

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2013.22.002 [http://www.crter.org]
侯波, 王毅, 沈宇辉. 膝关节动态有限元模型的力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(22):3998-4004.

膝关节动态有限元模型的力学分析*★

侯波, 王毅, 沈宇辉

上海交通大学附属瑞金医院, 上海市 200020

文章亮点:

- 1 本模型的创新性在于: 一是在活体的前提下研究, 二是建立了动态模型, 三是进行了初步的力学分析。
- 2 从力学的角度阐释了交叉韧带对膝关节的保护作用, 从而更加真实的描述了膝关节的力学稳定机制。
- 3 实验所采用的 CT 图像是薄层扫描, 低于常规建模 CT 图像的厚度, 图像越薄三维重建后模型的解剖相似性就越高, 这是从根源上保证了模型的真实。
- 4 采用了目前先进的建模和分析软件, 包括 Mimics 10.1, Geomagic12, Hypermesh 10.0, Abaqus 6.9, 并且由具有解剖经验和丰富建模经验的技术人员完成建模和分析工作, 尽可能避免了人为因素导致的误差。

关键词:

骨关节植入物; 人工假体; 膝关节; 三维; 动态有限元; 力学分析; 生物力学; 前交叉韧带; 后交叉韧带; 髌股关节; 受力; 模型; 省级基金

摘要

背景: 膝关节具有解剖结构复杂性, 活动多样性的特点。目前人体膝关节的生物力学研究由于不能进行直接的人体实验而进展缓慢, 在尸体上进行实验又不具备正常人体的生理环境, 其实验结果并不准确。

目的: 采用了工程学的有限元分析方法, 在无创、活体的条件下, 研究膝关节各部位的受力情况。

方法: 利用 CT 图像建立膝关节的三维动态有限元模型, 在膝关节 0°-90°范围内分析前后交叉韧带和髌股关节的受力。

结果与结论: 前交叉韧带在屈膝 0°时张力最大, 然后逐渐减小, 在屈膝 50°-90°之间无明显变化, 而后交叉韧带恰恰相反, 在屈膝 0°-50°时变化不大, 之后逐渐增大, 屈膝 90°时达到最大值。髌股关节受力分析发现, 髌股关节的压力是随着角度逐渐增大的。提示膝关节动态三维有限元模型能够逼真模拟膝关节活动, 研究正常人膝关节各部位的受力, 是骨科生物力学分析的有效工具。

侯波★, 男, 1983 年生, 山西省临汾市人, 汉族, 上海交通大学毕业, 硕士, 医师, 主要从事关节外科材料的相关研究。
houbostrive@163.com

通讯作者: 王毅, 博士, 教授, 主任医师, 上海交通大学附属瑞金医院关节外科, 上海市 200020
nealwang@hotmail.com

中图分类号:R318

文献标识码:A

文章编号:2095-4344

(2013)22-03998-07

收稿日期: 2012-11-13

修回日期: 2012-12-20

(201211130012/W·C)

Mechanical analysis of knee dynamic finite element model

Hou Bo, Wang Yi, Shen Yu-hui

Ruijin Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200020, China

Abstract

BACKGROUND: Knee joint has the characteristics of complex anatomical structure and active diversity. The development of the biomechanical research of human knee joint is slow as *in vivo* experiments cannot be conducted. The experiments performed on corpse do not have the normal physiological environment of the human body, so the results are not accurate.

OBJECTIVE: To investigate the force condition on different parts of the knee joint with engineering finite element analysis method in non-invasive and *in vivo* conditions.

METHODS: CT image was used to build dynamic three-dimensional finite element model of the knee joint. The force on the anterior cruciate ligament, posterior cruciate ligament and patellofemoral joint was analyzed in the range of 0°-90° of knee joint.

