

文章编号:1004-7220(2009)05-0333-05

人体膝关节动态有限元模型及其在TKR中的应用

王建平¹, 吴海山², 王成焘¹

(1.上海交通大学机械与动力工程学院,上海 200240; 2.上海长征医院骨科,上海 200433)

摘要: **目的** 研究膝关节高屈曲活动下运动和应力等的动态特征。为膝关节生物摩擦学研究提供相对运动和应力分布等生物力学数据。**方法** 建立包括人体主要骨与软组织的全膝关节置换前后的膝关节的动态有限元模型,对天然及全膝置换后膝关节下蹲运动和接触应力分布进行分析,并与相应的尸体实验的结果进行验证分析。**结果** 通过有限元分析,获得高屈曲膝关节的三维相对运动参数,胫股关节和髌股关节的接触位置和应力等动态力学参数。有限元分析结果表明,分别在膝关节过伸和高屈曲时,在胫骨高分子聚乙烯平台的胫骨平台轮柱和平台前部的交界处、胫骨平台内后方和轮柱后部3个区域发生较高的接触应力。这些也正是假体发生较高磨损率的区域。**结论** 所建立的有限元模型能够对于膝关节下蹲动作的运动、接触等力学行为进行评估,为临床膝关节全膝置换术、膝关节假体的摩擦学研究及其膝关节假体设计提供有力的分析工具。

关键词: 膝关节; 动态有限元模型; 膝关节假体; 相对运动; 接触应力

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Dynamic finite element modeling of human knee joint and application in TKR

WANG Jian-ping¹, WU Hai-shan², WANG Cheng-tao¹. (1. School of Mechanical Engineering Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China; 2. Orthopaedics of Changzheng Hospital, Shanghai 200433, China)

Abstract: Objective For the research of relative motion and dynamic biomechanics of knee joint during squat. Providing the data of relative motion and biomechanics of knee joint for research of bio-tribology. **Method** Dynamic finite element (FE) model of knee and after total knee replacement (TKR), which include tibio-femoral, patello-femoral articulations and the surrounding soft tissues, were developed in this research, to simulate both the kinematics and the internal stresses during squat simulation. The kinematic simulating results and the contact stresses distribution of a full deformable contact analysis of knee and prosthetic knee joint during squat, were verified by comparing with the data from an unique experiment. **Result** The dynamic 3D relative movement data and the contact distribution and stress of both tibiofemoral and patellofemoral joint in dynamic deep flexion were obtained. The results showed that relatively higher contact stresses were distributed in three different areas: the interface of cam-post and the anterior tibia insert, medial-posterior tibia insert and posterior tibia trabecula. These were also main areas with high wear rate. **Conclusions** The established dynamic FE models are capable of predicting the kinematics and the stresses during squat, and could be a efficient tool for the analysis of TKR, research of bio-tribology and knee prosthesis design.

Key words: Knee; Dynamic FE model; Knee joint prosthesis; Relative kinematics; Contact stresses

收稿日期:2009-09-27

基金项目:国家自然科学基金重点项目(50535050,30530230)

作者简介:王建平(1969-),男,博士生,研究方向:机械工程和骨科生物力学研究。

通讯作者:王成焘,男,教授,博士生导师,E-mail:trib@sjtu.edu.cn。

人体膝关节生物摩擦学的研究、人体膝关节假体的设计与临床应用依赖于膝关节假体在人体膝关节中的运动与力学研究。下蹲是亚洲人群生活中常用的身体姿势,这种典型姿势使得人体下肢的关节活动度与西方人种产生显著差别:蹲伏时,髌关节弯曲达 $130^{\circ} - 180^{\circ}$,膝关节弯曲达 $111^{\circ} - 165^{\circ}$;盘腿坐姿时,髌关节弯曲达 $90^{\circ} - 100^{\circ}$,膝关节弯曲达 $111^{\circ} - 165^{\circ}$ ^[1],下蹲时双腿极度屈曲,使得身体由单脚或双脚承担^[2]。这个位置髌、膝关节和踝关节的屈曲度最大,关节受力增大,增加了关节置换手术成功的难度,而这些典型运动姿态下的力学参数正是关节假体设计的基本力学依据,这就要求对人体下蹲这种典型运动做全面、准确的运动学测量和动力学分析,从而得出符合亚洲人种的生物力学数据,为相应的关节假体设计提供可靠的基本力学依据。

对于自然人而言,很难精确地确定其膝关节内部关节及周围软组织的应力大小、分布。对于膝关节假体,在设计阶段、临床应用之前,建立能够有效计算的力学模型,进行生物力学评价是一种有效的方式。以前的膝关节有限元模型通常是针对静态或准静态加载条件下进行的计算,不能在接触力学计算的同时预测膝关节相对运动。

