

DOI: 10.3969/j.issn.1005-8982.2016.08.014

文章编号: 1005-8982(2016)08-0065-06

论著

三维有限元分析内侧半月板全部切除后不同软骨缺损面积对膝关节应力的影响*

姬林松, 李彦林, 黄赞, 贾笛, 余洋, 高寰宇

(昆明医科大学第一附属医院 运动医学科, 云南 昆明 650032)

摘要:目的 利用核磁共振成像(MRI)二维图像数据准确构建出膝关节三维有限元模型,采用有限元方法分析内侧半月板全部切除后股骨软骨缺损面积大小对膝关节应力变化的影响。**方法** 利用膝关节 MRI 图像建立包括股骨、胫骨、内外侧半月板、内外侧副韧带、前后交叉韧带、髌骨及髌韧带的仿真膝关节数字化模型,在内侧半月板全部切除后的仿真数字化模型上于股骨内侧髌部最容易损伤部位虚拟 0.49、0.80、1.0、1.70、2.56 及 3.24 cm² 大小的缺损模型,在股骨上施加 1 150 N 垂直压应力,类似于在步态周期中的伸直状态,主要分析膝关节软骨及半月板最大压应力与最大剪切应力。**结果** 内侧半月板全部切除后股骨内侧髌部软骨缺损对内外侧间室接触应力均有影响,但以内侧间室影响较为明显。**结论** 利用仿真膝关节数字化模型可以有效模拟正常膝关节生物力学变化及内侧半月板全部切除后缺损面积大小对膝关节应力变化的影响。

关键词: 膝关节;软骨缺损面积;生物力学;有限元分析;半月板切除

中图分类号: R684.3

文献标识码: A

Finite element analysis of effects of different sizes of osteochondral defect after total medial meniscectomy*

Lin-song Ji, Yan-lin Li, Zan Huang, Di Jia, Yang Yu, Huan-yu Gao

(Department of Sport Medicine, the First Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming, Yunnan 650032, China)

Abstract: Objective To study the reconstruction of three dimensional finite element model based on two-dimensional MRI image data of the knee joint. To explore the stress effects on knee joint from the different sizes of osteochondral defect simulated on the medial femoral condyle after total medial meniscectomy with finite element analysis. **Methods** A fidelity 3-digital knee model including bones, articular cartilage, menisci and ligaments based on two-dimensional MRI image data was reconstructed. Then we developed a model of a total medial meniscectomy. Six full-thickness cartilage defects (0.49, 0.80, 1.0, 1.70, 2.56 and 3.24 cm²) were simulated on the medial femoral condyle, which corresponded to the most often damaged condyle. A compressive load of 1,150 N was applied at the top surface of the femur, which corresponded to the load of the gait cycle for a full extension position. The maximal-shear stress and maximal compressive stress were investigated. **Results** The contact stress of both the medial compartment and the lateral compartment of the knee joint was obviously affected by the different sizes of osteochondral defect simulated on the medial femoral condyle after total medial meniscectomy. But the impact of the medial compartment was more obvious than the lateral compartment. **Conclusions** A 3-digital fidelity knee model can provides a better understanding of the healthy knee contact behavior, and investigates the effect of cartilage defects simulated

收稿日期: 2015-09-18

* 基金项目: 云南省创新团队项目(No:2014HC018); 云南省国际合作项目(No:2013IA004); 云南省医学学科带头人培养基金(No:D-201207)

[通信作者] 李彦林, E-mail: 852387873@qq.com; Tel: 15987186373

on the medial femoral cartilage after total medial meniscectomy on the knee biomechanics.

Keywords: knee joint; osteochondral defect; biomechanical; finite element analysis; meniscectomy