Hou Bo★, Master, Physician,
Ruijin Hospital Affiliated to
Shanghai Jiao Tong University,
Shanghai 200020, China
houbostrive@163.com

Corresponding author: Wang Yi,
M.D., Professor, Chief
physician, Ruijin Hospital
Affiliated to Shanghai Jiao Tong
University, Shanghai 200020,
China
nealwang@hotmail.com

Supported by: General Project
of Shanghai Natural Science
Foundation, No.10ZR1427800*

Received: 2012-11-13
Accepted: 2012-12-20

RESULTS AND CONCLUSION: According to our study we found that the anterior cruciate ligament had the largest tension when the knee joint flexed at 0°, then gradually decreased. There was no significant change when the knee joint flexed at 50° to 90°. The posterior cruciate ligament had the opposite changing trend: there was no significant change when the knee joint flexed between 0° to 50°, and then gradually increased, and the posterior cruciate ligament had the largest tension when the knee joint flexed at 90°. The analysis of the stress experienced on patellofemoral joint showed the stress on the patellofemoral joint was gradually increased along with the increasing of the angle. The dynamic three-dimensional finite element model of the knee joint was able to simulate the motion of knee joint. Studying the stress experienced on different parts of the human knee joint is an important tool for biomechanics analysis in orthopedics.

Key words: bone and joint implants; artificial prosthesis; knee joint; three-dimension; dynamic finite element; mechanical analysis; biomechanics; anterior cruciate ligament; posterior cruciate ligament; patellofemoral joint; stress; model; provincial grants-supported paper

Hou B, Wang Y, Shen YH. Mechanical analysis of knee dynamic finite element model. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2013;17(22):3998-4004.

0 引言

膝关节是人体下肢的主要关节,它负重多且运动量大,是下肢活动的枢纽,其功能和结构是人体关节中最复杂的,在各种活动中,膝关节都承受了超过自身体质量的力量,因此其伤病率也是较高的。膝关节骨折的治疗,全膝关节假体的设计等都必须建立在充分了解膝关节解剖知识和生物力学性质的基础上。目前人体膝关节的生物力学研究由于不能进行直接的人体实验而进展缓慢,在尸体上进行实验又不具备正常人体的生理环境,其实验结果并不准确,而有限元分析方法能够在无创的前提下客观反映膝关节的受力情况。

人们利用有限元分析方法已经做了各种研究,包括膝关节活动^[1-7],韧带力量^[8-13],接触面积或接触力^[4,14-21],股四头肌肌力等^[22-27]。根据是否可以进行连续动态测量,有限元可以分为静态有限元和动态有限元两种。实验建立的模型为动态有限元模型,在建模过程中,采用正常人膝关节的CT扫描图像重建骨性结构,软组织重建来源于文献^[28],根据点、线、面、体的建模原则重建膝关节的动态三维有限元模型。模型以股四头肌的位移作为变量,模拟人体坐位时膝关节的屈伸活动。本模型包含了股骨,髌骨,胫骨及其软骨,内外侧副韧带,前后交叉韧带,半月板,髌腱,股四头肌肌腱,有限元模型的外形与解剖观察基本一致,可以逼真模拟膝关节活动情况。实验利用CT扫描和有限元建模软件建立包括半月板等软组织在内的膝关节三维动态有限元模型分析,希望可以为膝关节创伤、人工关节置换等方面的研究提供新的思路和研究平台。

1 对象和方法

设计: 单一样本观察。

时间及地点: 实验于2011年5月至2012年5月在上海市骨伤科研究所完成。

对象及软硬件配置: 根据国人解剖学数值选取健康成年男性志愿者,27岁,身高172 cm,体质量60 kg,无膝关节疾患及外伤史,拍摄膝关节正,侧位X射线片,排除膝关节异常。CT检查在瑞金医院放射科完成,机型为GE宝石能谱CT,产地为美国。志愿者仰卧,膝关节伸直中立位,扫描范围是膝关节上方14.7 cm和下方14.7 cm,其层厚0.625 mm,最终得到470幅二维扫描断层图像,分辨率为512×512像素,CT图像像素大小为0.712 mm,并将其以DICOM格式刻录光盘保存,同时传入工作站。

课题采用的有限元分析所需的各种软硬件设备, 包括: Abaqus6-9-1大型有限元分析软件, 以及Mimics 10.1, Geomagic12, Hypermesh 10.0建模软件, HP Z800高级计算工作站等。

方法:

建模流程: 三维有限元实体模型的流程总共分4步:

第1步, 把DICOM格式的二维CT扫描图像数据输入医学断层图像处理软件Mimics 10.1进行编辑和三维重建, 图像编辑包括图像分割、可视化、配准等, 三维重建是由大量的各种形状和大小三角面片对原物件表面进行离散的近似三维模型模拟, 最终以STL格式输出。

第2步, 使用逆向工程建模软件Geomagic12对STL格式模型进行曲面拟合, 并进行修整和优化, 使得离散的曲面变成连续封闭的曲面, 将三维扫描数据和多边形网络转换成精确的三维数字模型, 以IGES格式输出存盘。

第3步, 将模型各部件导入Hypermesh 10.0软件中进行有限元前处理, 消除不对齐和小孔, 对相邻面间的边界进行抑制, 从而可以在更大更广的区域自动进行网格划分, 重新划分网格后生成同样大小和形状的三角面片, 同时三角面的数量大幅减少, 用四面体网格来代替三角面网格, 建立有限元模型。

第4步, 把经过前处理的有限元模型导入Abaqus 6.9软件中进行系统化的模拟计算和有限元分析。

相对于骨性结构的建模来说, 软组织的建模过程较为简单, 首先是前交叉韧带, 后交叉韧带, 内侧副韧带, 外侧副韧带, 股四头肌肌腱以及髌腱, 这些软组织主要通过线单元连接在膝关节解剖位置的起止点上, 如髌腱起于髌骨下方止于胫骨结节, 股四头肌的止点位于股骨上方, 肌腱方向平行于股骨, 软骨的分布面积与人体解剖实际分布保持一致。其次, 比较复杂的是半月板的建模, 需要3个步骤来完成。第1步, 根据解剖上半月板的形态和位置, 在胫骨平台内外侧分别建立关键点, 用曲线将关键点进行拟合, 生成曲线, 从而得到半月板的轮廓线。第2步, 从半月板的轮廓线向上抬高, 直至与股骨接触, 生成上层半月板光滑不规则的平面, 外侧高于内侧, 中间部分高于两侧的凹面结构。第3步, 将两层半月板曲面相连, 围成一个封闭的实体, 半月板下端与胫骨平台相连, 上端和内侧游离。

模型中各单位和生物力学参数的定义: 骨骼以不变形的刚体模拟, 半月板和软骨设定为各向同性的弹性材料, 韧带设定为各向同性的超弹性材料。实验各组成部分的生物力学参数均来自文献报道^[29]。表1为膝关节有限元

各材料属性, 另外前交叉韧带, 后交叉韧带, 内侧副韧带, 外侧副韧带均为3个线单元, 髌腱为6个线单元, 股骨, 胫骨, 髌骨表面的软骨厚度均设为1.5 mm。

表1 有限元模型中各材料属性

Table 1 Material properties of the finite element model

材料	弹性指数(MPa)	泊松比(u)	单元数	节点数
股骨	6 900	0.38	28 702	6 670
胫骨	6 900	0.38	16 050	3 800
髌骨	6 900	0.38	2 617	702
腓骨	6 900	0.38	2 218	618
半月板	59	0.49	1 067	937
软骨	6	0.47	180	330
韧带	48	0.30	-	-

负荷和边界条件: 由于志愿者身高和体质量均与文献相同, 实验加载在股四头肌上的拉力是800 N, 利用其控制点的上移来模拟股四头肌的收缩。完整膝关节包括股膝关节和髌股关节, 需要应用负荷这一解剖的边界条件。实验中设定股骨固定, 而胫骨、髌骨完全自由。内外侧半月板固定于胫骨平台, 腓骨与胫骨之间通过胫腓联合固定, 接触面是股骨软骨和半月板, 胫骨软骨和半月板。由于关节内滑液的存在, 设定所有关节面是光滑, 无摩擦的。

主要观察指标: ①膝关节三维有限元模型建立结果。②模型验证。③前交叉韧带和后交叉韧带受力情况。④髌股关节受力情况。

统计学方法: 本模型的验证过程中采用了SAS9.13统计学软件, 对实验数据和文献数值进行了方差分析和t检验, $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果