动态有限元分析方法用于进行全膝关节置换力学分析正在逐步被采用^[3-6]。这种模型能在动态加

载条件下分析膝关节假体的运动和接触力学^[3,4]。目前,该方法多数通过建立摩擦测试标准下的模型,评估摩擦行为。到目前为止,文献报道的模型通常是以规定的运动方式作为加载条件进行分析^[4]。

近年来,国内、外很少有关下蹲的膝关节力学分析。本文分别建立了天然膝关节以及全膝关节置换后的膝关节下蹲时的有限元模型,并进行了相应尸体实验,以便针对膝关节假体下蹲时的运动和应力等的动态特征进行分析。模型包括股胫关节、髌股关节及其韧带等软组织。以股四头肌力等作为加载条件,对膝关节假体下蹲下的运动和接触应力分布进行分析,并与相应的尸体实验的结果进行验证分析。

1 材料与方法

根据健康志愿者 CT 和 MRI 图像,建立了包括骨组织以及软组织:髌骨、股骨和胫骨;软骨、半月板、前后交叉韧带、内外侧副韧带、髌腱和股四头肌腱等在内的三维几何解剖模型。同时采用 PFC 假体 (Sigma PFC, Depuy Orthopaedics, Indiana, U.S.A.),经反求建立了假体三维模型。模拟全膝置换手术,将假体装配在膝关节三维几何解剖模型上。

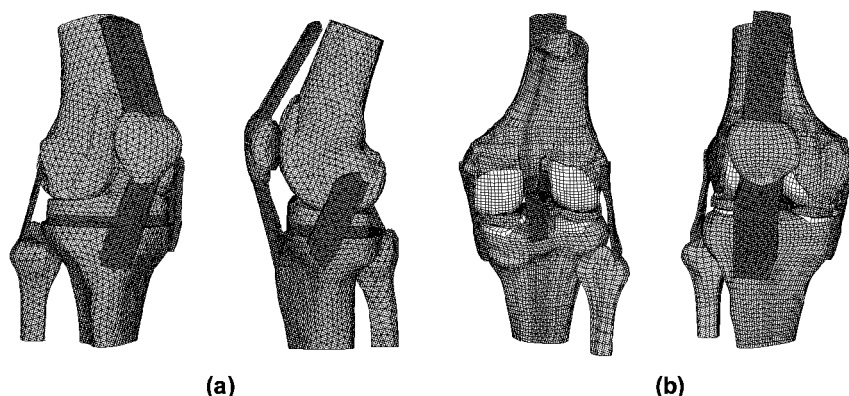


图1 (a) 全膝置换后有限元模型, (b) 天然膝关节有限元模型

Fig.1 (a) The FE model of knee after TKA, (b) The FE model of knee.

将所建立的自然膝关节以及全膝置换后的膝关节的几何三维模型划分为有限元网格。天然以及全膝置换后膝关节有限元模型中单元类型分别为六面体和四面体,单元总数分别为46 778,30 723。对于

骨组织以及金属材料定义材料属性为各向同性和线弹性。超高分子聚乙烯垫片采用非线性弹塑性可变形材料属性^[3,7]。软组织的材料属性定义为非线性弹性材料^[8]。高分子聚乙烯与钴铬钼材料的摩擦

系数定义为 0.04^[3]。针对股骨、高分子聚乙烯衬垫、胫骨平台、髌骨假体以及其他软组织,天然以及全息置换后膝关节有限元模型中分别定义了 9 个和 7 个表面接触副。采用带加权因子的罚函数法^[4]。

建立的有限元模型在 ABAQUS-6.5.1 软件 (HKS, Pawtucket, RI) 中进行关节的相对运动和接触问题分析。

2 结果

通过全膝关节置换前后的动态有限元计算,获得健康膝关节和全膝置换后膝关节的运动和关节接触应力等的生物力学数据。

图 2 为健康膝关节胫股关节的相对运动,其中,图 2(a) 为胫股关节的相对内外旋和内收外展,图 2(b) 为胫股关节中心在前后、内外和近远端的平移。从图中可以看出,随着膝关节屈曲的加深,胫骨的内旋不断增加,到屈曲大约 90° 内旋开始减小;同时,胫骨发生 9° 左右的外展。随着屈曲加深,健康膝关节股骨向后的平移增加;股骨髁在高屈曲时脱离胫骨表面几毫米,与后部半月板接触;在整个屈曲过程中,内外侧方向发生较小的平移,这些结果也与文献[9,10]中进行的深屈曲胫股关节运动结果基本一致。

