

# 半月板有限元分析的研究进展

金波, 胡云根, 韩雷

(萧山区中医院, 浙江 杭州 311200)

**【摘要】** 对半月板生物力学研究一直是医学科研热点之一。有限元分析法(FEA)提供了一种新的思路和方法。通过建立半月板有限元模型,利用软件分析可获得正常半月板的应力应变分布特点,也可模拟半月板撕裂、半月板切除、以及膝关节各组织损伤,研究半月板力学特性的改变,为临床疾病的预防治疗以及康复提供理论力学依据。但目前的有限元分析法存在其局限性,未来建立高质量的有限元模型,使模型更真实反应半月板的解剖特点,以及将有限元分析法运用到更多的膝关节损伤中应是研究的方向。

**【关键词】** 半月板; 有限元分析; 生物力学; 综述

中图分类号:R684

DOI:10.3969/j.issn.1003-0034.2019.05.019

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**Progress in finite element analysis of meniscus** JIN Bo, HU Yun-gen, and HAN Lei. Xiaoshan Hospital of Traditional Chinese Medicine, Hangzhou 311200, Zhejiang, China

**ABSTRACT** The meniscus biomechanics is one of the hottest areas in medical research. Finite element analysis(FEA) provides a new method for biomechanical studies. Using the FEA, the stress force and strain distribution characteristics of the normal meniscus can be analysed by establishing the finite element model of the meniscus and utilizing finite element softwares. In addition, the finite simulation of the meniscus tears, meniscectomy, and knee tissue injury can assess the changes of meniscus biomechanical properties. These research results provide theoretical basis of biomechanics to prevent and treat knee joint injuries. However, the finite element analysis method has its limitations, future research will be aimed at establishing high quality finite element models, making the models offer more authentic simulations of the meniscus anatomy, and ensuring the FEA could be applied to research a variety of knee injuries.

**KEYWORDS** Meniscus; Finite element analysis; Biomechanics; Review literature

半月板是膝关节重要的组成结构之一,其位于胫骨内外侧平台与股骨内外侧髁之间的楔形纤维软骨环,内侧呈“C”形,外侧呈“O”形,其生物力学研究一直是临床科研热点。有限元分析(finite element analysis, FEA)利用数学近似的方法对真实物理系统进行模拟,最初应用于飞机结构的静力和动力特性分析,随后将其应用于骨科生物力学的研究,随着高分辨 CT 及 MRI 设备的发展和有限元分析软件处理能力的强大,有限元分析已被证实在生物力学方面具有明显的优越性<sup>[1]</sup>。

## 1 半月板有限元模型的建立

半月板有限元模型是在完整膝关节有限元模型基础上取半月板部分建立并进行有限元分析,膝关节有限元模型建立步骤包括:原始图像的采集;几何模型的建立;划分有限元网格、设定材料属性和参数、确定边界条件后建立有限元模型;利用软件进行

力学分析。早期膝关节模型各组织的信息采集困难,骨组织与软骨、半月板等组织的信息需分别采集,Donahue 等<sup>[1]</sup>最初通过 CT 扫描采集骨结构信息,激光三维坐标数字化系统采集半月板及关节软骨信息后建立半月板有限元模型。随着高分辨 CT 及 MRI 设备的发展,由于 CT 对骨组织有较高的分辨率,而 MRI 对软骨、半月板、韧带等组织有较高的分辨率,两种具有成像敏感性互补的特点,为提高数据采集的准确性,目前多联合 CT 和 MRI 采集图像信息。采集的信息输入医学图像处理软件(Mimics 等)建立几何模型,再通过逆向工程软件(Geomagic 等)对几何模型进行优化,对优化后的模型进行有限元网格划分,设定材料属性和参数、最终建立有限元模型。建立的模型需对其进行有效性验证,目前无统一的标准,验证的方法包括与实体力学试验数据对比、与既往文献数据对比等。最后准确的有限元技术分析还需要在建模中赋予适宜的边界条件。董跃福等<sup>[2]</sup>和陈文栋等<sup>[3]</sup>在研究膝关节伸直位和不同屈曲角度状态下半月板受力情况时设定了相应不同的边界条件