2.1 膝关节三维有限元模型建立结果 见图1-3。

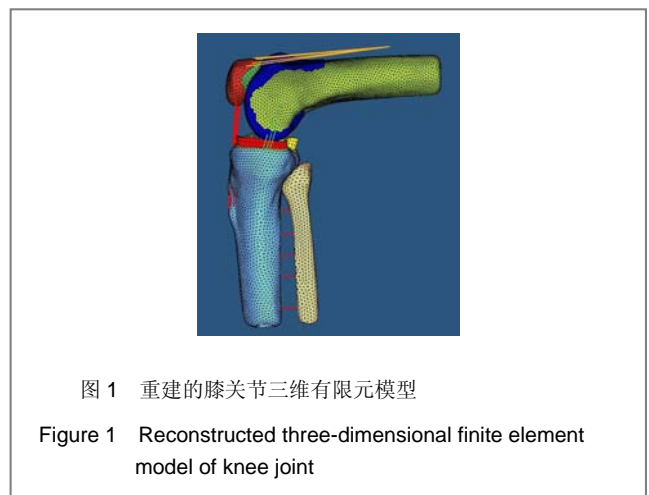


图1 重建的膝关节三维有限元模型

Figure 1 Reconstructed three-dimensional finite element model of knee joint

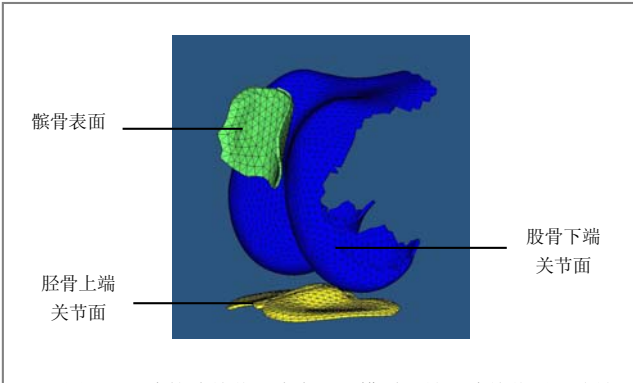
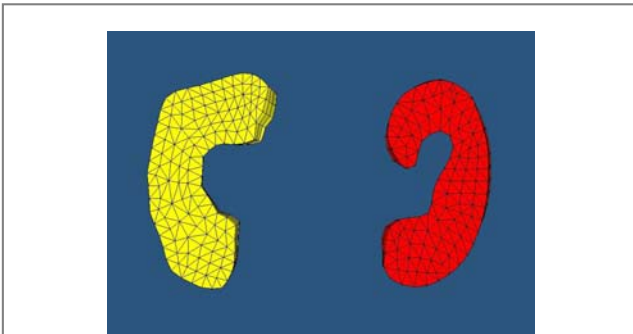


图2 重建的膝关节三维有限元模型股骨下端关节面、髌骨表面和胫骨上端关节面的软骨

Figure 2 Cartilage on the articular surface of the lower femur, patella surface and articular surface of proximal tibia in the reconstructed three-dimensional finite element model of knee joint



注: 左边为外侧半月板, 右边为内侧半月板。

图3 重建的膝关节三维有限元模型半月板

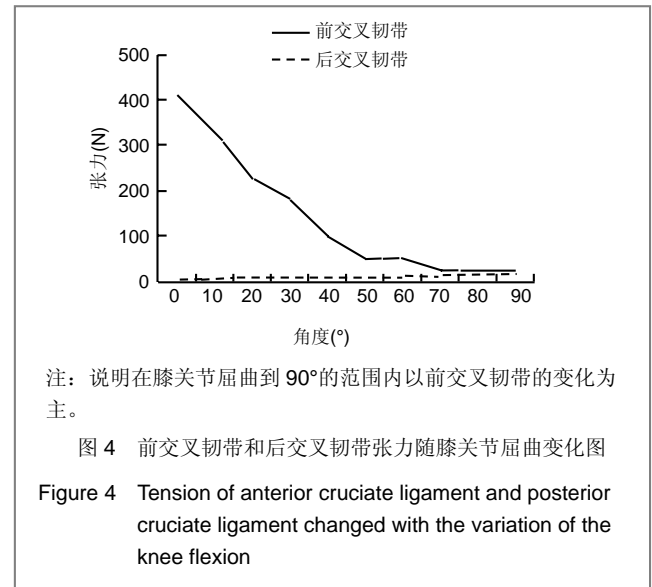
Figure 3 Meniscus of the reconstructed three-dimensional finite element model of knee joint