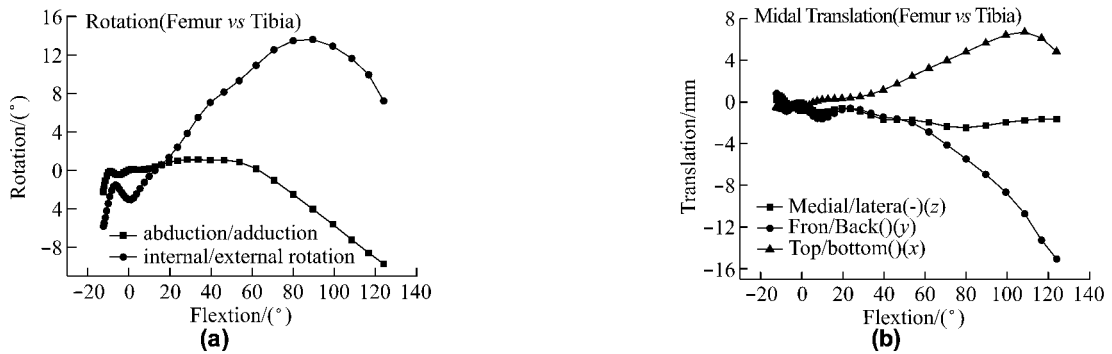


图 2 胫股关节相对运动 (a)胫股关节的内外旋和内收外展, (b)胫股关节的平移

Fig.2 The relative movement of tibiofemoral joint (a) Internal/external and abduction/adduction of tibiofemoral joint, (b) Translation of tibiofemoral joint

图 3 和图 4 分别为全膝置换后胫骨关节聚乙烯假体上在典型屈曲位置下的接触应力及其与尸体实验相比较的结果。由图可见,随着屈曲的加深,在伸

展位时应力相对较高,随后应力减小;到 15° 左右应力开始增加;从屈曲 30° ~ 90° 的应力值变化不大;在 90° 屈曲之后,应力随着屈曲的加深而增长。

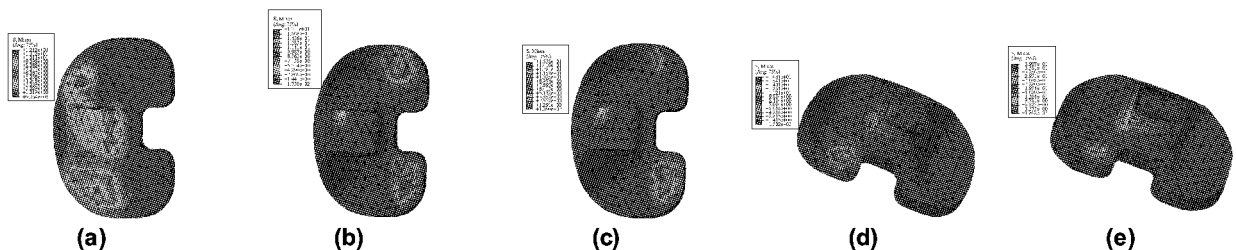


图 3 在 0°、30°、60°、90°、120° 屈曲时胫骨聚乙烯假体上的接触应力 (a) 0° 屈曲的接触应力, (b) 30° 屈曲的接触应力, (c) 60° 屈曲的接触应力, (d) 90° 屈曲的接触应力, (e) 120° 屈曲的接触应力

Fig.3 Contact stress of 0°, 30°, 60°, 90°, 120° flexion on insert (a) Stress distribution of 0° flexion, (b) Stress distribution of 30° flexion, (c) Stress distribution of 60° flexion, (d) Stress distribution of 90° flexion, (e) Stress distribution of 120° flexion

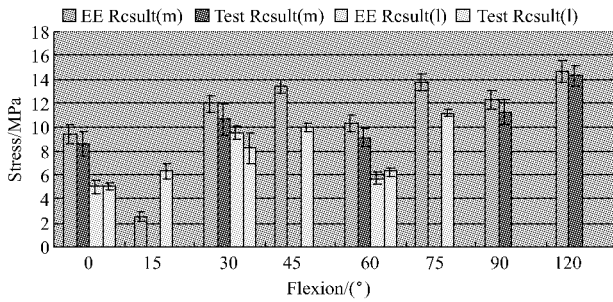


图4 实验与有限元模型之间胫骨聚乙烯假体上的应力比较。其中,m指胫骨假体内侧,l指胫骨假体外侧
Fig.4 Stress comparison applied to insert between experimentally measured and the FE results, where m refers to the medial insert, and l refers to the lateral insert

