

# 基于 CT 影像动态膝关节有限元模型的构建及仿真力学分析

陈彦飞<sup>1</sup>, 鲁超<sup>1</sup>, 赵勇<sup>2</sup>, 成永忠<sup>2</sup>, 乔锋<sup>1</sup>, 秦伟凯<sup>2</sup>, 侯成志<sup>2</sup>, 刘广伟<sup>2</sup>

(1. 西安交通大学附属红会医院骨科, 陕西 西安 710054; 2. 中国中医科学院望京医院骨伤综合科, 北京 100102)

**【摘要】** 目的: 基于 CT 影像资料构建动态性膝关节有限元模型, 并进行模型的有效性验证和初步的有限元分析, 为膝关节的生物力学研究提供仿真模型和基础数据。**方法:** 选取 1 名健康男性膝关节 CT 资料, 借助 Mimics 19.0 和 Hypermesh 12.0 等软件, 从膝关节的三维模型构建入手, 经几何重建、逆向工程、网格划分、材料定性等步骤, 建立高仿真的有限元模型。通过确定边界条件和扭矩加载产生动态性的屈膝模型, 并进行模型的有效性验证。予有限元模型施加近似屈膝活动时所承受的载荷 (500 N), 研究分析不同屈膝角度下胫股关节和髌股关节的生物力学变化。**结果:** 基于 CT 影像并结合解剖特性建立了膝关节有限元模型, 模型包括骨、韧带、软骨、半月板和髌骨支持带等三维单元, 在确立边界条件后施加不同扭矩产生了不同屈膝状态下的有限元模型。根据等同工况 (屈膝 30°, 股四头肌腱受 200 N 牵张) 加载显示髌骨的应力峰值为 2.209 MPa, 平均 Mises 应力为 1.132 MPa; 股骨滑车的应力峰值为 1.405 MPa, 平均 Mises 应力 0.936 MPa, 与既往研究比较差异性在 1%~13.5%, 证明模型的有效性。动态性的模型加载发现: 胫股关节的 Mises 应力随屈膝角度增加而下降; 而髌股关节的 Mises 应力与屈膝角度正相关, 不同屈膝角度下各软骨应力面的 Mises 应力对比, 差异均有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。**结论:** 研究建立的有限元模型结构更趋完整, 可有效模拟动态性膝关节的生物力学特性, 为膝关节进一步的仿真力学研究提供了支撑。

**【关键词】** 膝关节; 有限元分析; 仿真力学; 屈膝角度

中图分类号: R684

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2020.05.018

开放科学 (资源服务) 标识码 (OSID):



**Construction and simulation mechanical analysis of dynamic knee joint finite element model based on CT image**  
CHEN Yan-fei, LU Chao, ZHAO Yong\*, CHENG Yong-zhong, QIAO Feng, QIN Wei-kai, HOU Cheng-zhi, and LIU Guang-wei. \*Department of Orthopaedics and Trauma, Wangjing Hospital of China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100102, China

**ABSTRACT Objective:** To construct a dynamic knee joint finite element model based on CT image data and verify the validity of the model. To provide a simulation model and basic data for biomechanical research of the knee joint by further finite element analysis. **Methods:** The CT data of a healthy male knee joint was selected. With the help of Mimics 19.0 and Hypermesh 12.0 software, a high simulation finite element model of knee joint was established following steps, including geometric reconstruction, reverse engineering, meshing and material characterization. The dynamic knee flexion model was generated by determining the boundary conditions and torque loading, and the validity of the model was confirmed. The biomechanical changes of the tibiofemoral and patellofemoral joints under different knee flexion angles were analyzed by applying the loads (500 N) to the finite element model during knee flexion. **Results:** A finite element model of knee joint was established based on CT images and anatomical characteristics. The model included three-dimensional elements such as bone, ligament, cartilage, meniscus and patellar retinaculum. The different finite element models of knee flexion states were produced by applying different torques after establishing boundary conditions. According to equivalent conditions (knee flexion 30 degrees, quadriceps tendon under 200 N stretch), the peak stress value of patella was 2.209 MPa and the average Mises stress was 1.132 MPa; the peak stress value of femoral trochlear was 1.405 MPa and the average Mises stress was 0.936 MPa. The validity of the model was proved by the difference between the model and previous studies of 1% to 13.5%. Dynamic model loading showed that the Mises stress of tibiofemoral joint decreased with the increase of knee flexion angle, while the Mises stress of patellofemoral joint

