文章编号:1004-7220(2015)01-0025-05

膝关节股骨远端软骨硬化前后力学性能分析

崔晓倩, 王辅忠, 张慧春
(天津工业大学 理学院, 天津 300387)

摘要: 目的 建立膝关节有限元模型,研究正常及软骨硬化情况下膝关节的应力、应变变化,为临床治疗膝关节骨性关节炎提供参考。**方法** 通过 Mimics、ANSYS 等软件结合正常膝关节 CT 扫描图像数据,建立膝关节三维有限元模型,并施加 350 N 压力载荷,设定软骨硬化前后相关的材料参数,分析膝关节主要组织的应力、应变改变情况。**结果** 膝关节股骨远端软骨硬化后,关节软骨的减震和传递负荷等作用基本消失;股骨应力、应变变化量最大,受力分布极不均匀,股骨前端应力、应变较内、外侧髁明显,整体受力也有明显增加;半月板的应力、应变值最大。**结论** 长期的软骨破坏会影响关节软骨营养代谢,导致骨性关节炎疾病进一步恶化。研究结果可以较好阐释骨性关节炎发病过程和机理,同时为建立参数化研究系统提供相关数据。

关键词: 膝关节; 软骨硬化; 应力; 应变; 有限元分析
中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A
DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.01.025.

Analysis on mechanical properties of cartilage in distal femur of knee joint in both normal and sclerosis cases

CUI Xiao-qian, WANG Fu-zhong, ZHANG Hui-chun (*College of Science*, *Tianjin Polytechnic University*, *Tianjin* 300387, *China*)

Abstract: Objective To establish the finite element model of knee joint and investigate changes of stress and strain in normal and cartilage sclerosis cases, so as to provide reference for clinical treatment of the knee osteoarthritis. **Methods** CT scanning images of normal knee joint were used to establish the 3D finite model using Mimics and ANSYS software. Loadings of 350 N pressures were applied on the model of normal knee joint and knee joint with cartilage sclerosis, respectively. The related material parameters of cartilage before and after sclerosis were set, and the Von Mises stress and strain changes of the knee joint were then analyzed. **Results** In case of cartilage sclerosis, the function of shock absorption and load transfer in articular cartilage basically disappeared. The stress and strain on the femur changed with uneven distribution, showing more obviously than those on the inner and outer condyle, and the overall stresses were increased obviously. The largest stress and strain occurred on the meniscus. **Conclusions** The long-term cartilage destruction will affect nutrient metabolism of articular cartilage and cause the deterioration of osteoarthritis diseases. This study can preferably explain the pathogenic mechanism of osteoarthritis, and also provide relevant data for establishing parametric study system.

Key words: Knee joint; Cartilage sclerosis; Stress; Strain; Finite element analysis

关节软骨是关节表面的薄层透明软组织,表面光滑且附有滑液,是一种特殊类型的结缔组织;它富有弹性,可将关节载荷扩散传递到一个较大的区域,故在运动时有减轻冲击、吸收震荡的作用。同时,关

收稿日期:2014-05-19; **修回日期:**2014-07-08
基金项目:国家自然科学基金资助项目(61271011)。
通信作者:王辅忠, 教授, E-mail:wangfuzhong@163.com。

节软骨可使粗糙不平的关节面变得平滑,从而减少关节面受力,使相邻两关节面在运动时的应力、应变减低到最小限度。在软骨硬化后,软骨对膝关节保护作用会减少甚至消失,使关节面受力大幅度增加且受力不均,造成膝关节不稳和载荷传递紊乱,导致其应力、应变分布集中区域改变或增加,关节股骨、胫骨、软骨及半月板出现继发性损伤,关节功能受到影响,出现关节疼痛和功能障碍等症状,最终发展成为骨关节炎[1]。软骨组织是一个自我修复能力很差的组织,一旦磨损很难修复,故针对膝关节软骨损伤建立量化的临床治疗标准成为最为关注的问题。目前,通过有限元模拟仿真可以得到软骨硬化前后膝关节的等效应力、应变云图,并对软骨硬化前后应力、应变进行分析,从而量化膝关节生物力学性能的变化情况,为制定有效抑制膝关节骨性关节炎的临床治疗方案提供参考。为此,本课题组对膝关节有限元三维模型施加350 N压力载荷,对膝关节关节软骨硬化前后设定相关材料参数,对比并分析膝关节胫骨、股骨等组织硬化前后的力学性能。