根据CT图像重建膝关节的三维有限元模型, 根据文献数据和实际的解剖结构重建了膝关节的软组织结构, 最终生成的模型可以在图1中看到模型正位片和侧位片, 模型中包含了骨性结构并且易于识别, 图2中股的蓝色, 绿色和黄色分别代表股骨下端关节面、髌骨表面和胫骨上端关节面的软骨, 图3中的红色和黄色分别代表的是内侧半月板和外侧半月板, 线状单元代表的是膝关节周围的韧带以及肌腱, 模型在膝关节屈曲90°位置根据X射线建立, 其中设定股骨固定, 髌骨, 胫骨完全自由, 股四头肌的肌腱止于控制点, 肌腱平行于股骨, 通过控制点的上移, 模拟人体坐位时膝关节的屈伸运动, 根据体质量反向加载了800 N的拉力, 使膝关节由屈膝90°位置逐渐伸直。

2.2 模型验证 对以上建立的动态有限元模型进行验证

证。在膝关节屈曲30°时髌股关节压力为500 N, 在膝关节屈曲60°时, 髌股关节压力为685 N, 这与Calvo和Doblare^[29]的数据比较也是一致的, 二者差异进行方差分析, *t* 检验, 二者差异无显著性意义($P=0.126$), 表明该模型有效。

2.3 前交叉韧带和后交叉韧带受力情况 见图4。



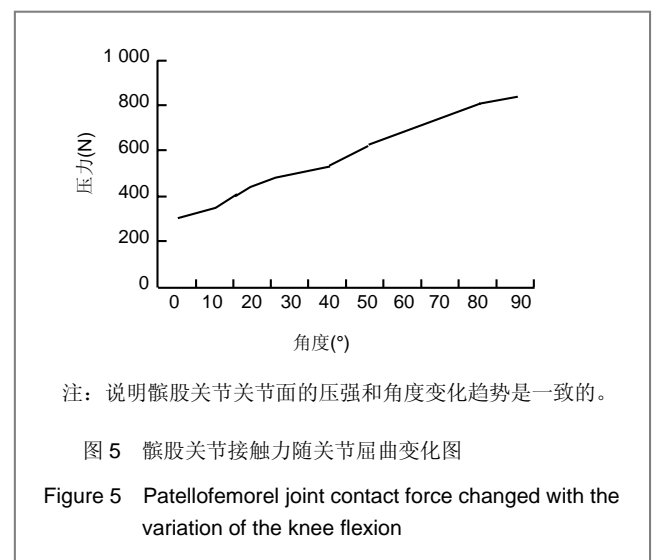
注: 说明在膝关节屈曲到90°的范围内以前交叉韧带的变化为主。

图4 前交叉韧带和后交叉韧带张力随膝关节屈曲变化图

Figure 4 Tension of anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament changed with the variation of the knee flexion

0°-90°范围内, 前交叉韧带逐渐减小, 而与此相反, 后交叉韧带逐渐增大, 但是二者之间不存在交点, 因为前交叉韧带的最低值大于后交叉韧带的最大值, 说明在膝关节屈曲到90°的范围内以前交叉韧带的变化为主, 主要是前交叉韧带在起作用。

2.4 髌股关节受力情况 见图5。



注: 说明髌股关节节面的压强和角度变化趋势是一致的。

图5 髌股关节接触力随关节屈曲变化图

Figure 5 Patellofemoral joint contact force changed with the variation of the knee flexion