半月板在膝关节运动过程中发挥着非常重要的作用。它除了传递载荷及分散负荷、维持关节稳定外,还有着吸收震荡、增加关节接触面、润滑关节等功能^[1]。研究表明,半月板全部切除数年后会导致关节软骨持续损伤^[2]。因为半月板切除后膝关节会出现较高的应力峰值、较大的应力集中及减震能力的下降等,上述现象明显改变膝部负重模式^[3]。同时会改变膝关节应力分布,减少膝关节接触面积,而且膝关节接触应力及剪切应力幅度与梯度均明显增加^[4]。既往有研究半月板切除后膝关节应力改变,亦有利用有限元方法分析膝关节股骨髁软骨缺损面积对膝关节应力变化的影响。但利用半月板切除后的膝关节数字化模型分析软骨缺损面积对膝关节应力变化的影响的研究较少。Pena 等^[5]报道的模型并未包括内外侧半月板、内外侧副韧带、前后交叉韧带、髌骨及髌韧带等主要结构,应用垂直应力时由于没有韧带限制股骨可能相对胫骨发生前移,模型过于简单而且未考虑膝关节软骨厚度。本研究利用包括股骨、胫骨、内外侧半月板、内外侧副韧带、前后交叉韧带、髌骨及髌韧带等重要结构的仿真膝关节数字化模型,并利用该模型分析内侧半月板全部切除后位于股骨内侧髁不同面积软骨缺损对膝关节接触应力和软骨缺损边缘应力变化的影响,有利于进一步了解软骨缺损与骨关节炎的关系。

1 资料与方法

1.1 研究对象及主要仪器

随机选取 1 例健康成年男性为研究对象。年龄 27 岁,身高 160 cm,体重 52 kg,无膝关节外伤史及风湿关节病史,行 X 线及 MRI 检查排除膝关节骨折、畸形、退变、半月板损伤、滑膜炎等病理变化。GE1.5T 超导型磁共振(美国 General Electric 公司),戴尔工作站 Precision T7500,CPU: Intel(至强)E5645 2.40 GHz 六核(X2),内存:24 GB DDR3 1 333 MHz,硬盘:1 TB 7 200 转,SATA,显卡:NVIDIA Quadro 4 000 2 GB,操作系统:Windows 7 专业版(64 bit)。交互式医学影像控制系统 mimics 16.0 软件(Materialise's interactive medical image control system,比利时 Materialise 公司,由西南交通大学计算机学院提供使用),Geomagic Studio 12 逆向工程软件(美国 Geo-

magic 公司,由上海数造机电有限公司提供使用),Imageware 13.0 逆向工程软件(美国 EDS 公司),Hypermesh 11.0 计算机辅助工程软件(美国 Altair 公司),Ansys 14.5 有限元分析软件(美国 Ansys 公司),均由西南交通大学计算机学院提供使用。

1.2 研究方法

1.2.1 二维图像采集 采用 GE 1.5T 超导型磁共振 MRI 扫描,获取二维图像,扫描体位:膝关节自然伸直并外旋 10~15° 角度固定。扫描参数设定为:矢状位 3D 质子密度加权成像序列,TR:11 000 ms,TE:25 ms;层厚 1.0 mm;层间距 0.2 mm;回波链 14;激励 2 次;矩阵:192/320;FOV:18。

1.2.2 建立三维模型 在计算机工作站上,将膝关节 MRI 扫描图像以 DICOM 格式导入 Mimics 16.0,定义上、下、左、右、前、后方向后,Mimics 16.0 中显示出矢状位、冠状位、额状位的二维图像。