1 材料与方法

1.1 膝关节有限元模型的建立

采用CT扫描来获取膝关节数据图像,扫描对象为1名健康成年男性志愿者(体重75 kg,无膝关节疾患及外伤史)左膝。扫描体位为仰卧,膝关节伸直,采用固定层厚的连续扫描,厚度为0.625 mm,采集影像标本3~5份。将CT图像以DICOM数据格式导入计算机中,结合Mimics交互式工具箱使图像可视化,根据CT图像灰度值的不同,去除背景噪音,并将不同体素的组织分离出来,通过阈值分割、区域增长等形态学的处理方法,建立膝关节三维模型。由于Mimics软件所建立的是基于三角面片的壳体模型,不能直接导入有限元软件ANSYS进行数值模拟分析。减少不影响分析结果的细节,通过Pro/E、UG等CAD软件对刚建成的膝关节三维模型进行光滑处理,并提高单元质量和降低次等三角面片数量。通过Pro/E与ANSYS之间的无缝接口把处理完成的三维模型导入ANSYS中,生成体文件,并进一步修改模型。严格意义上讲,骨和软组织都具有黏弹性和各向异性的特性,即使是同一组织,其不同部位的弹性模量也存在变化;但是,如果在有限元中逐个单元模拟组织材料的黏弹性和各向异性显然不切实际,而采用各向同性特性进行有限元分析同样可以取得很好的分析结果[2]。模型修改满意后,定义各组织的材料性质为连续、均质、各向同性、线弹性。采用自由网格划分,辅助手动控制网格划分,最终建立膝关节三维有限元模型。

1.2 单元类型与材料属性

由于半月板和关节软骨的拓扑结构不支持六面体网格的划分,而四面体单元的稳定性较好,在计算相关力学量时精确度更高,故设定半月板和关节软骨单元类型为Solid 92四面体单元,胫骨和股骨单元类型为Solid 95。

一般情况下,生物组织属于各向异性的非线性材料;但在准静态载荷状态下,可认为密质骨和松质骨具有线性特性。因此,设定膝关节有限元模型中各骨骼都为线弹性材料,即胫、股骨的材料特性为刚体,胫、股骨表面软骨为各向同性弹性材料[3]。

半月板和软骨都应是黏弹性组织,然而人体单腿站立时间与软骨黏弹性时间常数(1.5×10^3 s)相比非常小,故可以不考虑半月板和软骨的黏弹性性质[4-5]。Donzelli等[6]也认为,无论是弹性材料还是黏弹性材料,在软骨承受载荷后短期内没有显著的变化,故将关节软骨看作是一种线弹性各向同性材料。半月板和关节软骨都属于软骨,出于研究需要,将半月板也简化为各项同性的弹性材料[7]。正常膝关节模型中,软骨和半月板间的摩擦因数为0.002。膝关节各部分材料属性如表1所示。

表1 膝关节正常和软骨硬化情况下各部分材料属性

Tab. 1 Material properties of the knee joint in normal and cartilage sclerosis cases

膝关节	正常		硬化		单元类型
	E/GPa	υ	E/GPa	υ	
股骨	12.000	0.38	12.000	0.38	Solid 95
胫骨	6.900	0.49	6.900	0.49	Solid 95
半月板	0.059	0.49	0.059	0.49	Solid 92
关节软骨	0.006	0.30	6.900	0.30	Solid 92

1.3 载荷与边界条件

双足站立位时,双膝承受膝以上部分躯干及上肢重量,这部分重量约为人体体重的85.6%,其重心位于第3腰椎水平;此部分重力通过骨盆,途经

髋、膝和踝关节传导至地面。在冠状面,重心亦位于或接近于通过髋关节旋转中心、膝关节屈曲中心和踝关节中心的垂线。在这种条件下,为维持平衡所需的肌力在理论上可以忽略。因此,在双足平衡站立时,重心的载荷会平均分布于双膝,每个膝关节所承受的量值约为总体重的43%,作用方向通过髋关节旋转中心、膝关节屈曲中心和踝关节中心的垂线向下[8-9]。

