

文章编号: 1000-4750(2010)03-0251-06

移植隧道对股骨力学性能的影响

*黄荣瑛, 许勇刚, 王田苗

(北京航空航天大学机械工程及自动化学院, 北京 100191)

摘 要: 该文应用 Mimics 8.1 软件由膝关节螺旋 CT 数据重构 3D 股骨模型。基于该模型依据单束、双束韧带重建手术的要求, 建立了膝关节正常股骨、含单移植、双移植隧道股骨的三种近似三维有限元模型。根据股骨在关节屈伸中承受载荷的性质提取压缩、弯曲和扭转三种作用力, 分别加载到上述三种有限元股骨模型上, 进行有限元仿真。该文提出截面应力比较法, 从股骨截面应力云图中提取最大有效应力值与最大第一主应力值为指标来评定隧道对股骨承载性能的影响, 通过对比分析表明: 无论采用前交叉韧带重建的哪种方法, 在正常压缩、弯曲和扭转的三种负载下, 隧道对 ACL 重建后的截面应力分布状态影响不明显, 对股骨最大有效应力值的影响较弱(应力变化量 $\leq 5.06\%$), 对股骨第一主应力值的影响也较小(变化量 $\leq 6.85\%$)。总之, ACL 重建移植隧道对股骨承载应力的影响较小。在临床手术中医生对股骨隧道的视点只需放在起止点的准确选取上。该文提出的截面应力比较法丰富了 ACL 重建术后的股骨力学性能评定的技术与方法。

关键词: 股骨; 有限元模型; 移植隧道; 应力; 生物力学

中图分类号: R318.01 **文献标识码:** A

EFFECTS OF FEMORAL TUNNELS ON MECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN FEMUR

*HUANG Rong-ying, XU Yong-gang, WANG Tian-miao

(School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: Firstly in this paper, a three dimensional model of human femur was built based on spiral CT images utilizing the software Mimics 8.1. Based on this femur model and according to the demand of the ligament reconstruction surgery, three approximately 3D finite element models corresponding to intact femur model, the femur model with a single tunnel and femur model with double tunnels are built. Then, the loads received by the femur in joint movement are decomposed into three forces: namely compress, bend and torsion forces and are applied to the three finite element femur models to carry out the finite element simulation. This paper introduces the sectional stress comparison method, which extract the max virtual stress and max primary stress from stress nephogram of femur sections to evaluate the tunnels' effects on femur's mechanical properties. The results show that, the femoral tunnels affect the distribution of femur section stress insignificantly after ACL reconstruction, with the max virtual stress and max primary stress change less than 5.06% and 6.85% respectively. Therefore, surgeons can only concentrate their attentions on considering the precise sites of the femoral tunnels in the surgery. Also, the section stress comparison method proposed in this work suggests a new way to evaluate femur's mechanical properties after ACL reconstruction.

Key words: femur; finite element model; femoral tunnels; stress; biomechanics

收稿日期: 2008-10-30; 修改日期: 2009-09-07

基金项目: 国家科技支撑计划项目(2006BA103A16); 北京市科委 2006 年度科技计划重大项目(H060720050230)

作者简介: *黄荣瑛(1955—), 女, 甘肃人, 副教授, 博士, 从事骨外科生物力学与医疗机械研究(E-mail: buaahry@yahoo.com.cn);

许勇刚(1985—), 男, 湖北人, 硕士, 从事人体生物力学研究(E-mail: xuyongang221@163.com);

王田苗(1960—), 男, 湖北人, 教授, 博士, 院长, 从事医用/微小型机器人和嵌入式机电控制理论研究(E-mail: itm@buaa.edu.cn).