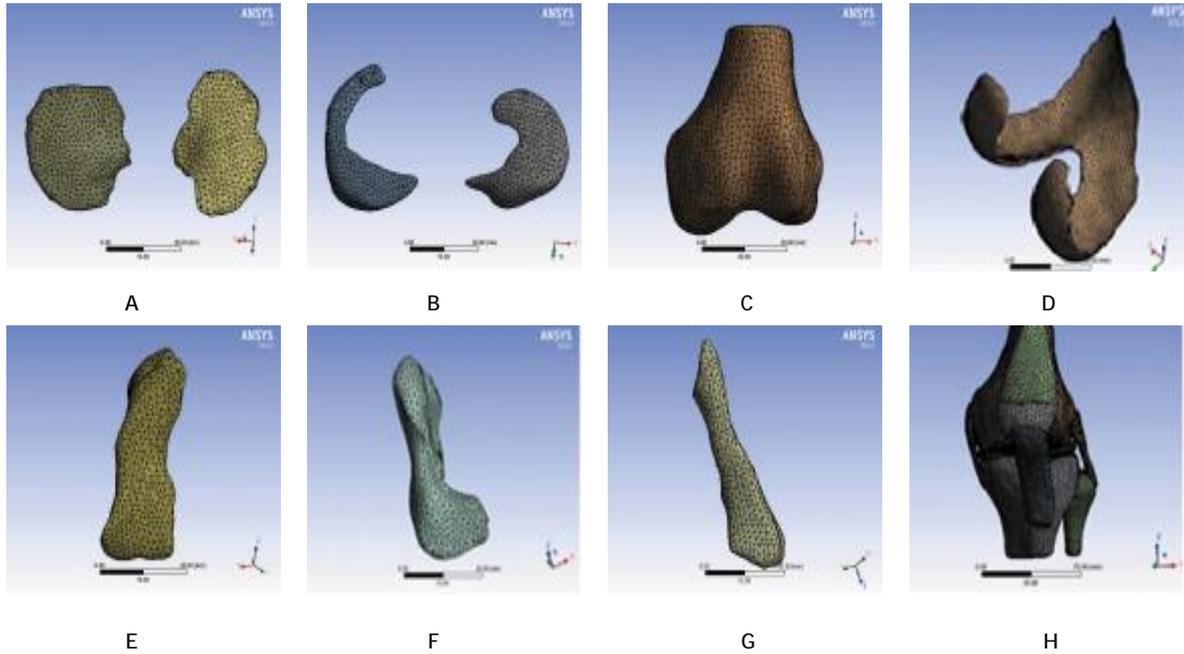
在“Masks”中建立一种新的绿色(Green),选择“Segmentation Menu”中的“Thresholding”,通过“Thresholding”调整上下阈值至蓝色“Masks”完全覆盖所有层面的骨组织。选择“Edit Masks”菜单中的“Erase”擦除股骨周围多余的绿色,定义出骨组织边缘。在 Green Masks 中选择“Region Growing”,点击不同的骨组织,“New Masks”,完成不同骨的划分。选择“Segmentation Menu”中的“Calculate 3D from Masks”,采用“High Quality”计算方法,运行后重建出膝关节三维数字化模型。

1.2.3 建立三维数字化模型及定义弹性模量 将三维模型数据导入 Geomagic Studio 12 逆向工程软件,通过定位点配准、曲面优化等过程,运算出一个膝关节三维数字化模型。

在 Hypermesh 11.0 软件中对膝关节数字化模型进行网格划分,网格划分后最终构建成包含股骨、胫骨、腓骨、内外侧副韧带等完整的三维有限元模型(见图 1)。

通过查阅文献,按表 1 定义弹性模量^[6-7]。

1.2.4 缺损模型建立 在膝关节数字化模型将内侧半月板全部切除,然后于股骨内侧髁最常见损伤部位制造 0.49、0.80、1.0、1.70、2.56 及 3.24 cm² 大小的缺损模型,深度足够达软骨下骨^[8]。在股骨上施加 1 150 N 垂直压应力,类似于步态周期中的伸直状



A:胫骨软骨;B:半月板;C:股骨;D:股骨软骨;E:后交叉韧带;F:前交叉韧带;G:外侧副韧带;H:膝关节前面观

图 1 膝关节三维数字化模型及其部分结构

表 1 膝关节三维数字化模型各材料属性

结构名称	弹性模量 E (MPa)	泊松比 μ
髌骨、股骨皮质骨	12 000	0.38
胫、腓骨皮质骨	6 900	0.49
前交叉韧带	116	0.30
后交叉韧带	87	0.30
髌腱	116	0.45
内、外侧副韧带	48	0.30
软骨	5	0.46

态,以内侧半月板切除后软骨缺损组为实验组,膝关节各部位完整的正常组为对照组分析膝关节软骨及半月板最大压应力与最大剪切应力。3例测试者分别对已建立的三维有限元模型进行分析,分别得到关节软骨和半月板各部位应力分布图,经统计学计算得到3次分析结果的平均值及标准差。

1.3 统计学方法

采用 SPSS 20.0 统计软件进行数据处理,计量资料用均数 \pm 标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示,统计分析用两独立样本的 t 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 正常软骨有限元分析结果

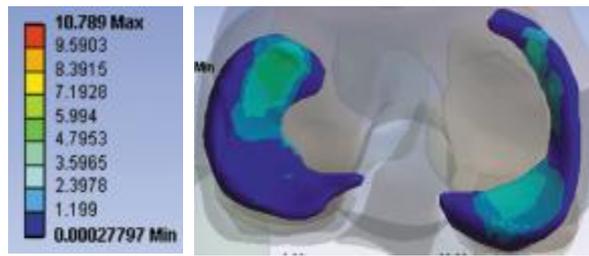
由应力分布图可见(见图2),对于正常膝关节,股骨内侧髁及外侧髁的前部软骨有较高的应力,最