基金项目: 陕西省科技厅自然科学基金基础研究项目 (编号: 2017JM8118); 中央级公益性科研院所基本科研业务费自主选题 (编号: ZZ11-034); 北京市科委首都临床特色应用研究与成果推广项目 (编号: Z151100004015158)

Fund program: Natural Science Foundation Research Program of Shaanxi Department of Science and Technology (No. 2017JM8118)

通讯作者: 赵勇 E-mail: zhaoyong423@163.com

Corresponding author: ZHAO Yong E-mail: zhaoyong423@163.com

was positively correlated with knee flexion angle. The Mises stress of cartilage stress planes at different knee flexion angles was significantly different ( $P < 0.05$ ). **Conclusion:** The finite element model established in this study is more comprehensive and can effectively simulate the biomechanical characteristics of dynamic knee joint, which provides support for further simulation mechanics researches of the knee joint.

**KEYWORDS** Knee joint; Finite element analysis; Simulation mechanics; Knee flexion angle

膝关节的功能依赖于股胫关节和髌股关节的共同参与,并与膝周相关韧带密切相关。因其解剖特性和生理承载功能使得膝关节成为最易损伤和退变的关节之一,发病可出现明显的力学异常,导致行动不便。因此,膝关节的生物力学研究对关节的防护和相关疾病的治疗有非常重要的指导作用。有限元分析符合人体生物力学研究的可视化和无创性要求,成为目前膝关节及相关疾病最为有效的研究方法之一。现已的研究多集中于近静态性的膝关节仿真力学研究,可切实反应膝关节的应力机制<sup>[1-2]</sup>,但基于真实世界的动态性有限元研究较少,也使得运动过程中膝关节力学机制的参考数据捉襟见肘。本研究基于 CT 影像资料构建了不同屈膝角度的动态性膝关节有限元模型,并进行了有效性验证和初步的仿真力学分析,为膝关节生物力学的研究提供基础力学数据,并对新材料的应用和 3D 打印等外科技术的开展提供基础指导。

## 1 材料与方法

### 1.1 实验材料

硬件设备:多层螺旋 CT 机(西门子公司(SIEMENS,德国)64 排螺旋 CT 机,由望京医院影像科提供);计算机:联想 ThinkStation 工作站(Windows 8.1 操作系统,CPU Intel Pentium P6000,内存 32 G,CPU 主频:1.86 GHz,显存 8 GB)。软件设备:Mimics 19.0(Materialise 公司,比利时);Solidworks 2016(达索 SIMULIA 公司,原 ABAQUS 公司,美国);Hypermesh 12.0(Altair 公司,美国);Ansys 18.0(ANSYS 公司,美国)。本研究所采用软件数据宽度均为 64 位,可满足三维动画和机械分析。

### 1.2 实验对象

依据 GB10000-88 国家标准 50 百分位数据,自愿招募 1 名健康成年男性(年龄 29 岁,身高 171 cm,体重 58 kg)志愿者的目标膝关节无形态学异常。志愿者对研究目的知情,并经伦理委员会审核同意。扫描成像过程中志愿者的膝关节处于非负重、伸膝中立位,保持足趾垂直于水平面,使髌骨在上。采用 Brightspeed 扫描仪对志愿者右膝关节自股骨中下 1/3 至胫腓骨上段行全程扫描,扫描条件为层厚和层距均为 1 mm。本次 CT 扫描成像共 339 张,扫描获得的断层图像数据以 DICOM 格式刻录于光盘以供有限元软件读取和转化。