通讯作者:金波 E-mail:281903251@qq.com

Corresponding author: JIN Bo E-mail:281903251@qq.com

设定,以求接近其真实的力学环境。

有限元分析法作为一种近视数值分析方法存在其局限性,随着膝关节有限元分析更深入的研究,建立高质量的有限元模型是研究的基础。其中对网格划分、材料的属性及参数设定、边界条件的确定是关键环节,其影响模型的有效性,决定了分析结果的可靠性及准确性。网格划分获得的单元及节点越多,后续的计算精度越高,但相应的计算数量,研究时间及成本也越多,因此需根据不同的目的和要求划分网格。材料的属性及参数设定时,目前研究都理想化的假设各组织结构为各向同性,均质连续的线弹性体,以近似的建立人体的有限元模型进行力学分析<sup>[4]</sup>。综合文献,一般将骨性结构设定为刚体,将关节软骨设定为连续、均质、各向同性单相线弹性材料,将半月板设定为横向同性材料,将韧带结构设定为超弹性、各向同性材料<sup>[5-7]</sup>,但上述假设不可避免的导致与真实的人体膝关节生物力学差异,因此未来有限元分析对材料属性的研究因由单一均质、各向同性材料向非均质多属性、各向异性材料发展。目前膝关节各组织的结构参数多数学者参考文献获得<sup>[8-10]</sup>,回顾文献发现不同文献使用的参数存在较大的差异,造成实验结果的大相径庭。笔者认为国内学者在采用有限元分析法时采用的参数需符合国人的骨与软组织材料性质,未来应展开对不同种群、正常成人不同时期、以及正常生理状态及病理状态下各组织材料参数的测定,结合文献大数据以求获得最接近实体的参数。

### 2 正常半月板生物力学有限元分析

半月板是维持膝关节正常活动必不可少的结构,其作用包括润滑关节,缓冲震荡,吸收能量,维持稳定,传导应力等。目前建立的膝关节有限元模型已能够重建包括股骨、胫骨、髌骨、关节面软骨、半月板、前后交叉韧带等主要膝关节结构,可以模拟膝关节不同运动及受力状态,提供其他力学实验法无法直接获得的膝关节内部半月板的应力及应变。Meakin 等<sup>[11]</sup>通过有限元分析在轴向压力下半月板存在放射状扩张变形,最大应力点位于半月板中间体部外缘,Peña 等<sup>[12]</sup>发现 1 150 N 轴向应力下半月板传导了总应力的 80%,其中内侧半月板传导了总应力的 49%,并主要集中于其外侧缘。最大接触压力位于内侧半月板后角及外侧半月板前角,朱水文等<sup>[13]</sup>发现加载轴向 1 150 N 压力下半月板上有明显的位移中间半月板的接触压力明显偏高。在静态加载下,关节在大部分情况下维持着半月板和胫骨的垂直位移的关系。在较低的加载下,半月板变形不大;在承受较大压力下,半月板产生强大的变形以分

担大腿骨所承受的压力。董跃福等<sup>[2]</sup>分析发现膝关节伸直静立状态下内侧半月板剪切应力峰值出现在半月板中后部,挤压应力峰值出现在半月板后部,接触压峰值发生在半月板后部;外侧半月板剪切应力峰值位于半月板前角,挤压应力峰值位于半月板前角,接触压峰值位于其前部。陈文栋等<sup>[3,14]</sup>模拟在相同及不同载荷条件下屈曲过程中膝关节半月板生物力学变化,发现膝关节屈曲 0°、30°、60°、90°时,随着角度增加,最大应力点均从内侧半月板后角胫骨附着面前缘移动到外侧半月板前角胫骨附着面后缘,且外侧半月板应力范围大于内侧半月板;最大位移点均从接近内侧半月板内缘中点的地方移动到外侧半月板前外上缘,且外侧半月板的位移范围较内侧半月板位移大。

膝关节是人体最大的关节,其内部解剖结构复杂。实际解剖中,内侧半月板前角附着与胫骨髁间隆起和 ACL 前方,后角附着与 PCL 止点的前方及髁间隆起后方,外缘与关节囊相连,并经冠状韧带附着于胫骨上缘,外侧半月板前角附着于胫骨髁间隆起前方,后角止于髁间隆起后补和内侧半月板后前附着点的前方,其外缘后外侧部分因腓肌腱与关节囊分离,且外侧半月板通过 Wrisberg 和(或)Humphry 韧带附着与股骨内侧髁后部。目前对正常半月板有限元分析的文献多简化为半月板的前角、后角以及半月板外缘与胫骨平台的边缘相固定,以此来模拟半月板在胫骨平台的附着,同时尚未有文献建立包括冠状韧带、腓肌腱以及 Wrisberg、Humphry 韧带的有限元模型,因此未来需建立反应正常半月板解剖结构的有限元模型。