大压应力分别为 (2.9 ± 0.12) 和 (4.0 ± 0.17) MPa,双髁后部软骨最大压应力分别为 (0.9 ± 0.10) 和 (0.7 ± 0.09) MPa,可见股骨内侧髁及外侧髁的前部为高负重区,而双髁后部为低负重区。与股骨髁部类似,胫骨平台也存在高负重区与低负重区,内侧胫骨平台及外侧平台软骨最大压应力分别为 (3.8 ± 0.11) 和 (1.9 ± 0.25) MPa。而对于半月板,大部分应力集中于内侧半月板后角及外侧半月板前角,最大压应力分别为 (3.1 ± 0.12) 和 (5.1 ± 0.26) MPa。故股骨髁及胫骨平台部软骨、半月板均存在低负重区及高负重区。

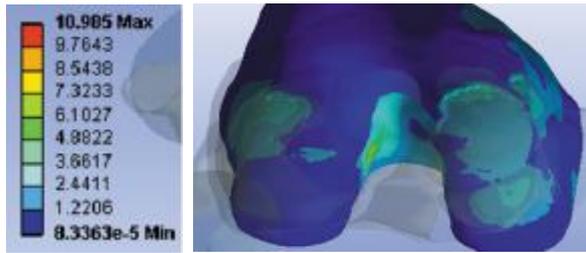
2.2 软骨缺损模型有限元分析结果

对正常膝关节软骨及半月板应力分析结果进行统计学分析,分析采用两独立样本 t 检验。软骨缺损组与正常组比较,股骨内侧髁及内侧胫骨平台关节软骨最大压应力及最大剪切应力,差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。软骨缺损组与正常组比较股骨外侧髁及外侧胫骨平台关节软骨、外侧半月板最大压应力及最大剪切应力均差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。说明内侧半月板全部切除后股骨内侧髁部软骨缺损对内外侧间室接触应力均有影响,但以内侧间室影响较为明显。

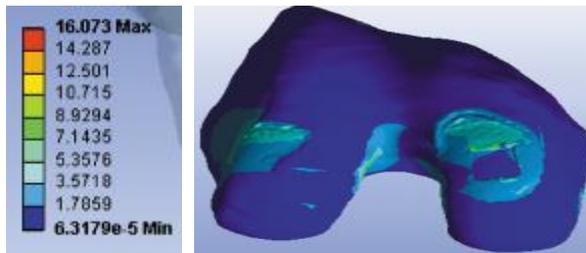
各个软骨缺损边缘的应力均明显出现应力集中,缺损面积越大应力升高越明显(见图3~5和表2~5)。内侧半月板全部切除后即使是缺损面积较小



A



B



C

A: 正常膝关节半月板; B: 正常膝关节股骨远端; C: 正常膝关节胫骨平台

图 2 健康软骨压应力分布

表 2 软骨缺损组与正常组内侧面最大压应力

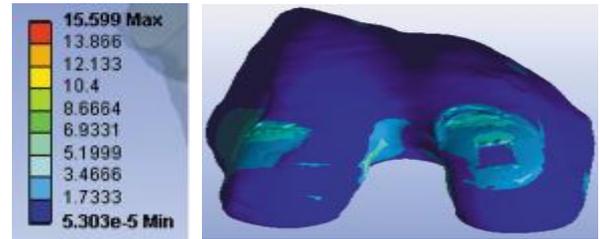
对比统计学分析 (MPa, $\bar{x} \pm s$)

组别	股骨内髌软骨	t 值	P 值	内侧胫骨平台软骨	t 值	P 值
0.49 cm ²	4.8 ± 0.23	29.92	0.000	4.0 ± 0.03	4.33	0.049
0.80 cm ²	5.85 ± 0.13	510.96	0.000	4.2 ± 0.09	34.64	0.001
1.00 cm ²	5.97 ± 0.09	177.25	0.000	4.7 ± 0.11	32.25	0.001
1.70 cm ²	6.7 ± 0.20	126.35	0.000	4.8 ± 0.25	12.37	0.006
2.56 cm ²	8.7 ± 0.24	83.72	0.000	6.5 ± 0.06	93.53	0.000
3.24 cm ²	9.8 ± 0.10	597.56	0.000	6.8 ± 0.08	173.21	0.000
正常组	2.9 ± 0.12			3.8 ± 0.11		