### 1.3 实验过程

**1.3.1 CT 图像的提取与转化** 将存储于光盘的 DICOM 格式 CT 影像原始资料导入 Mimics 软件,并进行矢量化处理。正常软组织的 CT 值(亨氏单位, HU)为 0~200 Hu,骨质的 CT 值介于 226~2 311 Hu 之间,利用组织间 DICOM 影像灰度值的差异确定阈值范围,进而界定骨结构的边界。采用逐个涂层的方式,依次生成股骨、胫骨、髌骨及腓骨的 Mask 文件,以 stl 格式导出,并导入 Geomagic Studio 12.0 系统进行修复。为了保证 Ansys 18.0 软件对有限元模型计算分析的规格需求,需要将单位面片数降低至小于 1.5 万片,缩减过程中尽量避免对模型功能性的改变。将全部处理完善的目标模块以 stl 格式导入 Solidworks 2016 软件转换成 X-T 文件,以进一步在 Ansys 18.0 进行有限元处理。

**1.3.2 膝关节三维模型的构建及网格划分** 骨性结构是根据 CT 值的不同在 Mimics 软件进行提取,并通过阈值界定、区域增长和骨髓腔填充形成几何模型,再通过逆向工程形成有限元实体。关节软骨则是基于解剖特点由胫骨近端、股骨远端和髌骨背面平行的网格层状分割构建,髌韧带、股四头肌腱及半月板均是根据原始 CT 资料的显影进行手动描绘,并经逆向工程形成三维实体结构。髌韧带是股四头肌腱经包绕髌骨后于胫骨结节的延伸单元,为了便于分网和计算,在建模过程中予以分别创建股四头肌腱及髌韧带实体,后期可采用接触关系分别与髌骨建立 tie 连接。此时有限元模型是在伸膝 0° 静立位,为了模拟不同屈膝角度下关节软骨的应力变化,在边界条件确定后予模型施加不同扭矩,使其形成观察所需的目标屈膝模型,如此即能有效展现同一膝关节的动态生物力学变化。本研究中膝关节模型的总网格数为 631 029 个,节点数为 185 291 个,有限元模型中各组织结构的网格数及单元节点数见表 1,C3D8 表示 8 节点 6 面体(hexahedral),C3D6 为 6 节点 5 面体(wedge),C3D4 为 4 节点 4 面体(tetrahedral),各网格均为线性单元类型。

**1.3.3 膝周相关韧带的构建** 根据既往有限元模型的韧带参数设定<sup>[3]</sup>,本研究在 Abaqus 软件中将交叉韧带、侧副韧带及髌骨支持带定义为仅承受牵张应力的 Ogden-3 型非线性超弹性材料,以弹簧单元代替,基于韧带起止点的应力牵拉,本研究采用弹簧

表 1 膝关节有限元模型分网参数

Tab.1 Meshing and parameters setting of the finite element model of the knee joint

名称	节点数	网格数	单元类型及数量
髌骨	13 038	37 607	C3D8(8 263)、C3D6(135)、C3D4(29 209)
股骨	63 864	204 477	C3D8(35 958)、C3D6(1 444)、C3D4(167 075)
胫骨	70 271	244 509	C3D8(33 944)、C3D6(2 459)、C3D4(208 106)
腓骨	16 038	50 077	C3D8(9 164)、C3D6(216)、C3D4(40 697)
半月板	5 219	20 042	C3D4(20 042)
股四头肌腱	12 101	56 207	C3D4(56 207)
髌韧带	4 760	18 110	C3D4(18 110)

单元组模拟单一韧带。根据各条韧带解剖学特点,最终重建出 6 组韧带/支持带(表 2)。

表 2 膝周主要韧带参数

Tab.2 Parameters of major ligaments around the knee

韧带	弹簧数目	刚度系数(N/mm)
外髌骨支持带	14	50
内髌骨支持带	12	50
侧副韧带(单条)	3	30
交叉韧带(单条)	2	20

**1.3.4 定义材料属性** 有限元模型中骨骼组织和实体韧带单元的材料属性参照既往的组织材料性质研究结果进行赋值<sup>[4-5]</sup>。有限元研究人体生物力学的模型中将骨骼定义为刚性材料,即试验加载过程中不考虑骨质的负荷性变形。在 Mimics 软件的 FEA Material 模块对骨性结构按其灰度值赋予相对应的材料属性,皮质骨的弹性模量为 12 000 MPa,泊松比为 0.3;松质骨的弹性模量为 100 MPa,泊松比为 0.2。软骨组织视为单相的各向同性线弹性材料,弹性模量为 15 MPa,泊松比为 0.3;半月板视为弹性模量为 59 MPa,泊松比为 0.49 横向同性材料。韧带及髌骨支持带定义为仅承受牵张应力的 Ogden-3 型非线性超弹性材料,以弹簧单元组代替(见表 2)。

