, et al. Effects of a valgus unloader brace in the medial meniscectomized knee joint: a biomechanical study [J]. *J Orthop Surg Res*, 2019, 14(1): 44.
- [33] Yoon KH, Kim YH, Ha JH, et al. Biomechanical evaluation of double bundle augmentation of posterior cruciate ligament using finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2010, 25(10): 1042-1046.
- [34] Wang H, Kang H, Yao J, et al. Evaluation of a magnesium ring device for mechanical augmentation of a ruptured ACL: Finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2019, 68: 122-127.
- [35] Alomar AZ, Nasser A, Kumar A, et al. Hamstring graft diameter above 7mm has a lower risk of failure following anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Knee Surg Sport Tr A*, 2021, 30: 288-297.
- [36] Dhaher YY, Salehghaffari S, Adouni M. Biomechanical sensitivity of the knee joint after ACL-reconstruction surgery [C]. *Biomed Eng Conf*, 2017.
- [37] Parchi PD, Ciapini G, Paglialunga C, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction with LARS artificial ligament-clinical results after a long-term follow-up [J]. *Joints*, 2018, 23(3): 75-79.
- [38] 卢俊, 王富军, 劳继红, 等. 复合载荷下不同结构编织人工韧带的有限元分析 [J]. *纺织学报*, 2021, 42(08): 84-89.
- Lu J, Wang FJ, Lao JH, et al. Finite element analysis of braided artificial ligaments with different structures under compound loading [J]. *J Text Res*, 2021, 42(8): 84-89.
- [39] Halonen KS, Mononen ME, Töyräs J, et al. Optimal

- graft stiffness and pre-strain restore normal joint motion and cartilage responses in ACL reconstructed knee [J]. *J Biomech*, 2016, 49(13): 2566-2576.
- [40] Pache S, Castillo JD, Moatshe G, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction failure and revision surgery: current concepts [J]. *J Isakos*, 2020, 5(6): 1-8.
- [41] 吴艳, 曾旭文, 梁治平, 等. MR 评价前交叉韧带重建术后膝关节稳定性[J]. *中山大学学报(医学科学版)*, 2015, 36(2): 257-263.
- Wu Y, Zeng XW, Liang ZP, et al. MRI diagnosis of knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *J Sun Yat-sen Univ (Med Sci)*, 2015, 36(2): 257-263.
- [42] Cheng R, Wang H, Jiang Z, et al. The femoral tunnel drilling angle at 45° coronal and 45° sagittal provided the lowest peak stress and strain on the bone tunnels and anterior cruciate ligament graft [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 9: 797389.
- [43] Yao J, Wen CY, Zhang M, et al. Effect of tibial drill-guide angle on the mechanical environment at bone tunnel aperture after anatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Int Orthop*, 2014, 38(5): 973-981.
- [44] Wang H, Zhang M, Cheng CK. Changing the diameter of the bone tunnel is more effective than changing the tunnel shape for restoring joint functionality after ACL reconstruction [J]. *Front Bioeng Biotechnol* 2020, 8.
- [45] Robinson DL, Safai L, Harandi VJ, et al. Load response of an osseointegrated implant used in the treatment of unilateral transfemoral amputation: An early implant loosening case study [J]. *Clin Biomech*, 2020, 73: 201-212.
- [46] Wan C, Hao Z. Does the graft-tunnel friction influence knee joint kinematics and biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction? A finite element study [J]. *Comput Method Biomech*, 2018, 21(3): 278-286.
- [47] Mau JR, Hawkins KM, Woo LY, et al. Design of a new magnesium-based anterior cruciate ligament interference screw using finite element analysis [J]. *J Orthop Translat*, 2020, 20: 25-30.
- [48] Zheng C, Ma HY, Du YQ, et al. Finite element assessment of the screw and cement technique in total knee arthroplasty [J]. *BioMed Res Int*, 2020, 2020: 3708705.

(编辑 余菁)