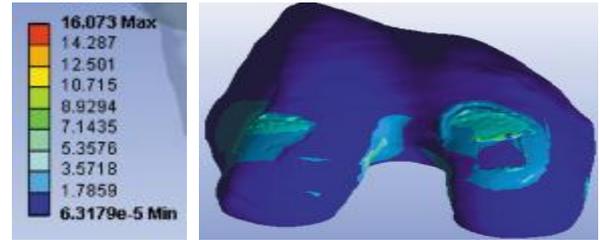
表 3 缺损组半月板及软骨最大压应力

相对正常组升高百分比 (%)

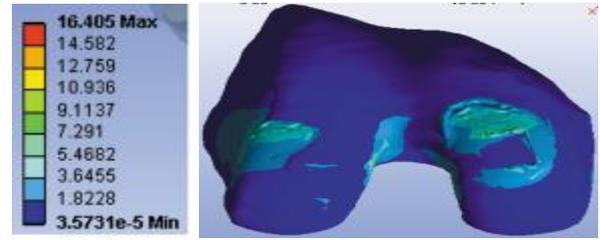
组别	股骨内髌软骨	股骨外髌软骨	内侧胫骨平台软骨	外侧胫骨平台软骨	外侧半月板
0.49 cm ²	65.5	12.5	5.3	26.3	47.1
0.80 cm ²	101.7	35.0	10.5	34.2	51.0
1.0 cm ²	105.9	40.0	23.7	36.8	52.9
1.70 cm ²	131.0	45.0	26.3	42.1	56.8
2.56 cm ²	200.0	62.5	71.0	57.9	60.8
3.24 cm ²	237.9	67.5	78.9	63.2	76.4



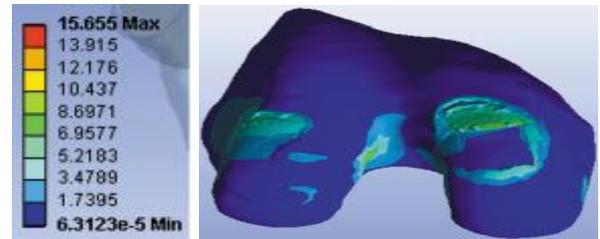
A



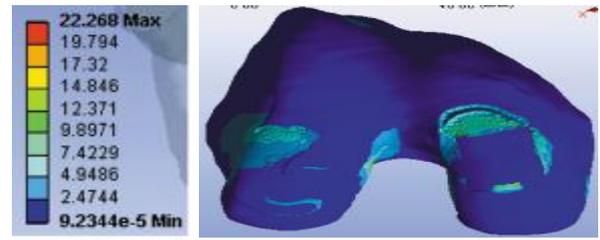
B



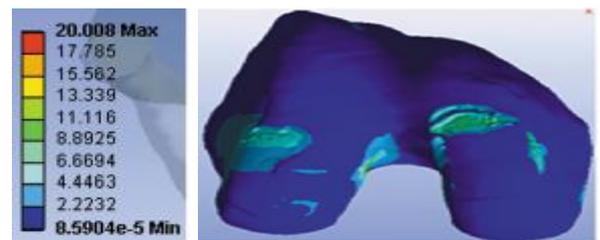
C



D



E



F

A: 缺损面积 0.49 cm²; B: 缺损面积 0.80 cm²; C: 缺损面积 1.00 cm²; D: 缺损面积 1.70 cm²; E: 缺损面积 2.56 cm²; F: 缺损面积 3.24 cm²

图 3 软骨缺损边缘最大压应力分布

表 4 软骨缺损组与正常组内侧间室最大剪切应力对比统计学分析 (MPa, $\bar{x} \pm s$)

组别	股骨内髌软骨	t 值	P 值	内侧胫骨平台软骨	t 值	P 值
0.49 cm ²	2.8 ± 0.13	21.170	0.001	2.3 ± 0.13	17.321	0.003
0.80 cm ²	3.4 ± 0.05	17.322	0.003	2.4 ± 0.25	5.196	0.035
1.00 cm ²	3.54 ± 0.12	31.870	0.001	2.7 ± 0.21	17.321	0.003
1.70 cm ²	3.9 ± 0.19	127.017	0.000	2.8 ± 0.22	17.321	0.003
2.56 cm ²	4.9 ± 0.20	277.128	0.000	3.6 ± 0.09	43.301	0.001
3.24 cm ²	6.0 ± 0.08	53.199	0.000	3.9 ± 0.12	103.923	0.000
正常组	1.7 ± 0.22			2.1 ± 0.15		