**1.3.5 确立边界条件** 确定边界条件是有限元模型分析计算的前提,本研究采用动态屈膝关节的有限元研究,根据髌股关节的运动特点及其力学属性,对模型的胫、腓骨远端施加全约束,其垂直位的位移和旋转均为 0,以保证膝关节有足够的活动韧性以及增加计算观察的直观度。在髌韧带与髌骨、髌韧带与胫骨结节、股四头肌腱与髌骨、半月板下缘面与胫骨平台之间建立 tie 连接(4 对);设定各条韧带和髌骨支持带与其骨性起止点的接触面为绑定(12 对),此时建立的接触设置为不变形及移动。半

月板及胫骨平台软骨与股骨软骨定义为摩擦系数为 0.001 penalty (罚函数)的有摩擦接触,接触面为常态行为,接触方向属性为 Hard。

**1.3.6 动态膝关节模型的仿真力学加载** 股骨恒定位置时,通过胫腓骨的活动从屈膝 90°到伸膝位过程中,股四头肌腱承受平均值大约为 200 N 的牵张应力。基于人体生理条件下的承重比例及该实验对象的体重,本模型加载

参数设定为股四头肌上端施加 200 N 的拉力,对膝关节施加 500 N 的垂直载荷。依据膝关节在平地步行约屈曲 30°和楼梯运动屈曲 90°,故本研究设定在不同的仿真屈膝角度下(即:伸膝 0°位、屈膝 30°位、屈膝 90°位)通过负荷加载,对比分析髌股关节和髌股关节的在不同屈膝状态下的应力变化。

**2 结果**

**2.1 高仿真动态性膝关节三维有限元模型的构建**

本研究基于 CT 影像资料提取、阈值界定、区域生长、几何重建、逆向工程、网格划分、材料赋值、确立边界及接触关系等流程,完成了筋、骨结构完整的有限元模型(图 1)。模型不仅构建了骨骼、半月板等较大结构,还增加了主要韧带/支持带,并分割了关节软骨、皮质骨与松质骨,总计构建独立的组织单元 14 个,细化的组织单元可达 21 个。研究取材体位为静卧时的伸膝 0°自然位,通过确定边界条件固定胫、腓骨远端使股骨相对活动,施加不同扭矩产生不同的膝关节屈曲状态(图 2),构成了动态化的高仿真模型,能更加逼真地反映人体膝关节的生物力学特性。

**2.2 有限元模型的有效性验证**

工况设置:在屈膝 30°静力位,以股四头肌腱承受平均值大约为 200 N 的牵张应力,膝关节(或胫骨平台)无载荷承受。通过本模型的有限元分析计算发现:髌骨的应力带横向分布于髌骨中央,应力集中点在髌骨中央的软骨凸起部,应力峰值为 2.209 MPa,平均 Mises 应力为 1.132 MPa;股骨的应力分布于滑车中央的上凹部,应力峰值为 1.405 MPa,平均 0.936 MPa(见图 3),与既往文献比较差异性在 1%~13.5%,证明模型的有效性。

以等同工况进行有限元分析的实验有:(1)钱文多等<sup>[6]</sup>通过关节镜手术治疗髌股关节紊乱的有限元分析测试发现,在分析计算得出手术前髌骨的应力峰值为 2.072 MPa,手术后应力峰值为 1.687 MPa。(2)杨滨等<sup>[7]</sup>以 II、III 型髌骨(根据髌骨外侧关节面

