

· 综 述 ·

有限元分析法在人体下肢关节损伤生物力学中的研究进展*

许定国 综述, 刘述芝[△], 陈源吨 审校

(重庆大学体育学院 400044)

关键词: 下肢关节; 有限元分析; 损伤; 生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1671-8348.2013.20.047

文献标识码: A

文章编号: 1671-8348(2013)20-2423-02

有限元分析法(finite element method, FEM)是伴随计算机技术的飞速发展而在工程科学领域广泛应用的研究方法。近年来,因为具有强大的建模功能使其在人体损伤生物力学研究中得到广泛应用和快速发展。目前,运用有限元分析进行运动损伤与康复主要是利用软件建立三维人体或者假体结构模型,在几何约束、温度特性、固定载荷和冲击载荷等实验条件下仿真,通过求解获得在人体拉伸、弯曲、扭转和抗疲劳等不同力学实验条件下模型任意部位应力应变分布、极限破坏分析等的变化情况。本文就近年来有限元分析在下肢关节运动损伤生物力学研究中的应用进展作如下综述。

1 下肢关节有限元模型研究

由于人体下肢关节的解剖结构的独特性和生理功能的复杂性,有限元分析因能够实现对人体复杂结构进行真实模拟和准确分析而成为目前最常用的关节生物力学研究手段,但是重建逼真而有效的模型则是进行有限元分析的首要步骤。通过文献总结可以看出下肢关节有限元建模所需的几何数据多来源于静态或者准静态的医学成像系统扫描,如 CT、MRI、数字化人体图像,几何重建解剖学对象多以成人健康活体组织、假体组织、死体组织为主,似乎关于病理组织、婴幼儿和青少年的非常少见。建模的各组成部分逐渐完整,这使得所建模型组成与真实结构越来越接近,精确度逐步提高。但是有限元分析中的生物材料性能多为静态或者准静态下线弹性、各向同性假设,这与实际中人体骨骼肌肉系统组织的动态非线性、黏弹性和各向异性存在误差,其物理相似性有待进一步提高。四面体单元由于其较好的适应性得到较多的采用。

2 下肢关节损伤的有限元分析

2.1 髌关节损伤的有限元分析 髌关节是人体重要承重关节,其骨折创伤程度较重,经常由于治疗复位不完全,容易出现股骨头坏死或骨关节炎等严重后果。众多学者通过对坏死股骨头的塌陷情况作有限元分析表明,正常载荷(300 N)下大于 40%的股骨头坏死组织有发生塌陷的危险,小于 40%的坏死组织则在较大载荷下才发生塌陷的危险,为预见股骨头坏死进展提供了依据。另有相同研究认为随着步幅和外展角度增加,股骨近段应力分布改变最大应力值逐渐增大,提示步幅及髌关节外展角度的大小能够影响股骨头应力分布,股骨头坏死患者日常治疗生活及功能练习时应减小步幅及外展角。

髌臼位于股骨与骨盆之间应力传导的中心部位。马文辉等^[1]通过对正常步态周期步态不同时期正常髌臼和缺损髌臼的 Von Mises 应力分布发现,正常髌臼区最高应力发生在髌臼上部外缘,髌臼区应力分裂为指向髌臼上部外缘的主要部分和指向耻骨支撑区的次要部分,而缺损髌臼在关节力作用下上部缺损区负荷传导的部位从髌臼缘的前上方变到后上方和耻骨支撑区,为进行髌关节假体翻修的设计提供了临床参考。韩树

洋等^[2]也得出类似结论,同时更指出与球形和旋转轴形髌臼相比,旋转轴形髌臼产生了类似解剖学模型的接触分布,能够更好地描述髌臼的解剖形态及其接触力学行为。

据报道,亚洲地区由骨质疏松引起的髌部骨折发病率比过去 30 年增加了 3 倍。彭李华^[3]首次通过建立骨质疏松股骨三维有限元模型进行分析发现,股骨应力的传导主要是从内、外侧皮质传导的,都是从近段向远端逐渐升高约在中下 1/3 处应力逐渐下降,应力最高处在股骨内侧,股骨内侧应力在股骨距及股骨中段较高。全髌关节置换是有限元分析最为广泛的应用。至目前,全髌关节置换术前术后髌关节应力的分布情况、骨水泥残余应力和应力遮挡情况、假体设计与优化、全髌关节置换术后假体表面聚乙烯磨损和假体术后脱位的研究均取得很大进展。如有研究认为全髌关节置换术前术后髌关节应力主要分布在股骨干上端 1/3 处,在股骨假体柄颈结合处,假体外侧、假体的远端与股骨接触处是假体置换后应力在体内传递的真实反映。置换术后关节应力通过假体而非通过骨小梁从股骨头传到股骨,造成的应力遮挡使骨组织吸收进而萎缩,降低其承载能力,导致假体松动、股骨骨折、术后疼痛等^[4-10]。