膝关节处的前交叉韧带 (Anterior Cruciate Ligament, ACL) 是膝关节中极易损伤的部位, ACL 的损伤对患者运动功能会造成明显的影响, 如果不及治疗, 将继发软骨、半月板等组织的损伤, 引起关节退变。目前对 ACL 损伤的治疗以重建为主^[1], 重建方式被分为单束隧道和双束隧道等方法 (如图 1), Woo^[2]和 Yagi^[3]通过在尸体标本上的重建试验, 得到单束重建法虽能有效地限制胫骨前移, 但却不能完全有效的控制股骨内屈曲和外翻载荷作用时胫骨内翻、外翻的结论。Edwards^[4]的实验证明: 双隧道重建符合膝关节前交叉韧带的解剖特征, 能更好的满足关节生物力学要求, 但重建手术却更为复杂。由此导致这两种方法在临床手术上的选用频率相当^[1]。在 ACL 重建有限元仿真方面, Pena E^[5]等分析了在屈曲 0° 到 60° 过程中 ACL 移植受股骨和胫骨处移植隧道角度的影响, 指出移植韧带损伤主要因素是股骨上移植隧道的角度, Yusuke^[6]等分析了单束和双束 ACL 重建手术对胫股关节处接触应力和面积的影响, 提出重建手术可能会引起胫股关节处关节炎发病率增高的观点, 尤其以单束重建更为明显。然而, 关于移植隧道对于骨组织的影响还没有相关报道。本文对单束/双束重建隧道对股骨力学性能的影响展开对比分析研究, 主要内容为三部分: 由螺旋 CT (Computer Tomography) 图象数据重建膝关节股骨模型; 确定移植隧道位置, 建立含隧道的有限元模型; 对 ACL 重建前后的股骨模型进行有限元仿真及表面应力分布对比, 揭示隧道对股骨应力影响的机理。本文所建立的截面应力比较法和通过截面最大有效应力值与最大第一主应力值来评定含隧道股骨的力学性能的方法, 为测试与评定骨外科手术效果提供了技术与方法。

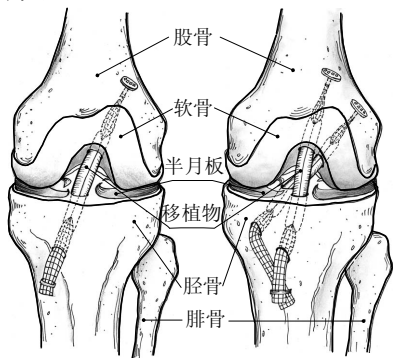


图 1 ACL 单束重建(左)和双束重建(右)

Fig.1 Single-bundle ACL reconstruction (L) and double-bundle ACL reconstruction (R)

1 股骨有限元模型建立

1.1 数据采集

实验采用 TOSHIBA/Aquilion 螺旋 CT 扫描仪一台, 对一正常成人志愿者膝关节扫描, 采集完全伸直位时的膝关节电子数据。扫描主平面为膝关节的横断面, 主扫描面分辨率为 512×512, 扫描切片数为 301 层, 层间距为 0.782mm。

1.2 股骨模型重建和移植隧道选取

3D 股骨模型重建在 Mimics 8.1 软件平台上进行, 包括: 图像分割、轮廓插值、三维重建。其中图像分割是指在 CT 图像上将所需建模的股骨组织信息提取出来的过程, 本例中采用阈值分割、人工修补等步骤, 对膝关节处的股骨进行图像提取; 轮廓插值指在扫描平面上采用灰度插值, 使股骨组织在每一层切片上都生成等值线; 三维重建是指对股骨在所有切片中的等值线进行插值, 从而生成股骨表面的过程 (如图 2)。

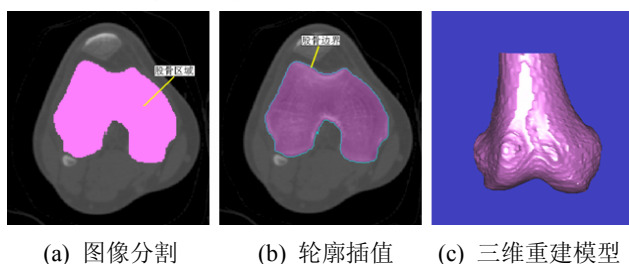
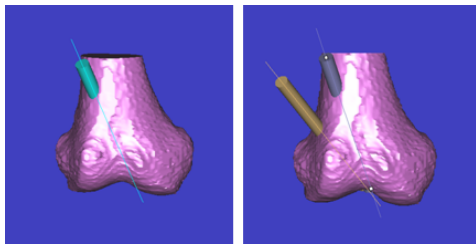


图 2 股骨建模

Fig.2 Reconstruction of femur model

移植隧道选取是生成移植隧道的过程, CT 图像数据对股骨的 3 个截面 (矢状面、冠状面、横断面) 显示比较清楚, 根据移植隧道选取的原则分别建立一个和两个圆柱, 代表一条和两条隧道 (如图 3), 规划如下: 单束重建时隧道入口中心采用 Bernard 的“四格法”定位^[7] (如图 4), 在股骨标准侧位 X 线影像中, 平行于 Blumensaat 线 (股骨紧贴膝盖上方的内缝线) 方向, 隧道中心到股骨外侧髁后缘的距离为股骨外髁前后径的 25%, 垂直于 Blumensaat 线方向上隧道中心与髁间窝顶的距离是髁间窝高度的 28.5%^[8], 在正位 X 线影像中采取时钟定位法, 隧道方向定位于 10:30—11:00 (右膝) 或 1:00—1:30 位置 (左膝); 双束重建时前内侧束骨道位于股骨外髁的内侧面, 接近髁间窝顶点, 左膝关节在 1 点的位置, 右膝关节在 11 点的位置, 其中心点距离髁间窝后缘 5mm—8mm, 后外侧束骨道位于前内侧束骨道的前下外方, 两骨道的中心点相距约