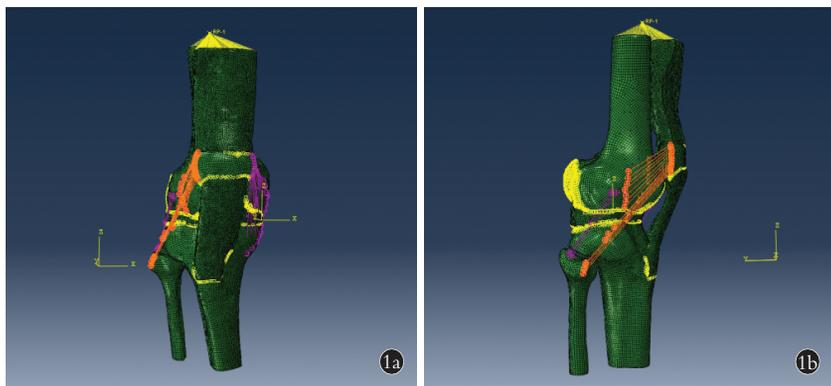


图 1 伸膝 0°位有限元模型 1a. 正面观 1b. 侧面观  
Fig.1 Finite element model of knee extension at 0° 1a. Front view 1b. Lateral view

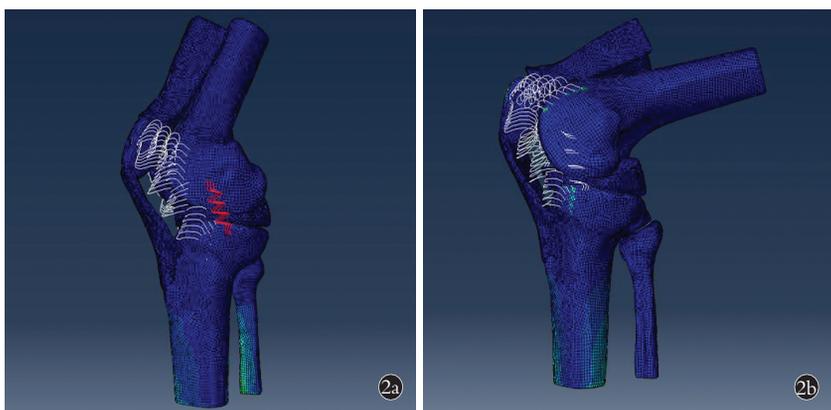


图 2 动态性有限元模型 2a. 屈膝 30°位 2b. 屈膝 90°位  
Fig.2 The dynamic finite element model of knee 2a. Knee flexion 30° 2b. Knee flexion 90°

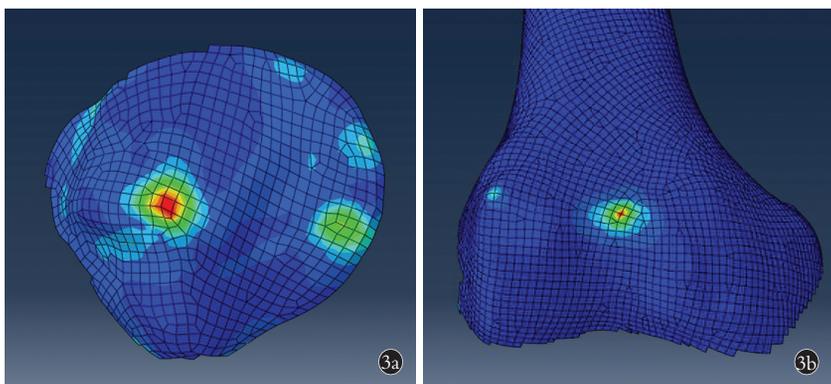


图 3 有限元模型加载的等效力云图 3a. 髌骨软骨 3b. 股骨软骨  
Fig.3 Equivalent force nephogram of finite element model 3a. Patella cartilage 3b. Femur cartilage

逐渐增大分型) 的解剖为基础研究髌股关节应力分布发现: II 型髌骨的关节应力峰值为 2.364 MPa, 平均应力 1.018 MPa, 应力呈横向广泛分布于髌股关节面; III 型髌骨的关节接触面应力峰值为 2.509 MPa, 平均 1.347 MPa, 应力分布以髌骨外侧为主。基于此, 本研究与以往文献所计算的应力峰值基本一致,