实验选取志愿者体重为75 kg,按上述理论可知:单膝承重 G = 总体重(75 kg) ×43% =32.3 kg,故选取压力载荷大小为350 N,作用于股骨近端。人体自然站立状态下,与地面稳定接触,故在有限元模型中对胫骨远端施加 X、Y、Z 3 个方向上的全约束。对两个模型施加相同的载荷与边界条件,进行运算。

1.4 有限元求解过程

引入边界条件的方程组具有唯一解,通过线性代数方程组的数值求解方法均可求得其解,即结构中各节点的位移。计算阶段主要是求解有限元法生成的联立方程组,取得节点、单元等一系列结果变化值,完成有限元法相关的数值计算。通过节点位移插值法可以得到单元内部任意节点的位移,而应力、应变可通过位移导出。

在施加载荷并设置相关的分析选项后,即可调用求解程序开始求解。在求解过程中,可通过屏幕输出窗口获取计算过程的一些实时信息。其主要功能是在 ANSYS 数据库中获得模型和载荷的信息,进行计算求解,并将结果数据写入结果文件和数据库中。如果在计算过程中出现问题,如材料特性不完善、约束条件不足、连接点约束不全等,要找出其产生原因,加以改进,再重复计算过程,直到取得预期的效果。

2 结果与分析

2.1 膝关节应力、应变结果

Von Mises 应力是按照第 4 强度理论定义的一种综合应力,反映了材料内部各点的平均应力水平,是有限元分析中最客观的指标之一,故本文选取 Von Mises 应力来衡量应力水平。膝关节关节软骨硬化前后各组成部分的最大 Von Mises 应力值见表 2。正常人体膝关节股骨远端的最大应力分布区域为内侧髁,最大应力值为 1.755 MPa。关节软骨、半月板、胫骨应力峰值分别为 13.761、21.92、18.171 MPa。软骨硬化后,股骨受力较正常情况有明显增加,最大应力值为 5.812 MPa,且受力集中区域由内侧转为前侧,受力分布极不均匀,这与王建平等[10]临床上大量关节镜手术中观察到的常见损伤部位相吻合。其中,半月板的应力最大,峰值为 32.543 MPa,体现了半月板在整个膝关节中吸收震荡、传递负荷、维持膝关节稳定的作用。关节软骨、胫骨应力峰值分别为 18.986、27.231 MPa,较正常情况同样有明显增加。

表 2 膝关节软骨硬化前后最大 Von Mises 应力

Tab. 2 The maximum Von Mises stress of the knee joint in normal and cartilage sclerosis cases

膝关节	最大 Von Mises 应力/MPa	
	正常情况	硬化后
股骨	1.755	5.812
关节软骨	13.761	18.986
半月板	21.920	32.543
胫骨	18.171	27.231

物体内任一点因各种作用引起的相对变形称作应变,反映的是物体单位长度的变形量。通过应变比较膝关节硬化前后的形变量,可以更好显示出膝关节受损的严重性。膝关节关节软骨硬化前后各组成部分最大应变量见表 3。无论是正常还是关节软骨硬化后的模型,股骨的较大应变区基本上与股骨的较大应力区相吻合。在膝关节承受较大的压力时,半月板会逐渐达到其最大变形量 502。其中,应变变化量最大的是股骨远端,约为正常情况下的 3.21倍,与股骨远端应力变化量最大相符合。同时,关节软骨、胫骨应变变化量分别是正常情况下的

表 3 膝关节软骨硬化前后最大应变

Tab. 3 The maximum strain of the knee joint in normal and cartilage sclerosis case

膝关节	最大应变量	
	正常情况	硬化后
股骨	256.0	823.0
关节软骨	3 678.0	4 352.0
半月板	454.0	502.0
胫骨	1.7	5.3

1.18和3.12倍。对比发现,由于关节软骨的硬化,关节软骨的减震和传递负荷等作用基本消失,股骨、半月板、胫骨承担原本关节软骨应该承受的负荷,软骨的破坏加大关节的不稳定,引起软骨和骨应力、应变的增加。