0°-90°范围内, 设定髌股关节接触面的面积不变的

前提下, 髌股关节压力随着膝关节屈曲角度的增大而逐渐增大, 并在屈膝 90° 时达到最大值, 说明髌股关节关节面的压强和角度变化趋势是一致的。

3 讨论

3.1 模型的创新性 本模型的创新性在于3点, 一是在活体的前提下研究, 二是建立了动态模型, 三是进行了初步的力学分析。有限元的模型的参数有很多是来自尸体的数据如膝关节模仿器, 这是在体外进行研究的, 而人体在活体时的神经反射等活动无法模拟, 因此所获得参数不是完全真实的, 而有限元模型则可以避免这一缺陷, 真实再现膝关节活体时的活动状态, 在无创, 不违反伦理学的前提下进行力学分析, 所取得的参数最接近于实际情况, 这是其他实验方法很难做到的, 如放射立体照相测量最初的研究就是在人体内植入钽珠, 属于有创的手术, 患者的配合较差; 也有学者为了研究膝关节的受力, 而在行人工关节置换的患者体内放置压力感受器, 这样做很有可能会影响到假体的使用寿命。

静态模型到动态模型的转变是有限元的一个重大发展。从国内外的建模方式来看, 无论是根据CT图像建模还是联合了核磁共振图像建模, 所建成的模型多数是静态的模型, 只能单独反映静态下的受力情况, 不能反映动态时的受力情况, Farrokhi等^[30]根据不同膝关节屈曲角度时的静态力学分析来模仿动态有限元, 而这和人体膝关节的实际活动情况是有区别的, 力学加载方式也完全不同, 因此, 用静态的方法研究动态的活动显然是不科学的, 所以实验建立了动态的有限元模型具有明显的优势, 这样就能够为研究膝关节在活动时的骨关节受力提供一个合理的力学测量环境。Trent等^[31]在膝关节多体模型的基础上重建了包括半月板在内的动态有限元模型, 其中的运动学参数来源于膝关节模仿器, 并进行了膝关节的力学分析。有限元分析技术在国内发展迅速, 但是技术上还是落后于国外。2004年伍中庆等^[32]建立了根据CT图像建模的膝关节三维有限元模型, 实验对象为尸体标本。2010年王大忠等^[33]利用CT和MRI数据重建了膝关节的三维模型, 包含了骨性结构以及关节周围的韧带, 软骨, 半月板等结构。2011年董跃福等^[34]也是利用上述方法, 重建了膝关节的三维模型, 作者采用外部标记物来做图像的配准融合。

在目前的动态有限元模型中研究最多的是运动学,

如髌骨的活动轨迹, 膝关节屈曲过程中胫骨的位移情况, 如Louis等在建立的三维有限元模型中发现, 在屈膝 0° – 90° 范围内, 胫骨平台内侧平均向后移位 1.5 mm , 外侧平均向后移位 14.1 mm 。然而力学分析的难度更大一些, 这是因为, 首先力学分析需要更加完善的模型参数, 如预警力的设置, 不同股四头肌肌力下膝关节角速度的差异等, 其次, 力学分析需要大型的工作站, 数据量大, 运算时间长, 这些都是有限元研究的难点。2010年袁平和王万春^[35]根据同一膝关节CT图像建模, 并在模型上加加载压缩, 弯曲, 内外翻和旋转力矩进行力学分析。

3.2 前交叉韧带和后交叉韧带的应力变化 膝关节在屈曲过程中前后交叉韧带的力学变化中显示了前后交叉韧带在屈膝过程中显示出相反的力学特性。从伸直位到屈膝 50° , 前交叉韧带的张力明显减小, 由最高值 418 N 减小为 70 N ; 但是随着屈膝度继续增大, 在该韧带张力变化不大, 前交叉韧带的张力由 70 N 到 46 N 。而后交叉韧带在屈膝 50° 时张力开始增加, 然后随屈膝角度增大而逐渐增大, 由 8 N 逐渐增大到 22 N 。结果表明, 前交叉韧带中的总张力在伸膝位达到最大, 而此时候交叉韧带中的总张力相对较小, 也就是说在伸膝运动中, 伸直位到屈膝 90° 位前交叉韧带承受着远大于后交叉韧带的载荷。后交叉韧带的值虽然在屈膝 50° 之后逐渐增大, 但是仍然较小, 这说明在屈膝过程中起防止胫骨后移主要作用的并不是后交叉韧带, 这与相关文献的报道是一致的, 而在 90° 之后后交叉韧带才成为防止胫骨后移的主要韧带。在高屈膝度时, 后交叉韧带的张力远大于前交叉韧带的张力, 而 50° 的屈膝位置成为了前后交叉韧带变化趋势的分水岭。