因此可认为本模型的构建准确性和动态应用有效性。在此基础上, 可以进行后续的加载分析实验。

### 2.3 不同屈膝角度的仿真力学分析

人体双足站立静态位置下单膝承重约为体重的 43%, 单足站立静态位则承受自身 93% 的体重。本研究中志愿者体重为 58 kg, 按相对行走静立位单膝承重为  $58\text{ kg} \times 0.93 = 53.94\text{ kg}$ , 近似换算以 500 N 定义加载。本模型加载参数设定为在不同的屈膝角度 (即伸膝 0°位、屈膝 30°位、屈膝 90°位), 对股四头肌上端施加 200 N 的拉力, 对膝关节施加 500 N 的垂直载荷。研究发现: 不同屈膝角度下各软骨应力面的 Mises 应力对比, 其单一关节面在不同屈膝角度, 差异均有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。表现为: 分布于胫股关节面的 Mises 应力虽随膝角度的增加而下降; 而髌股关节面所承受的 Mises 应力与屈膝角度正相关 (表 3)。

### 3 讨论

#### 3.1 “筋束骨”理论指导下仿真膝关节模型的构建

中医学有“宗筋束骨而利关节”、“久行伤筋、久立伤骨”之说, 认为膝关节是筋、骨结构的统一体, 筋联骨, 骨络筋, 二者协同为用, 进而保证其负重和屈伸功能。为了得到膝关节更加准确的生物力学研究数据, 就需要同时将骨等支撑性结构和软组织等连接装置考虑在内, 建立更加接近人体生理特性的仿真模型, 虽然计算量及分析难度增加, 但这有利于增加有限元研究的可信度。本研究基于 CT 影像和解剖学特点总

计构建独立的组织单元 14 个, 细化的组织单元可达 21 个, 结构更趋完善的有限元模型能更加直观准确地反应膝关节的生理属性, 并为进一步的分析计算提供了良好的实验平台。该模型与既往研究的报道<sup>[6-7]</sup>在应力分布、应力峰值等数据相似, 说明了该模型是有效的, 而且模型的动态屈伸能有利于更加

表 3 不同屈膝角度的仿真力学结果(MPa)  
Tab.3 Simulated mechanical results of different knee bending angles(MPa)

屈膝角度	胫骨软骨	股骨髁软骨	髌骨软骨	股骨滑车软骨
0°	15.67	16.02	1.936	2.015
30°	11.27	14.84	5.494	5.444
90°	10.83	12.46	6.483	6.104

直观地理解应力转换。实验中采用垂直负荷加载并动态模拟演示膝关节屈曲 30°和 90°时的应力变化,揭示了基于真实世界的胫股关节和髌股关节的生物力学机制,获得了客观的研究数据。

### 3.2 有限元技术促使膝关节生物力学研究更加科学高效

有限元分析法减少了以往生物力学对动物实验和尸体标本的依赖,可直接提取研究对象的几何结构,通过材料属性赋值,经计算机模拟负荷加载和数学分析,准确计算关节结构的应力分散情况,是工学在医学中的延伸应用,成为现有活体生物力学研究的优势方向之一。有限元模型可有效分析生理性膝关节在活动过程中对静力性、动力性稳定结构对膝关节保护的力学机制,可为膝关节疾病的预防提供重要的数据支持。有研究<sup>[8]</sup>证实内侧髌股韧带为髌骨的稳定性发挥了 55%~80%的作用,从而保证其与股骨滑车的适配度,可指导膝关节运动。相比生理性数据的参考,有限元分析在病理性实验所带来的力学数据价值更大。如外伤出现膝关节生物力学机制紊乱,可产生下肢力线偏移和局部应力集中,此时矫正软组织平衡结构或改变骨性结构恢复力线,使局部应力均衡复原<sup>[9]</sup>,利用有限元模型重建,模拟韧带重建对膝关节的稳定作用可为手术提供数据支持。有限元分析亦能有效验证外科干预所引起的力学改变是否利于关节生物学属性,并为临床新材料、新技术的开展提供基础数据指导<sup>[10]</sup>,可指导新材料的塑造与更新。另外,随着传统中医针具治疗筋骨疾病生物力学机制的更深层次研究<sup>[11]</sup>,有限元分析技术也将参与进来并发挥积极的作用,为中医外治疗法提供科学依据。总之,有限元模型减少了研究过程中的繁琐程序和技术难点,使膝关节的生物力学研究更加趋于科学简捷。

### 3.3 膝关节有限元模型的仿真力学分析

良好的关节匹配关系和下肢力线是膝关节生物力学效能得以运行的重要基础,力线改变则会引起软骨相互压迫,诱发形态性改变。胫股关节是下肢负重的主要关节,单膝承重人体约 43%的体重,运动过程中则会成倍上升,因此良好的下肢力线对胫股关