表 5 缺损组半月板及软骨最大剪切应力相对正常组升高百分比 %

组别	股骨内髌软骨	股骨外髌软骨	内侧胫骨平台软骨	外侧胫骨平台软骨	外侧半月板
0.49 cm ²	64.7	12.5	4.8	28.0	43.8
0.80 cm ²	100.0	29.2	14.2	32.0	50.7
1.00 cm ²	108.0	37.5	28.6	36.0	54.1
1.70 cm ²	129.4	41.7	33.3	41.0	60.9
2.56 cm ²	188.2	58.3	71.4	70.0	64.3
3.24 cm ²	252.9	63.5	85.7	71.0	71.2

的 0.49 cm² 与 0.80 cm² 的应力升高也极为明显(见表 2~5 和图 4~5),缺损边缘最大压应力分别为(4.8 ± 0.23)MPa 和(5.85 ± 0.13)MPa,相对于正常软骨(2.9 ± 0.12)MPa 分别增高 65.5%和 101.7%。0.49 cm² 与 0.80 cm² 缺损面积的剪切应力分别为(2.8 ± 0.13)MPa 和(3.4 ± 0.05)MPa,相对于正常软骨(1.7 ± 0.22)MPa 分别增高 64.7%和 100%。

3 讨论

本研究重建的数字化模型包括股骨、胫骨、内外侧半月板、内外侧副韧带、前后交叉韧带、髌骨及髌韧带等膝关节主要结构。建立高保真度的膝关节数字化模型,从而确保获得的接触应力更接近实际情况。本室建立的模型软骨缺损处位于内侧髌,主要考虑内侧髌软骨是膝关节最容易损伤部位^[9]。Lee 等^[10]发现,半月板成型后影响关节软骨退变主要为最大接触应力而非平均接触应力,因此,本实验仅计算最大压应力及最大剪切应力。

实验结果显示,内侧半月板全部切除后,由于股骨髌中间区域软骨因直接与胫骨平台软骨相接触,即使是较小的缺损面积,缺损边缘及内侧胫骨平台最大压应力增高也非常明显,缺损面积越大,应力增高也更大。而且未发现与内侧半月板完整时虚拟股骨内侧髌部不同缺损面积出现的分界线效应^[9]。既往研究显示,半月板撕裂或者部分切除后对外侧间室应力影响不大^[11],但本实验结果显示,内侧半月板全部切除后外侧间室应力增高明显,说明内侧半月板全部切除后股骨髌部软骨缺损对内外侧间室应力分布均有影响,缺损面积越大影响越大,尤其对内侧间室影响更大。外侧间室在内侧半月板全部切除后软骨及外侧半月板最大应力均明显增加,可能是内侧半月板全部切除后膝关节力线发生改变,内侧关节间隙变窄,膝关节应力分布改变导致^[12-13]。

既往研究表明,较大面积的软骨缺损相对小的软骨缺损常常有较差的临床结果,可能预示着软骨的退变与软骨缺损面积有较大的关系^[14]。对于较大的软骨缺损,负重区域应力会重新再分布,这将导致正常软骨因负重增加而出现关节内流体压降低,从而出现软骨营养不良及关节摩擦力增加,从而出现正常软骨退变^[6,15]。本实验亦证明该观点,较大的软骨缺损边缘应力明显增加,由此可能导致部分正常软骨退变,而对于缺损面积较小的软骨缺损,应力增加不明显。与 Pena 及 Dong 的实验结果类似^[5,16]。