2.2 膝关节损伤的有限元分析 膝关节是人体所有关节中结构最为复杂,也是临床上十分常见的受伤部位。

股骨骨折在交通伤、高坠伤鉴定中尤为多见。交通股骨骨折的致伤方式主要有撞击、碾压、挤压等。邹东华等^[11]研究认为股骨在受到由外向内冲击作用后发生瞬间骨折的原因是应力集中于受力侧与对侧,受力侧主要表现为受压应力,而对侧主要表现为受拉应力;由于骨抗拉强度小于抗压强度,故股骨首先在拉应力集中部位发生骨折,然后沿应力集中部位向受力侧延伸,股骨骨折部位单元失效时 Von Mises 应力值在 130~140 MPa,前交叉韧带是膝关节内的核心稳定结构,其损伤将会导致膝关节的不稳及继发的退行性骨关节炎。汪田福等^[12]的研究表明当胫骨收到 100 N 的向前推力时,外侧副韧带(LCL)和后交叉韧带(PCL)处于松弛状态,此时前交叉韧带(ACL)和内侧副韧带(MCL)的内应力很小,且分布在韧带与胫骨和股骨的连接处;当 ACL 出现不同程度的损伤后,ACL 承受载荷能力下降,MCL 的负荷及 Von Mises 应力明显增加,其应力分布由原来韧带两端向韧带腹部延伸,同时膝关节前向位移增加导致关节软骨及半月板的 Mises 应力增加,在某种程度上可以认为 ACL 损伤造成膝关节稳定性下降的同时也加速了关节软骨及半月板的磨损或损伤。姚杰等^[13]利用膝关节有限元模型,对半蹲式跳伞着陆过程进行数值模拟,认为跳伞着陆的高速冲击是造成关节损伤的直接原因,外侧关节软骨和半月板更易受到损伤,前交叉韧带和内侧副韧带较易在屈膝幅度最大时发生撕裂。除了急性损伤外,长期从事跳伞活动的人,可能会因为这些区域的不正常应力分布而产生慢性损伤和关

* 基金项目:中央高校基本科研业务经费资助项目(022300520500)。 作者简介:许定国(1963~),副教授,硕士,主要从事运动人体科学研究工作。 △ 通讯作者:Tel:13658330788;E-mail:lyiwlyf@163.com。

节疾病。在许多体育活动中,如冰球、滑雪、足球等,内侧副韧带损伤的发生率非常高,占到所有严重膝关节损伤的 40%。王海鹏等^[14]研究发现,在膝关节 0°~0°时,膝关节的外翻活动最容易造成 MCL 的损伤。在膝关节 60°~90°时,膝关节的外翻活动最容易造成 MCL 的损伤。在膝关节屈曲 120°时没有危险动作,这些数据可以更好地研究 MCL 的损伤机制,为预防 MCL 的运动损伤提供理论基础。

髌腱病(跳跃者膝)是运动员中最常见的疾病之一。主要表现为训练中跑、跳或蹲时出现膝关节髌腱-胫骨结合部的疼痛。相关研究表明,髌腱病运动员的股内斜肌肌力相对增大导致髌腱近端止点内侧受力下降,外侧受力增大,该受力异常现象随着运动员肌力不平衡的股四头肌收缩反复出现,可能导致髌腱近端止点外侧受到反复的相对增大的受力,因此更容易引起髌腱组织退变,从而促进髌腱病的发生^[15]。

膝关节损伤后的康复通常采用的方法是进行膝关节矫形或置换,对严重病变的膝关节,则采用外科全膝置换手术,与膝关节假体相关的有限元研究也越来越多的被人所关注。如内固定器的生物材料有限元分析假体破坏的有限元分析、对线不齐的人工膝关节有限元分析、接触应力分析、置换后骨重建的有限元分析^[16-23]。