2.2 讨论

Jiang 等[11]基于 MRI 图像建立包括半月板和关节软骨在内的胫骨-股骨关节的三维有限元模型,并且获得关节软骨面在单轴载荷作用下接触应力及接触区域大小。Jason 等[12]分析在典型步态周期内高强聚乙烯假体三维有限元模型(包括四头肌、髌骨、后交叉韧带、内侧副韧带、外侧副韧带)接触应力及接触区域大小,并与实验结果进行比较。Shunji 等[13]通过有限元法计算其提出的膝关节前交叉韧带的本构关系,得到该韧带的变形及应力分布情况。Godest 等[14]利用有限元法分析人工关节聚乙烯假体各组成部分在正常步态周期中的应力分布情况,并与实验结果进行比较。本研究通过建立膝关节三维有限元模型模拟人体站立时的膝关节受力,利用 CT 医学图像技术以及有限元计算方法,量化实验数据,并归纳膝关节应力、应变的分布规律,使结果更能真实反映和定位膝关节的生物力学变化。

通常在对医学、生理学和生物学这些领域进行研究时,需要基于研究对象的形态结构,在汇集大量观察到的事实基础上进行分析、归纳和总结。而对于工程学领域[15]的研究,首先要求根据实际情况建立一个符合需要的基本模型,然后进行严格的逻辑推理、精确的数学分析和定量计算。本研究应用 CT 扫描获取膝关节胫骨关节的详细数据,导入 Mimics 软件,根据 CT 图像灰度值的不同,去除背景噪音,将不同体素的组织分离,重建空间坐标,定位不同矩阵序列,从而得出真实的膝关节仿真模型,其中忽略不计膝关节周围的肌肉力;从理论上讲,研究选取的是单足站立位,在这种情况下可以忽略维持膝关节平衡所需的肌力,并且假设膝关节各组成部分均为各向同性、线弹性材料。在 ANSYS 中进行模拟,施加 350 N 垂直负荷,设定正常和软骨硬化后的股骨、胫骨、半月板和软骨泊松比和弹性模量,可以获得类似于生理状态下膝关节胫股关节的应力、应变分布规律。

由实验结果对比发现,关节软骨硬化后,股骨应力明显增大,且股骨较大应力的分布变得极不均匀;股骨前侧应力明显增大,较内、外侧髁明显,而内、外侧髁应力较大区域的面积减小。对比关节软骨硬化前后应力分布可知,随着压力继续增加,半月板可能会因为自身所承受的应力过大而出现损伤。尤其是在关节软骨硬化后,半月板所承受的应力和应变在膝关节受力相同的情况下有较大增加,推断这是临床上大多数膝关节硬化、退化患者半月板严重磨损或消失的原因,同时证明半月板和软骨对膝关节的不可或缺性。此外,股骨外侧髁区域的应力较股骨前方区域小,可以推断随着膝关节不断弯曲,股骨外侧髁区域的弹性应变将不断增大,而股骨远端的内侧髁、前方区域应变减小。但在剧烈运动过程中,随着膝关节受力增加,当半月板的压缩量达到一定程度后,其伸缩能力将会迅速下降,整个膝关节应力会急剧上升。股骨远端的应力变化量最大,关节软骨硬化后其应力是正常情况的 3.3 倍,推断与关节软骨的减震、传递负荷的作用消失有关,这一点在膝关节的应变分析中可以得到印证。

软骨或软骨下骨出现退变之后,会发生恶性循环,从而破坏关节组织;长期积累这种改变,会影响关节软骨营养代谢,导致骨性关节炎疾病进一步恶化。无论异常的原发部位在何处,并非每个病例中的关节磨损与退变都是加重而不可缓解的。结合本研究对正常和病变膝关节的对比研究和分析,可以更好阐明膝关节疾病的发病机理,为临床治疗提供参考数据。

3 结语

本研究利用医学建模和逆向工程技术虚拟建立膝关节股骨远端软骨硬化前后的三维有限元模型。通过在有限元模型上施加边界条件,模拟临床上常见的股骨远端软骨硬化后引起的膝关节生物力学变化,得到股骨应力、应变的变化规律。当软骨硬化后,引起负重区及硬化周围股骨异常应力、应变明显增加,并伴随软骨、半月板及胫骨继发性地应力增加,其最高应力、应变区主要分布在股骨前端及内侧。同时,通过有限元结果分析造成膝关节关节软骨硬化的可能原因及硬化后引起的后果,有助于进一步认识了解膝关节骨性关节炎退化过程,为参数化研究、临床医学治疗提供参考。

参考文献:

[1] 王亦璁. 膝关节外科的基础和临床[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2011.