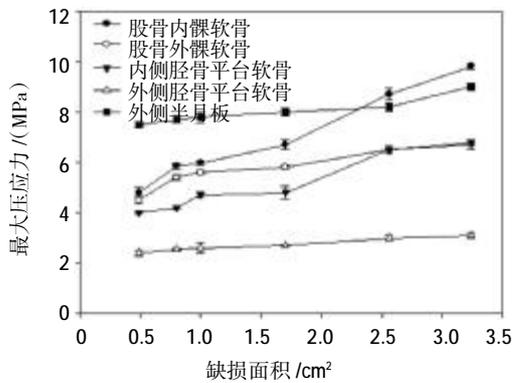


图 4 缺损面积与最大压应力关系

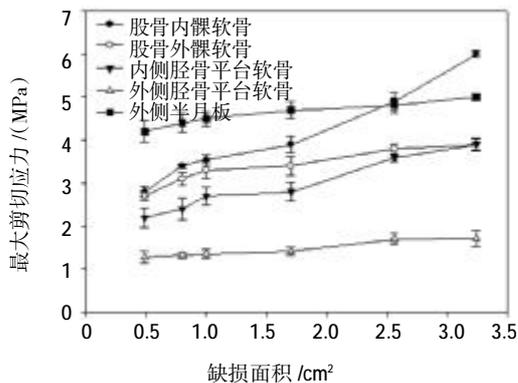


图 5 缺损面积与最大剪切应力关系

当然本实验仍存在一些局限性。首先,实验分析膝关节伸直位时膝关节各部位的应力变化,而没有行动态模拟分析;其次,半月板及软骨在实验中被定义为单相线弹性和同一性的材料,而学者多认为他们应该在建模时考虑时变性的多孔弹性材料。另外软骨缺损模型为不同面积的四方型,可能与临床的实际情况有一定差异。尽管存在以上局限性,实验仍有助于了解不同缺损面积对膝关节应力变化的影响,为临床工作提供理论依据。

参 考 文 献:

- [1] Fox AJ, Wanivenhaus F, Burge AJ, et al. The human meniscus: A review of anatomy, function, injury, and advances in treatment [J]. *Clin Anat*, 2015, 28(2): 269-287.
- [2] Crevoisier X, Munzingger U, Drobny T. Arthroscopic partial meniscectomy in patients over 70 years of age[J]. *Arthroscopy*, 2001, 17(7): 732-736.
- [3] Macnicol M, Thomas N. The knee after meniscectomy[J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2000, 82(2): 157-159.
- [4] Pena E, Calvo B, Martinez MA, et al. Why lateral meniscectomy is more dangerous than medial meniscectomy. A finite element study[J]. *J Orthop Res*, 2006, 24(5): 1001-1010.
- [5] Pena E, Calvo B, Martinez MA, et al. Effect of the size and location of osteochondral defects in degenerative arthritis. A finite element simulation[J]. *Comput Biol Med*, 2007, 37(3): 376-387.
- [6] Pena E, Calvo B, Martinez MA, et al. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics[J]. *Clin Biomech(Bristol, Avon)*, 2005, 20(5): 498-507.
- [7] Innocenti B, Truyens E, Labey L, et al. Can medio-lateral base-plate position and load sharing induce asymptomatic local bone resorption of the proximal tibia? A finite element study[J]. *J Orthop Surg Res*, 2009, 4: 26.
- [8] Saarakkala S, Julkunen P, Kiviranta P, et al. Depth-wise progression of osteoarthritis in human articular cartilage: investigation of composition, structure and biomechanics[J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2010, 18(1): 73-81.
- [9] Carter DR, Beaupre GS, Wong M, et al. The mechanobiology of articular cartilage development and degeneration[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 427(427 Suppl): S69-77.
- [10] Lee SJ, Aadalen KJ, Malaviya P, et al. Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee[J]. *Am J Sports Med*, 2006, 34(8): 1334-1344.
- [11] Yang N, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK. The combined effect of frontal plane tibiofemoral knee angle and meniscectomy on the cartilage contact stresses and strains[J]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37(11): 2360-2372.
- [12] Bai B, Kummer FJ, Sala DA, et al. Effect of articular step-off and meniscectomy on joint alignment and contact pressures for fractures of the lateral tibial plateau[J]. *J Orthop Trauma*, 2001, 15(2): 101-106.
- [13] Bae JY, Park KS, Seon JK, et al. Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2012, 50(1): 53-60.
- [14] Flanigan DC, Harris JD, Brockmeier PM, et al. The effects of defect size, orientation, and location on subchondral bone contact in oval-shaped experimental articular cartilage defects in a bovine knee model[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014, 22(1): 174-180.
- [15] Dabiri Y, Li LP. Altered knee joint mechanics in simple compression associated with early cartilage degeneration[J]. *Comput Math Methods Med*, 2013, 2013: 862903.
- [16] Dong YF, Hu GH, Zhang LL, et al. Accurate 3D reconstruction of subject-specific knee finite element model to simulate the articular cartilage defects[J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University (Science)*, 2011, 16: 620-627.

(张蕾 编辑)