图5为全膝置换后髌骨聚乙烯衬垫上在典型屈曲位置下的接触应力及其与尸体实验相比较的结果。随着膝关节屈曲,髌骨与股骨接触区域向髌骨近端偏移。在屈曲90°之前,接触应力的变化不大。而髌骨接触应力在高屈曲时发生较高应力的应力集中现象。

3 讨论

对于全膝关节置换后的有限元模型,从过伸15°到屈曲约130°的下蹲行为进行了计算,根据计算结果表明,在整个下蹲运动过程中,相对较高的接触应力主要发生在胫骨高分子聚乙烯平台的3个区域,如图6所示。

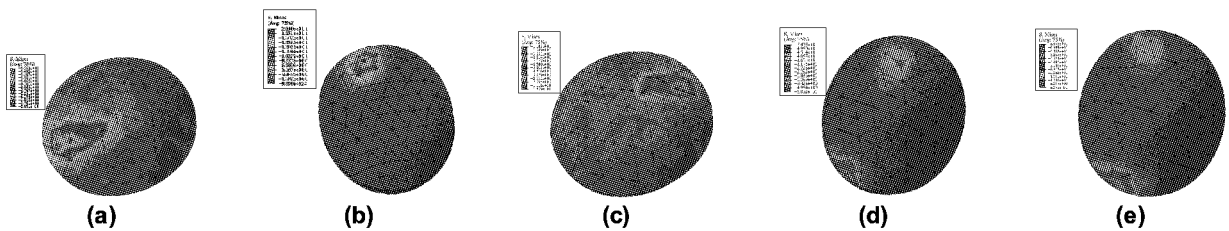


图5 在0°、30°、60°、90°、120°屈曲时髌骨衬垫上的接触应力 (a)0°屈曲的接触应力,(b)30°屈曲的接触应力,(c)60°屈曲的接触应力,(d)90°屈曲的接触应力,(e)120°屈曲的接触应力
Fig.5 Stress of 0°,30°,60°,90°,120° flexion on button (a) Stress distribution of 0° flexion, (b) Stress distribution of 30° flexion, (c) Stress distribution of 60° flexion, (d) Stress distribution of 90° flexion, (e) Stress distribution of 120° flexion

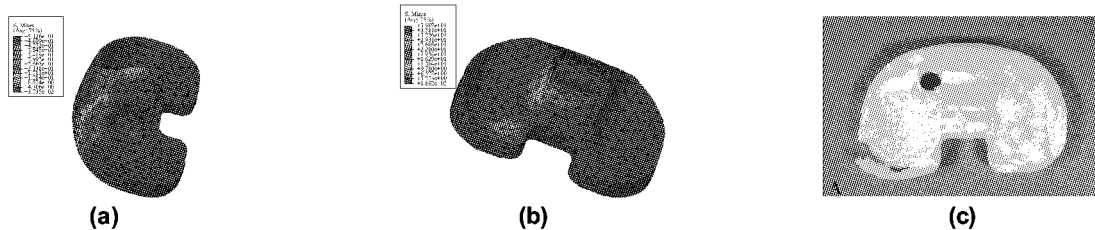


图6 高应力发生区域 (a)过伸15°时的高应力,(b)120°屈曲时胫骨聚乙烯上的高应力,(c)膝关节PFC(Press-Fit Condylar)胫骨聚乙烯假体内后部发生严重磨损以及边缘的剥离^[11]
Fig.6 The three higher contact stress regions (a) Stress on tibia of -15° flexion, (b) Stress on tibia of 120° flexion, (c) A severely degraded Press-Fit Condylar polyethylene tibial insert with significant delamination on the articular surfaces is shown^[11]

在膝关节过伸过程中,在胫骨平台轮柱和平台前部的交界处发生应力集中,峰值接触应力逐渐增加,直至过伸15°时应力达到最大值25.58 MPa,如图6(a)所示。同样Huang等建立有限元模型,进行胫骨轮柱与股骨假体髁间凹接触分析,发现与本文具有类似的结果。同时,在过伸过程中,伴随发生胫

骨轮柱侧面的较高的应力集中^[11],与本文的计算结果也是一致的。轮柱机制的发生,是出现这种应力集中的直接原因,此时胫骨柱状突与股骨假体髁间部发生撞击(box-post impingement)导致峰值接触压急剧增高。