### 3 半月板撕裂及半月板切除术生物力学变化有限元分析

半月板损伤是常见的膝关节运动损伤之一。半月板损伤起初为小裂伤口,随负重活动增加,裂口逐渐加大,致完全断裂移位,引起间隙外隆起、交锁、膝关节不稳<sup>[15]</sup>,半月板的生物力学作用中,传导应力被认为其最重要的作用,当存在半月板损伤后传导应力失常会导致关节软骨退变形成膝关节关节炎<sup>[16]</sup>。朱水文等<sup>[14]</sup>发现在 1.15 kN 轴向加载条件下,半月板的最大应力是健康半月板>“V”形撕裂的半月板>纵向撕裂的半月板,最大应变与最大应力相对应,半月板撕裂会使半月板在损伤区域的应力和应变峰值增加;Bao 等<sup>[17]</sup>发现外侧半月板后角撕裂减少了胫股关节接触面积,增加了内外侧关节间隙的接触压力,在压应力荷载下外侧半月板体部及后角出现放射状的位移,当其板股韧带缺失时其接触面积的减少,接触压力的增加及位移的变化更明显;Dong

等<sup>[18]</sup>发现内侧半月板各型半月板撕裂均导致内侧关节软骨及半月板的接触压力及剪切应力峰值的增加,以斜形撕裂增加最明显,并发现纵型切除半月板其接触压力及剪切应力峰值增加最明显。

目前对半月板损伤手术治疗主要是在关节镜下进行,包括镜下半月板全切,次全切,部分切除及半月板修复缝合术、移植替代术等,以往的研究发现半月板切除虽早期能缓解症状,但远期会出现关节软骨退变,导致骨性关节炎形成,如果切除范围不当,会对关节软骨无法起到保护作用<sup>[19]</sup>。通过有限元分析半月板损伤及半月板切除术力学性能的变化规律,能为其导致的软骨退变及骨性关节炎形成提供力学机制的解释。Peña 等<sup>[10]</sup>发现行半月板切除后接触压力是正常膝关节的 2 倍,Vadher 等<sup>[20]</sup>发现切除超过 65%半月板后其最大剪切应力较正常膝关节增加 225%,Mononen 等<sup>[21]</sup>发现半月板切除后胫骨软骨的接触压力、应力、拉力及孔隙压力分别增加了 50%、44%、21%和 43%,增加主要出现在步态周期的前半步,Atmaca 等<sup>[22]</sup>半月板切除后发现胫骨软骨应力增大由切除的类型及总量相关,而于切除的部位无关。由于半月板切除会继发关节软骨退变,最终导致膝骨性关节炎的发生,近年来,随着关节镜技术的日臻成熟,半月板缝合修补和移植术开始运用于临床,目前认为:半月板在有可能治愈的情况下应予以修复,特别是年轻患者,当修复或非手术治疗不可能时,部分或全部半月板切除仍然是必要的。对半月板缝合修补和移植术的生物力学研究目前均以传统生物力学实验为主。目前何种缝合技术可获得更好的力学稳定性及有利于半月板愈合并无定论<sup>[23]</sup>,半月板移植的失败率较高,研究认为半月板移植失败的发生原因可能与移植半月板所处的生物力学环境有关<sup>[24]</sup>。有限元分析可模拟不同的缝合术式,且可对移植材料进行力学分析,未来运用有限元法是解决上述问题的可行方法。

#### 4 膝关节各部位病变半月板力学变化有限元分析

膝关节主要韧带损伤后,膝关节稳定性下降,半月板应力应变也随之改变,利用有限元分析 ACL 缺失前后内、外侧半月板的应力分布,陈凯宁等<sup>[25]</sup>发现当 ACL 缺失后,内侧半月板前角和后角的应力在膝伸直位和屈曲位显著增加,外侧半月板只在膝伸直位时比正常膝增加 39.5%。膝关节软骨损伤的治疗,因为关节软骨没有血管、神经及淋巴组织,修复能力有限。半月板损伤能导致软骨损伤,同时软骨损伤能加重半月板损伤,两者相辅相成,互为因果,共同加速关节退变,导致骨性关节炎的发生。有限元分析发现软骨损伤后半月板应力应变改变,解释了骨性关节炎

发生的力学机制。李青等<sup>[26]</sup>发现股骨内侧髁软骨出现直径 8 mm 的缺损时,内侧半月板最大接触应力较正常增加 64%,应力更集中在半月板内缘。Luczkiewicz 等<sup>[27]</sup>在其膝骨性关节炎模型中发现,当内侧胫骨关节软骨层厚度减少 50%时,内侧半月板增加了 95.3%位移形变,其半月板于胫骨软骨接触面积较少了 50%,并只传导了 48.4%总应力,正常膝关节则传导约 71.2%总应力。