2.3 踝关节损伤的有限元分析 足踝部是人体的承重点,足踝部损伤无论在普通人群还是优秀运动员人群中的发生率都比较高。李建设等^[24]的研究表明,对跳高踏跳足跟落地瞬间,大部分地面冲击力通过后关节面传导至跟骨中部致使跟骨三角区成为高应变区域,长时间受力可能会导致跟骨发生疲劳性骨折。戴海飞等^[25]通过建立足踝部三维几何模型,模拟人体踝关节内旋、外旋的受力状况,分析接触压力及 Von Mises 应力分布,发现在外旋作用下胫距后韧带对踝关节的稳定性具有重要作用,而在内旋作用下跟腓韧带对踝关节的稳定性具有重要作用,其为临床踝关节损伤的治疗提供理论依据。国内外学者研究发现,着地期足跟承受张应力的最大部位是跟骨载距突部,起步相时跟骨的最大应力值出现在跟腱附着处,距骨背部也是应力相对比较大的区域,虽然这些部位是应力集中区域,但并不是临床上足部疾病的多发处。跟骰关节的应力值在起步时相最高,且应力主要集中在关节面的中上部(临床上为足部关节炎的多发部位),提示过高的应力可能是造成关节炎多发的主要原因。有研究通过 FEM 对 3 个步态时相足部的受力情况分析显示:起步相跟、距骨的 Von Mises 应力值最高,导致后关节面 Von Mises 等效应力中心前移,使绝大部分应力集中在后关节面的前下部邻近外侧,从力学的角度分析认为此区域是跟骨压缩性骨折的第一条骨折线常发的原因;距骨颈的应力值虽然相对较高,此区域恰好是距骨中解剖结构的最薄弱部位,所以造成距骨颈骨折高发。有研究模拟跟骨骨折后发现距下关节面塌陷,Boehler 角变小造成后距下关节面应力较正常增大。跟骰关节、距舟关节面的应力增高造成力线外移,导致步态异常,因此,造成术后跟骰关节炎发生率增加。胫骨应力骨折是新兵应力骨折中发病率最高者。FEM 研究表明纵向应力在胫骨上中 1/3 交界处形成应力集中,其应力值明显高于其他部位。同时,研究也表明导致足部损伤的又一主要原因是反复应力作用。国内王旭等^[26]通过分析正常足负重后拇趾外翻和外展与第一跖列的空间位置改变的关系发现,随着反复应力作用,支持结构力量会越来越弱。当支持力不足以维持关节结构的正常位置时必将会产生拇趾外翻畸形^[27-28]。

3 展 望

由于人体下肢关节复杂的几何形状和边界条件,如何对有限元分析模型合理简化和加以约束是有限元分析的难点之一。

虽然已有许多新的表面提取技术和算法使得几何重建的精度显著提高,但是目前的研究模型多将骨骼肌肉系统的组织假设为在静态或准静态载荷条件下可以接受的均匀、各向同性的线弹性材料,更多的是忽略了真实动态条件下人体骨骼肌肉系统的非线性、黏弹性和各向异性,因此建立动态下适应骨骼肌肉系统的非线性和各向异性模型将会成为今后有限元研究的重点。

同时,模型的几何参数数据主要来源于 CT、MRI、X 线片等医学成像系统,虽然可较精确地获得骨骼的几何数据,但是韧带、肌肉和腱膜等软组织的几何数据主要来源于解剖学研究获得的实验数据,而国内独立的材料参数测试及研究工作尚不成熟,大多数有限元研究的材料参数均参考国外的文献资料,国人的材料参数与国外文献资料相比是否存在差异,正常与损伤状态下材料参数比较是否存在差异,均有待继续深入研究。

此外,有限元建模的最终目的在于为临床提供生物力学基础和理论依据,任何已构建的有限元模型都不是对实际情况的绝对模拟。因此,有限元模型的计算结果必要时还需结合体内或体外实验、动物实验和临床观察来进行比较分析,否则有限元分析的结果是令人怀疑的。

相信随着活体生物测量技术、计算机软件边界和表面提取技术的发展,能够获取各种骨骼肌肉组织材料的力学特性,建立与真实情况更加相符的包含多种组织结构的有限元模型,为人体各关节损伤退变机制、治疗方法的改进、假体设计、各种内固定器的研制和改进等方面提供临床和理论依据。