节的负载功能尤为重要,反之则会出现胫骨平台的单侧性高应力。而髌股关节的应力接触面在不同体位下分布范围有别,在 0°到 90°范围内与屈膝程度正相关,平均在 3~5 cm<sup>2</sup>,超过屈膝 90°时接触面则趋于恒定,而髌股关节的应力则随屈膝角度变大而增高,本研究结果也印证了这一点。应力分布因性别也有差异,女性因 Q 角大在屈膝过程中承受的应力明显更大,而且股骨在矢状位的运动也会使关节应力升高,Powers 等<sup>[12]</sup>通过 MRI 并经尸体验证股骨旋转可使髌骨外倾的趋势加剧,增大了局部的应力。另外,膝周韧带及髌骨支持带等作为膝关节稳定的静力性和动力性结构,可协调髌骨的运行轨迹和胫股关节的对合关系。有研究<sup>[13]</sup>显示股内斜肌是限制髌骨外移的主要肌肉,内侧髌股韧带在伸膝状态下作用最强,屈膝后逐渐降低,其上斜束与股内斜肌一起构成屈膝的动态力量,而下直束则为静态结构。若韧带等软组织的“筋束骨”机制失衡,就会产生关节应力分布异常,引起软骨代谢紊乱。股内侧肌和股外侧肌/髌胫束是维持髌骨内外侧平衡的约束条件<sup>[14]</sup>,如果维持力量相对失衡,就会引起髌骨运动轨迹偏移,久之则出现软骨磨损退变。

总之,有限元分析作为膝关节生物力学研究的最佳方法之一,能便捷逼真地模拟人体结构及应力变化。动态性有限元模型的构建需要更加翔实的组织单元,这有利于仿真力学分析的客观性和准确度。而不同屈膝角度下动态性模型的创建能更加直观地反映膝关节的运动力学机制,并为其他临床治疗的力学分析提供了模型基础和数据支持,值得相关临床研究借鉴和应用。

#### 参考文献

- [1] Kwon OR, Kang KT, Son J, et al. Importance of joint line preservation in unicompartmental knee arthroplasty: Finite element analysis [J]. J Orthop Res, 2017, 35(2): 347-352.
- [2] 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.
- [3] 李永奖, 张美超, 刘敏, 等. 膝后交叉韧带双束重建术中股骨隧道定位的计算机辅助设计研究 [J]. 中国骨伤, 2015, 28(2): 162-167.  
LI YJ, ZHANG MC, LIU M, et al. Femoral tunnel positioning in posterior cruciate ligament double bundle reconstruction by computer aided design [J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2015, 28(2): 162-167. Chinese with abstract in English.
- [4] Pena E, Calvo B, Martinez MA, et al. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint [J]. J Biomech, 2006, 39(9): 1686-1701.
- [5] Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-

density relationships depend on anatomic site[J]. *J Biomech*, 2003, 36(7):897-904.

[6] 钱文多,张开伟. 髌股关节紊乱行关节镜手术治疗对髌股关节生物力学改变的三维有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(2):143-147.

QIAN WD, ZHANG KW. Three-dimensional finite element analysis on biomechanical changes after arthroscopic surgery for patients with patellofemoral joint disorders[J]. *Yi Yong Sheng Wu Li Xue*, 2017, 32(2):143-147. Chinese.

[7] 杨滨,陈光兴,王志军,等. 基于磁共振图像构建髌股关节三维有限元模型[J]. *中国矫形外科杂志*, 2012, 20(18):1688-1691.

YANG B, CHEN GX, WANG ZJ, et al. Construction of a three dimensional finite element model of the patellofemoral joint through reverse engineering on MR image[J]. *Zhongguo Jiao Xing Wai Ke Za Zhi*, 2012, 20(18):1688-1691. Chinese.

[8] Rhee SJ, Pavlou G, Oakley J, et al. Modern management of patellar instability[J]. *Int Orthop*, 2012, 36(12):2447-2456.