膝关节各组织常见的损伤还包括半月板囊肿、髌骨脱位、膝关节脱位、膝关节内外翻畸形等,同时常见半月板合并骨、韧带、关节软骨及关节囊等组织损伤,如膝关节恐怖三联征即为前交叉韧带、内侧副韧带及内侧半月板三者合并损伤。上述病变传统生物力学实验研究受限于实体样本获取的困难,而有限元则可模拟这些病变复杂的力学环境,当前文献研究多针对半月板单纯撕裂进行研究,而尚无针对这些损伤的有限元分析研究。因此可以展望未来通过有限元更多的模拟这些膝关节损失,研究其力学机制,为临床预防治疗和康复提供力学理论依据。

#### 5 展望

半月板的生物力学功能有些已知或已被证实,但有些则是理论推测,需要更多的生物力学研究证实。有限元分析法的出现提供新的思路和方法,成为半月板生物力学研究不可或缺的研究方法。目前的有限元模型存在许多的简化和假设,存在其自身局限性。建立更高质量的有限元模型,建立的模型更真实反应膝关节解剖特点,同时将有限元分析法运用到更多的膝关节疾病研究中,应是未来研究的方向。有限元分析是一种理论研究,未来研究应使其与解剖学、生物力学试验、动物实验及临床随访相结合,使医生对疾病的生物力学机制有更深入的理解和预测,更多的研究理论成果转化运用于临床,真正为临床疾病研究服务。

#### 参考文献

- [1] Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, et al. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact[J]. J Biomech Eng, 2002, 124(3): 273-280.
- [2] 董跃福, 牟志芳, 蒋胜波, 等. 膝关节有限元解剖模型的构建及其力学分析[J]. 临床骨科杂志, 2015, 8(16): 686-692. DONG YF, MOU ZF, JIANG SB, et al. The construction of the anatomical finite element model of knee joint and its mechanical analysis[J]. Lin Chuang Gu Ke Za Zhi, 2015, 8(16): 686-692. Chinese.
- [3] 陈文栋, 杨光. 膝关节半月板三维有限元模型的动态仿真生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(31): 4658-4664. CHEN W, YANG G. Biomechanical analysis of dynamic simulation of three dimensional finite element models of knee joint meniscus [J]. Zhongguo Zu Zhi Gong Cheng Yan Jiu, 2016, 20(31): 4658-4664. Chinese.