参考文献:

- [1] 马文辉. 髌臼缺损有限元模型的建立及力学分析[J]. 中国组织工程与临床康复, 2010, 14(43): 8004-8008.
- [2] 韩树洋, 葛世荣. 髌臼几何形态对髌关节接触力学行为的影响[J]. 医用生物力学, 2012, 27(3): 264-269.
- [3] 彭李华. 骨质疏松股骨三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程与临床康复, 2010, 14(9): 1545-1548.
- [4] Hu H, Xiong CY, Han GW. Finite element analysis of lumbar pelvic and proximal femur model with simulate lumbar rotatory manipulation[J]. Zhong guo Gu Shang, 2012, 25(7): 582-586.
- [5] 田丰德. 步幅大小及髌关节外展角度对坏死股骨头影响的三维有限元分析[J]. 中国组织工程与临床康复, 2012, 16(17): 3052-3055.
- [6] Abdul-Kadir MR, Hansen U, Klabunde R, et al. Finite element modeling of primary hip stem stability: the effect of interference fit[J]. J Biomech, 2008, 41(3): 587-594.
- [7] 郭子学, 侯丽丽, 赵锋, 等. 不同截面股骨假体置换后假体与股骨应力的有限元分析[J]. 中华骨科杂志, 2010, 30(11): 1167-1172.
- [8] Pérez MA, Palacios J. Comparative finite element analysis of the de-bonding process in different concepts of cemented hip implants[J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(6): 2093-2106.
- [9] 展影. 有限元分析在髌关节表面置换中的应用[J]. 国际医学放射学杂志, 2010, 33(4): 329-331.
- [10] Blumenfeld TJ, Glaser DA, Bargar WL, et al. In vivo assessment of total hip femoral head separation from the acetabular cup during 4 common daily activities[J]. Orthopedics, 2011, 34(6): 127-129.
- [11] 邹东华. 股骨有限元模型的建立及损伤(下转第 2431 页)

的情况任命各专业的质量控制人员、药品管理人员和专业组秘书;每周定期抽查 1/3 专业试验的情况,如实规范记录在机构日常检查记录本上,及时上报机构主任并将检查中发现的问题反馈给研究者,责令并督促其立即整改;在每周一或周五工作日定期组织质量控制人员和药品管理人员开会,将检查中发现的错误作为反面教材组织学习加深印象,并将会议规范完整记录在机构会议记录本;严格对各专业临床试验研究者资格审查,将审查合格的研究者履历、GCP 证书、学历证书、职称证书按科室分类统一在机构备案,未经机构审查同意的研究者不得参与临床试验;无 GCP 专用药房的医疗机构可统一制定并发放药物保存温湿度记录本、不良事件及严重不良事件记录本等文本,以确保规范统一试验中所需的格式要求。

3.4 完善受试者权益保护机制 《赫尔辛基宣言》中指出:“在人体医学研究中,对受试者健康的考虑应优先于科学和社会的兴趣^[6]。药物临床试验具有高风险性,且多数受试者在临床试验中自我保护意识薄弱,如何保护受试者的合法权益成为我国临床试验发展的重大障碍。目前,对临床试验导致的损害救济国内尚无相关法律直接规定,有学者建议“可以追究医疗机构的违约责任和侵权责任”^[7],但更多的学者倾向于适用类似于特殊医疗侵权过错推定的侵权责任。现今,当发生药物临床试验受试者权益受侵害时,受试者多数愿意接受申办方及试验机构提出的协商赔偿数额,国内相关案件的判例微乎其微。探索建立风险管理机制,把检查与风险管理的理念相结合,逐步加强主动检查工作,加强对一类新药、涉及特殊受试人群、疫苗类产品等检查力度^[4],可借鉴美国设立社会药物临床试验风险

补偿基金的方式,将药物临床试验受试者风险转移至该基金会。其次,加强国内药物临床试验领域的专项立法工作,明确受试者损害所适用的法律责任追责原则,建立适宜受试者保护的司法救济专用通道,为受试者权益提供法律上的保障。

参考文献:

- [1] 付晓娟,雷晓坤,余剑. 临床试验中美国受试者权益保障体系的借鉴意义[J]. 职业时空,2007,15(8):81.
 - [2] 国家药品监督管理局. 药品临床试验管理规范[S]. 北京:国家药品监督管理局,2000.
 - [3] 施燕,金丽,张小刚,陈丹霞,何志高. 我院药物临床试验机构规范化管理探讨[J]. 中国药房,2012,23(21):1933-1935.
 - [4] 张正付,沈玉红,李正奇. 我国药物临床试验监管现状[J]. 中国临床药理学与治疗学,2011,16(9):961-964.
 - [5] 晏小勇,陈永法. 药物临床试验规范性影响因素研究综述[J]. 现代商贸工业,2012,25(8):37-38.
 - [6] WMA General Assembly. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects[J]. HIV Clin Trials, 2001,2(1):92-95.
 - [7] 周建松. 浅谈试药所致医疗纠纷及救济[J]. 四川省干部函授学院学报,2009,11(4):62-64.
- (收稿日期:2013-01-08 修回日期:2013-03-15)
-
- (上接第 2424 页)
- 生物力学验证[J]. 法医学杂志,2011,27(4):241-245.
- [12] 汪田福. 前交叉韧带生物力学特性及其损伤对膝关节稳定性的影响[J]. 清华大学学报:自然科学版,2010,50(7):1005-1008.
 - [13] 姚杰,牛文鑫,王肠,等. 跳伞着陆过程中膝关节损伤的有限元研究[J]. 医用生物力学,2010,25(4):247-248
 - [14] 王海鹏,王友,容可,等. 三维有限元法分析膝关节内侧副韧带的生物力学功能[J]. 医用生物力学,2012,27(1):40-44.
 - [15] 华因汇. 股内斜肌/股外侧肌肌力不平衡对髌键末端受力影响的有限元分析[D]. 上海:复旦大学,2007.
 - [16] 李晓森. 全膝关节假体三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2011,15(13):2304-2308.
 - [17] 胡杨,董跃福,徐卿荣,等. 全膝关节置换股骨假体植入定位参数有限元分析及优化[J]. 临床骨科杂志,2012,15(3):334-338.
 - [18] Completo A, Rego A, Fonseca F, et al. Biomechanical evaluation of proximal tibia behaviour with the use of femoral stems in revision TKA: An in vitro and finite element analysis[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010, 25(2): 159-165.
 - [19] Kluess D, Mittelmeier W, Bader R. Intra-operative impaction of total knee replacements: An explicit finite-element analysis of principal stresses in ceramic vs. cobalt-chromium femoral components[J]. Clin Biomech, 2010, 25(10): 1018-1024.
 - [20] Hopkins AR, New AM, Rodriguez-y-Baena F, et al. Finite element analysis of uni-compartmental knee arthroplasty [J]. Med Eng Phys, 2010, 32(1): 14-21.
 - [21] Bucki M, Lobos C, Payan Y. A fast and robust patient specific Finite Element mesh registration technique: Application to 60 clinical cases[J]. Med Image Anal, 2010, 14(3):303-317.
 - [22] Catani F, Innocenti B, Belvedere C, et al. The Mark Coventry Award: Articular contact estimation in TKA using in vivo kinematics and finite element analysis[J]. Clin Orthop Relat Res, 2010, 468(1): 19-28.
 - [23] Baldwin MA, Clary CW, Fitzpatrick CK, et al. Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics[J]. J Biomech, 2012, 45(3): 474-483.
 - [24] 李建设,顾耀东, Lake M, 等. 踏跳瞬间足后部骨骼的三维有限元分析[J]. 医用生物力学, 2008, 23(2): 127-130.
 - [25] 戴海飞,余斌,张凯瑞,等. 踝关节周围韧带损伤对距骨稳定性影响的有限元分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2012, 27(2): 121-124.
 - [26] 王旭,陶凯,马昕,等. 第一跖列负重变化对趾形态影响的有限元分析[J]. 复旦大学学报:医学版, 2006, 33(2): 167-171.
 - [27] 王旭,马昕,陶凯,等. 足踝有限元模型的建立与初步临床应用[J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(2): 287-291.
 - [28] 李云婷,陶凯,王冬梅,等. 足底软组织硬化对足部生物力学性能影响的三维有限元分析[J]. 医用生物力学, 2009, 24(3): 169-173.
- (收稿日期:2013-01-14 修回日期:2013-03-15)