[9] 余振阳,蔡谓,谷旺. 关节镜辅助下解剖重建内侧髌股韧带治疗习惯性髌骨脱位[J]. *中国骨伤*, 2017, 30(4):295-299.

YU ZY, CAI X, GU W. Clinical research on the arthroscopic treatment for recurrent patellar dislocation by anatomical reconstruction of medial patellarfemoral ligament[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2017, 30(4):295-299. Chinese with abstract in English.

[10] Danese I, Pankaj P, Scott CEH. The effect of malalignment on proximal tibial strain in fixed-bearing unicompartmental knee arthroplasty: A comparison between metal-backed and all-polyethylene components using a validated finite element model[J]. *Bone Joint Res*, 2019, 8(2):55-64.

[11] 顾力军,张斌,李文华,等. 铍针与针刀治疗膝骨关节炎对重心指数影响的临床观察[J]. *中国骨伤*, 2017, 30(12):1091-1096.

GU LJ, ZHANG B, LI WH, et al. Stiletto needle and needle knife for influence of gravity index in treating knee osteoarthritis [J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2017, 30(12):1091-1096. Chinese with abstract in English.

[12] Powers CM, Bolgia LA, Callaghan MJ, et al. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat[J]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2012, 42(6):A1-A54.

[13] Sherman SL, Plackis AC, Nuelle CW. Patellofemoral anatomy and Biomechanics[J]. *Clin Sport Med*, 2014, 33(3):389-401.

[14] Saikat Pal, Thor F, Besier, et al. Patellar tilt correlates with vastus lateralis/vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients[J]. *J Orthop Res*, 2012, 30(6):927-933.

(收稿日期:2019-06-15 本文编辑:李宜)

# 基于 β-catenin 信号通路内热针治疗腰椎退行性病变机制研究

庄金刚<sup>1</sup>, 张雄波<sup>1</sup>, 陈冬<sup>1</sup>, 程肖芳<sup>1</sup>, 温建民<sup>2</sup>, 王圆圆<sup>1</sup>

(1. 北京中医药大学深圳医院, 广东 深圳 518000; 2. 中国中医科学院望京医院, 北京 100102)

**【摘要】** 目的:通过观察内热针对腰椎退行性病变大鼠椎间盘组织分泌型糖蛋白(Wnt1)、轴蛋白(Axin)及β-链蛋白(β-catenin)表达的影响,探讨内热针对腰椎退行性病变大鼠纤维环细胞凋亡的调节作用机制。方法:采用Sun等造模方法,将40只SD大鼠随机分为正常组、模型组、内热针组、针刺组,每组10只,除了正常组大鼠外,余均进行造模。选取双侧大肠俞进行内热针及针刺治疗。采用Western-bolt法检测大鼠椎间盘组织Wnt1、Axin及β-catenin的表达。结果:与模型组相比,内热针组和针刺组Wnt1和β-catenin表达均显著下降(P<0.05);内热针组大鼠纤维环Axin表达显著增加(P<0.05),针刺组Axin表达差异无统计学意义(P>0.05)。结论:内热针能下调腰椎退行性病变大鼠纤维环中Wnt1和β-catenin的表达,上调Axin的表达,这表示该机制可能通过调节β-catenin信号通路相关因子的表达水平来治疗腰椎退行性疾病。

**【关键词】** β-catenin 信号通路; 内热针; 腰椎退行性病变

中图分类号:R681.5

DOI:10.12200/j.issn.1003-0034.2020.05.019

开放科学(资源服务)标识码(OSID): 

**Inner-heating acupuncture of lumbar degenerative lesions based on β-catenin signaling pathway** ZHUANG Jin-gang, ZHANG Xiong-bo, CHEN Dong, CHENG Xiao-fang, WEN Jian-min, and WANG Yuan-yuan\*. \*Shenzhen Hospital of Beijing

基金项目:深圳市龙岗区科技发展专项资金(编号:LGKCYLWS2018000048);深圳市医疗卫生三名工程项目(编号:SZSM201805089)

Fund program:Special Fund for Science and Technology Development of Longgang District of Shenzhen(No. LGKCYLWS2018000048)

通讯作者:王圆圆 E-mail:wangyy325@163.com

Corresponding author:WANG Yuan-yuan E-mail:wangyy325@163.com