当股骨相对胫骨的屈曲达到120°时,胫骨柱状

突与股骨假体髁间部发生撞击 (box-post impingement), 此时在胫骨柱状突的后方, 产生较大的接触应力集中, 峰值接触压达到 25.38 MPa [见图 6(b)]. Klein 等^[12]使用力学实验装置测量了膝关节假体股骨与胫骨平台的扭转, 这种扭转由胫骨柱状突与股骨假体髁间部发生撞击引起, 是引发膝关节运动范围受到限制的主要原因, 同时引起膝关节假体的松脱和过度磨损, 如图 6(c) 所示。为回收的膝关节 PFC (Press-Fit Condylar) 胫骨聚乙烯假体, 假体表面内后部发生严重磨损以及边缘的剥离^[13]。

当膝关节屈曲达到 120° 时, 在胫骨平台的后防接近后侧缘处发生较高的峰值接触应力, 达到股骨与胫骨假体在髁部接触应力的最大值, 14.71 MPa [见图 6(b)]。此时, 股骨假体的后侧缘与胫骨平台内侧髁后部接近后侧缘处接触, 由于接触面积急剧减小, 直接导致相对较高的接触应力。基于此种原因, 在膝关节假体设计中适当增加股骨假体后髁的高度和厚度, 将有助于避免在高屈曲下出现较高峰值接触应力的应力集中。

通过观察比较股骨内外侧髁的接触, 可以发现, 在膝关节屈曲达到 80° 以上的屈曲过程中, 在股骨外侧髁没有接触发生。此时, 对于广泛使用的后稳定型固定平台的膝关节假体, 胫骨柱状突与股骨假体髁间部发生撞击 (box-post impingement) 引起胫骨平台外旋。因此, 后方内侧软组织张力明显提高, 外侧软组织张力下降, 直接导致股胫关节内外侧髁的接触不对称, 胫骨轮柱发生过度磨损和变形。股胫关节之间属于高分子聚乙烯和钴铬钼金属接触界面, 这种应力集中的发生是高分子聚乙烯假体后方磨损以及假体早期松动的主要原因^[14]。

对于髌股关节, 在膝关节屈曲过程中, 由于股四头肌、髌韧带的作用, 在屈曲 90° 之前, 随着屈曲的加深, 尽管负荷不断增长, 接触应力的变化不大。这是由于随着屈曲加深, 当髌股关节屈曲大约 60° 后, 髌骨与股骨的内外上髁分别接触, 使得接触面积增加, 因而, 尽管在髌股关节面的负荷增加, 但是接触应力的变化却不大。当膝关节屈曲超过 90° 后, 随着股骨髁间凹的加宽, 在股四头肌腱与髌腱的综合作用下, 髌骨的周向边缘与股骨两侧髁接触, 接触面积急剧减小, 从而发生较高的应力集中, 这可能引发髌骨聚乙烯假体周向边缘的过度磨损。

4 结 语

针对健康膝关节及全膝置换后高屈曲运动和应力等的动态特征进行分析, 本文分别建立了进行全膝关节置换前后的膝关节下蹲活动的动态有限元模型, 并进行了相应尸体验证实验。对膝关节下蹲下的三维运动和接触应力分布进行分析, 并与相应的尸体实验的结果进行验证分析。结果表明, 该有限元模型能够对于膝关节下蹲动作的运动、接触等力学行为进行有效的评估, 为临床膝关节全膝置换术、膝关节假体的摩擦学研究及其膝关节假体设计提供有力的分析工具。

参考文献:

- [1] Mohamed SH, Brian PK, Derek VC. Kinematics of the knee joint in deep flexion: a radiographic Assessment [J]. *Medical Engineering & Physics*, 1998, 20, 302-307.
- [2] Prost JH. Varieties of human posture. *Human Biology*, 1974, 46:1-19.
- [3] Godest AC, Beaugonin M, Haug E, et al. Simulation of a knee joint replacement during gait cycle using explicit finite element analysis [J]. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35: 267-275.
- [4] Halloran JP, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics [J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38 (2): 323-331.
- [5] Giddings VL, Kurtz SM, Edidin AA. Total knee replacement polyethylene stresses during loading in a knee simulator [J]. *Journal of Tribology-Transactions of the ASME*, 2001, 123: 842-847.
- [6] Otto JK, Callaghan JJ, Brown TD. The coventry award paper - Mobility and contact mechanics of a rotating platform total knee replacement [J]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2001, 392: 24-37.
- [7] Taylor M, Barrett DS. Explicit finite element simulation of eccentric loading in total knee replacement [J]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2003, 414: 162-171.
- [8] Pena E, Calvo B, Martínez MA, et al. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint [J]. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39 (9): 1686-1701.
- [9] Dyrby CO, Toney MK, Andriacchi TP. 27 Relation between knee flexion and tibial-femoral rotation during activities involving deep flexion [J]. *Gait & Posture*, 1997, 5(2): 179.

(下转第 343 页)