[2] 王昊森, 郝智秀, 林剑浩, 等. 基于有限元方法的全髋关节假体个体化选型分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(3): 219-226.
Wang HS, Hao ZX, Lin JH, *et al.* Individualized selection of total hip prosthesis based on finite element method [J]. J Med Biomech, 2014, 29(3): 219-226.

[3] Manda K, Ryd L, Eriksson A. Finite element simulations of a focal knee resurfacing implant applied to localized cartilage defects in a sheep model [J]. J Biomech, 2011, 44(5): 794-801.

[4] Pena E, Calvo B, Martinez MA, *et al.* A three-dimensional finite element analysis of the combined behaviour of ligaments and menisci in the healthy human knee joint [J]. J Biomech, 2006, 39(9): 1686-1701.

[5] Armstrong C, Lai W, Mow V. An analysis of the unconfined compression of articular cartilage [J]. J Biomech Eng, 2010, 106(2): 165-173.

[6] Donzelli P, Spilker RS, Ateshian GA, *et al.* Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlation with tissue failure [J]. J Biomech, 1999, 32(10): 1037-1047.

[7] Guo Y, Zhang XS, Chen WY. Three-dimensional finite element simulation of total knee joint in gait cycle [J]. Acta Mechanica Solida Sinica, 2009, 22(4): 347-351.

[8] 师玉姝, 曹清. 气压膝关节机构强度的三维有限元分析[J]. 江汉石油学院学报, 2012, 22(2): 40-41.

[9] 张美超, 张余. 股骨-胫骨符合体模型在人体体重冲击下的运动力学响应研究[J]. 第一军医大学学报, 2013, 23(9): 908-910.

[10] 王建平, 韩雪莲, 季文婷, 等. 人体膝胫股关节相对运动的三维图像配准分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2009, 26(6): 1340-1344.

[11] Jiang Y, Jose G. Finite element modeling of in vivo knee joint contact under axial loading [J]. Biomaterials, 2007, 24(7): 1193-1204.

[12] Escobar A, Quintana JM, Aróstegui I, *et al.* Development of explicit criteria for total knee replacement[J]. Technol Assess Health Care, 2003, 19(1): 57-70.

[13] Shunji H, Reiji T. Three dimensional deformation and stress distribution in an analytical /computational model of the anterior cruciate ligament [J]. J Biomech, 2012, 33(9): 1069-1077.

[14] Godest AC, Bwaugonin M, Haug E, *et al.* Simulation of knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis [J]. J Biomech, 2010, 35(2): 267-275.

[15] 李明, 何志勇, 陶崑, 等. 全髋表面置换术后与正常股骨近端生物力学比较[J]. 医用生物力学, 2014, 29(3): 213-218.
Li M, He ZY, Tao K, *et al.* Biomechanical comparison between resurfacing hip arthroplasty and normal proximal femur [J]. J Med Biomech, 2014, 29(3): 213-218.

(上接第 24 页)

[12] Meng W, Butterworth J, Malecaze F, *et al.* Axial length of myopia: A review of current research [J]. Ophthalmologica, 2011, 225(3): 127-134.

[13] 王国辉, 陈维毅, 谢永芳. 力学刺激对巩膜成纤维细胞增殖活性及 CTGF 表达的影响[J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 186-189.
Wang GH. Chen WY, Xie YF. Effects of mechanical stimulation on proliferation activity and CTGF expression of sclera fibroblasts [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 186-189.

[14] Siegwart JT, Norton TT. The time course of changes in mRNA levels in tree shrew sclera during induced myopia and recovery [J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2002, 43(7): 2067-2075.

[15] 陶凯忠, 陈尔瑜, 丁光宏. 胶原纤维的结构和生物力学[J]. 解剖科学进展, 1998, 4(4): 289-292.