在膝关节的稳定装置中, 前交叉韧带和后交叉韧带发挥着重要作用, 一旦发生断裂或者损伤会严重影响膝关节功能, 往往导致关节的不稳定和退化加速。膝关节疼痛, 周围软组织肿胀和行走不稳是交叉韧带损伤后的主要症状。前交叉韧带断裂可以导致患肢的运动功能丧失, 膝关节周围肌肉的严重萎缩, 特别是股四头肌的萎缩。总之, 通过有限元的分析, 作者从力学的角度阐释了交叉韧带对膝关节的保护作用, 从而更加真实的描述了膝关节的力学稳定机制。

3.3 髌股关节受力情况 在膝关节屈曲过程中, 分析髌股关节接触力的变化, 在 0° – 90° 范围内, 髌股关节压

力随着膝关节屈曲逐渐增大,二者呈正向变化,在90°时髌股关节压力达到最大,表3中0°时髌股关节接触力为252 N,90°时为814 N,这与临床上膝关节屈曲角度增大时逐渐出现髌前痛的现象是一致的, Farrokhi等^[30]则是运用有限元方法测定了膝关节分别在屈膝15°,45°静止状态时的髌股关节接触力,结果发现髌股关节痛的个体与普通个体相比较会表现出更高的髌股关节压力,这是从实验数据上进一步证实了人们关于髌股关节痛病因的猜想。

3.4 模型精度 实验所采用的CT图像是薄层扫描,低于常规建模CT图像的厚度,仅为0.625 mm,图像越薄那么三维重建后的模型的解剖相似性就越高,这是从根源上保证了模型的真实。另外,采用了目前先进的建模和分析软件,包括 Mimics 10.1, Geomagic12, Hypermesh 10.0, Abaqus 6.9, 并且由具有解剖经验和丰富建模经验的技术人员完成建模和分析工作,尽可能的避免了人为因素导致的误差。软组织建模所需的参数是来自经过反复验证的国外经典文献数据,真实可信。随着对组织力学研究的深入,建模软件的改进,动态三维有限元模型一定能够应用于临床,为疾病的诊断和治疗提供强有力的支撑。

本模型的不足之处在于膝关节动作简单,没有涉及肌肉力量改变的问题,没有研究膝关节的运动情况,如髌骨活动轨迹,胫骨滑移等,而且没有患者参与的实验数据,这些问题可以通过改变股四头肌肌力,利用立体放射照相测量技术提高运动参数的准确性,更多患者数据的采集等方法来进一步完善和解决。

基金资助: 上海市科学自然基金面上项目(10ZR1427800)。

作者贡献: 设计、实施、评估均为本文作者。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理要求: 膝关节解剖学数值取自健康成年男性志愿者。

作者声明: 文章为原创作品,数据准确,内容不涉及泄密,无一稿两投,无抄袭,无内容剽窃,无作者署名争议,无与他人课题以及专利技术的争执,内容真实,文责自负。

4 参考文献

- [1] Li G, Zayontz S, DeFrate LE. Kinematics of the knee at high flexion angles. an in vitro investigation. J Orthop Res. 2004;22:90-95.