- [4] 范宁,藏磊,海涌,等. 脊柱侧凸有限元建模方法的应用进展[J]. 中国骨伤, 2018, 31(4): 391-394.  
FAN N, ZANG L, HAI Y, et al. Progression on finite element modeling method in scoliosis[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2018, 31(4): 391-394. Chinese with abstract in English.
- [5] Meng Q, Jin Z, Wilcox R, et al. Computational investigation of the time-dependent contact behaviour of the human tibiofemoral joint under body weight[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2014, 228(11): 1193-1207.
- [6] Yang NH, Canavan PK, Nayeb-Hashemi H. The effect of the frontal plane tibiofemoral angle and varus knee moment on the contact stress and strain at the knee cartilage[J]. J Appl Biomech, 2010, 26(4): 432-443.
- [7] Yang NH, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, et al. Effect of frontal plane tibiofemoral angle on the stress and strain at the knee cartilage during the stance phase of gait[J]. J Orthop Res, 2010, 28(12): 1539-1547.
- [8] Li G, Lopez O, Rubash H. Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis[J]. J Biomech Eng, 2001, 123(4): 341-346.
- [9] 何川,李彦林,张振光,等. 不同屈曲状态下膝关节韧带生物力学的有限元分析[J]. 中国运动医学杂志, 2015, 34(7): 662-669.  
HE C, LI YL, ZHANG ZG, et al. Finite element analysis on biomechanical properties of knee ligaments under loading at different flexion angle[J]. Zhongguo Yun Dong Yi Xue Za Zhi, 2015, 34(7): 662-669. Chinese.
- [10] Peña E, Calvo B, Martínez MA, et al. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005, 20(5): 498-507.
- [11] Meakin JR, Shrive NG, Frank CB, et al. Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its behaviour[J]. Knee, 2003, 10(1): 33-41.
- [12] Peña E, Calvo B, Martínez MA, et al. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and meniscus in the healthy human knee joint[J]. J Biomech, 2006, 39(9): 1686-1701.
- [13] 朱水文,陈国平,彭伟. 基于 ANSYS 的人体膝关节半月板撕裂数值模拟[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 102-106.  
ZHU SW, CHEN GP, PENG W. Numerical simulation on meniscus tears of knee joint based on ANSYS[J]. Yi Xue Sheng Wu Li Xue, 2016, 31(2): 102-106. Chinese.
- [14] 陈文栋,杨光. 不同载荷条件下半月板动态仿真生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(11): 1742-1747.  
CHEN WD, YANG G. Biomechanical analysis of dynamic simulation of meniscus under different loading conditions[J]. Zhongguo Zu Zhi Gong Cheng Yan Jiu, 2017, 21(11): 1742-1747. Chinese.
- [15] 徐洪海,张峰,刘宁,等. 膝半月板损伤临床自然转归的研究[J]. 中国骨伤 2013, 26(10): 836-840.  
XU HH, ZHANG F, LIU N, et al. Clinical natural development in human meniscus injury[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2013, 26(10): 836-840. Chinese with abstract in English.
- [16] Walker PS, Erkman MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee[J]. Clin Orthop Relat Res, 1975, (109): 184-192.
- [17] Bao HR, 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.
- [18] Dong Y, Hu G, Dong Y, et al. The effect of meniscal tears and resultant partial meniscectomies on the knee contact stresses: a finite element analysis[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2014, 17(13): 1452-1463.
- [19] Ahn JH, Lee SH, Yoo JC, et al. Arthroscopic partial meniscectomy with repair of the peripheral tear for symptomatic discoid lateral meniscus in children: results of minimum 2 years of follow-up[J]. Arthroscopy, 2008, 24(8): 888-898.
- [20] Vadher SP, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, et al. Finite element modeling following partial meniscectomy: effect of various size of resection[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, 1: 2098-2101.
- [21] Mononen ME, Jurvelin JS, Korhonen RK. Effects of radial tears and partial meniscectomy of lateral meniscus on the knee joint mechanics during the stance phase of the gait cycle—A 3D finite element study[J]. J Orthop Res, 2013, 31(8): 1208-1217.
- [22] Atmaca H, Kesemenli CC, Memiolu K, et al. Changes in the loading of tibial articular cartilage following medial meniscectomy: a finite element analysis study[J]. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013, 21(12): 2667-2673.
- [23] 张元民,王国栋,赵晓伟. 不同半月板修复方式与半月板部分切除术后股胫关节的接触力学研究[J]. 实用医学杂志, 2014, 18(30): 2915-2918.  
ZHANG YM, WANG GD, ZHAO XW. Biomechanical effect of meniscal repair and partial meniscectomy on contact mechanics[J]. Shi Yong Yi Xue Za Zhi, 2014, 18(30): 2915-2918. Chinese.
- [24] 彭亮权,王大平,陆伟. 关节镜下同种异体半月板移植术后疗效观察以及关节镜二次探查报道[J]. 中国运动医学杂志, 2015, 34(6): 548-552.  
PENG LQ, WANG DP, LU W, et al. Clinical outcome of arthroscopic meniscal allograft transplantation and the follow-up results of second-look arthroscopy after the transplantation[J]. Zhongguo Yun Dong Yi Xue Za Zhi, 2015, 34(6): 548-552. Chinese.
- [25] 陈凯宁,农明善,叶青. 前交叉韧带缺失对膝半月板各部分应力影响的有限元研究[J]. 中国运动医学杂志, 2017, 36(7): 594-598.  
CHEN KN, NONG MS, YE Q, et al. Effects of anterior cruciate ligament deficiency on the stress distribution on each part of knee meniscus[J]. Zhongguo Yun Dong Yi Xue Za Zhi, 2017, 36(7): 594-598. Chinese.
- [26] 李青,李彦林,唐一萍. 股骨内髁软骨缺损对膝关节软骨、半月板应力的影响[J]. 中国医学计算机成像杂志, 2014, 20(3): 260-263.  
LI Q, LI YL, TANG YP. Effects of the cartilage defect on the stress of articular cartilage and meniscus[J]. Zhongguo Yi Xue Ji Suan Ji Cheng Xiang Za Zhi, 2014, 20(3): 260-263. Chinese.
- [27] Luczkiewicz P, Daszkiewicz K, Chróścielewski J, et al. The influence of articular cartilage thickness reduction on meniscus biomechanics[J]. PLoS One, 2016, 11(12): e0167733.