- [2] Reider R, Marshall JL, Ring B. Patellar tracking. Clin Orthop. 1981;157:143-148.
- [3] Sakai N, Luo ZP, Rand JA, et al. Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint. The Knee. 1996;3:1-7.
- [4] Von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Bringmann C. New in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint. J Biomech. 2004;37:927-934.
- [5] Hsu HC, Luo ZP, Rand JA, An KN. Influence of patellar thickness on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty. J Arthrop 1996; 11:69-80.
- [6] Kwak SD, Ahmad CS, Gardner TR. Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. J Orthop Res. 2000;18:101-108.
- [7] Nagamine R, Otani T, White SE. Patellar tracking measurement in the normal knee. J Orthop Res. 1995;13:115-122.
- [8] Hsieh Y-F, Draganich LF. Increasing quadriceps loads affect the lengths of the ligaments and the kinematics of the knee. J Biomech Eng. 1998;120:750-756.
- [9] Hsieh Y-F, Draganich LF. Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads. The knee. 1997;4:145-154.
- [10] Li G, Rudy TW, Sakane M. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in situ forces in the ACL. J Biomech. 1999;32:395-400.
- [11] Beynon BD, Fleming BC, Johnson RJ. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. Am J Sports Med. 1995;23:24-34.
- [12] Beynon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in vivo: a review of previous work. J Biomech. 1998;31:519-525.
- [13] Draganich LF, Vahey JW. In vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. J Orthop Res. 1990;8:57-63.
- [14] Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. Force analysis of the patellar mechanism. J Orthop Res 1987;5:69-85.
- [15] Aeshian GA, Kwak SD, Soslowsky LJ. Stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods. J Biomech 1994; 27:111-124.
- [16] Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. J Biomech. 1995; 28(11):1265-1279.
- [17] Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. Gait Posture. 2002;16:115-23.
- [18] Fukukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee, a study of normal and osteoarthritic knee joints. Acta Orthop Scand 1984;51: 871-879.
- [19] Huberti HH, Hayes WC, Stone JL. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. J Orthop Res. 1984;2:49-54.
- [20] Matsuda S, Ishinishi T, White SE. Patellofemoral joint after total knee arthroplasty. Effect on contact area and contact stress. J Arthroplast. 1997;12:790-797.
- [21] Singerman R, Berilla J, Davy DT. Direct in vitro determination of the patellofemoral contact force for normal knees. J Biomech Eng. 1995;117:8-14.

- [22] Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *The Knee*. 2005;12:424-434.
- [23] Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology: functional anatomy of the patellofemoral joint. *J Bone Jt Surg*. 1976;58-B:287-290.
- [24] Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J Biomech*. 1995;28:1265-1279.
- [25] Hirokawa S. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J Biomech*. 1991;24:659-671.
- [26] Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures: the influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Jt Surg*. 1984;66-A:715-724.
- [27] Huberti HH, Hayes WC. Contact pressures in chondromalacia patellae and the effects of capsular reconstructive procedures. *J Orthop Res*. 1988;6:499-508.
- [28] Dawie J, van den Heever et al. Contact stresses in a patient-specific unicompartmental knee replacement. *Clin Biomech* 2011;26:159-166.
- [29] Peña 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 Biomech*. 2006;39:1686-1701.
- [30] Farrokhi S, Keyak JH, Powers CM. Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2011;19:287-e294.
- [31] Trent M Gussa, Ganesh Thiagarajanb, Mohammad Kiac. A subject specific multibody model of the knee with menisci. *Medical Engineering & Physics*. 2010;32:505-515.
- [32] Wu ZQ, Wu YF, Su YF, Su PJ, et al. *Zhonghua Shiyong Zhongxixiyi Zazhi*. 2004;16(19):59.
伍中庆, 吴宇峰, 苏培基, 等. 膝关节三维有限元模型的建立[J]. *中华实用中西医杂志*, 2004;16(19):59.
- [33] Wang DZ, Yu ZH, Zhou MQ, et al. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang*. 2010, 14 (48):8945-8949.
王大忠, 余正红, 周民强, 等. 3D膝关节模型的构建[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14(48):8945-8949.
- [34] Dong YF, Dong YH, Hu GH, et al. *Linchuang Guke Zazhi*. 2011; 14(2):198-203.
董跃福, 董英海, 胡广洪, 等. 准确构建个体化膝关节有限元解剖模型的方法[J]. *临床骨科杂志*, 2011, 14(2):198-203.
- [35] Yuan P, Wang WC. *Zhongnan Daxue Xuebao: Yixueban*. 2010; 35(1):85-89.
袁平, 王万春. 膝关节三维有限元模型的建立及生物力学分析[J]. *中南大学学报:医学版*, 2010, 35(1):85-89.