8mm—10mm。



(a) 单隧道股骨模型 (b) 双隧道股骨模型

图 3 含重建隧道股骨模型

Fig.3 Femur model with femoral tunnel

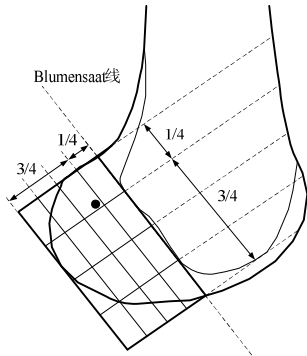


图 4 股骨隧道规划：四分格法^[7]

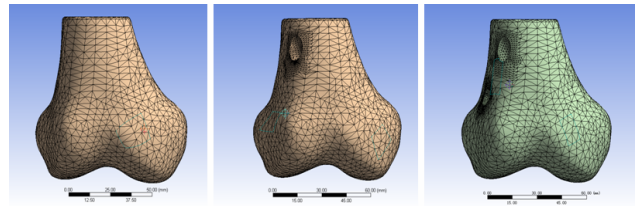
Fig.4 Femoral tunnel planning: Quadrant method

1.3 模型表面处理

模型表面处理在 Geomagic studio 8 软件中完成, 包括表面光滑处理和 NURBS 曲面生成两个步骤。表面光滑处理是对 Mimics 8.1 软件所导出的股骨模型表面进行处理, 包括去除冗余的信息和表面光滑处理两部分。NURBS 曲面生成指对基于小三角面片建立各股骨模型以 NURBS 曲面近似股骨外表面, 不仅减小模型文件大小, 也为后续处理提供方便。

1.4 有限元模型建立

正常股骨及含移植隧道股骨的有限元模型的建立在 ANSYS 11.0 软件平台下完成, 包括布尔运算, 单元类型的选取和网格划分两个步骤。布尔运算指去除股骨上包含移植隧道的部分, 分别建立含单隧道和双隧道的股骨模型。根据重构模型特点来选取单元类型, 考虑到各股骨模型表面形状比较复杂选择 SOLID 187 单元类型。采用智能网格划分法进行网格划分, 同时对隧道起止处附近部位采取网格细化(如图 5), 以便降低移植隧道起止处应力集中造成的影响, 划分结果: 完整股骨划分节点 15261 个, 单元数 8961 个; 含单隧道股骨划分节点 64859 个, 单元数 43319 个; 含双隧道股骨划分节点 80720 个, 单元数 54080 个。



(a) 正常股骨 (b) 单隧道股骨 (c) 双隧道股骨

图 5 股骨的有限元模型

Fig.5 Finite element models of intact femur

2 有限元模型

2.1 材料属性

人体股骨主要由密质骨和松质骨组成, 密质骨和松质骨的力学属性不同, 各向异性, 但均被认为是粘弹性材料。目前, 人体股骨材料特性的确定仍是骨外科医学中的焦点问题, 处在研究阶段^[9-10], 没有统一的概念与规则可循。然而, 根据相关研究结果^[9]及小变形与小误差理论, 在对股骨施加的力和力矩较小时, 用线弹性理论处理股骨变形, 产生的误差在可以忽略的范围之内。为此, 本研究将模型简化, 假设它为各向同性的弹塑性材料^[10-11], 试验中股骨材料数据如表 1。

表 1 股骨的材料属性

Table 1 Material property of femur

特性参数	数值
弹性模量	16.7GPa
泊松比	0.3
拉伸屈服强度	60MPa
拉伸极限强度	63MPa
压缩屈服强度	107MPa
压缩极限强度	120MPa

2.2 载荷和边界条件

为分析单隧道、双隧道引起的股骨应力分布与应力变化的影响, 参照 Zohar Yosibash 和 Royi Padan 等人将股骨头远端固定于实验台^[9], 在股骨头部沿轴向及垂直轴向施加力测试股骨头应力的方法, 在股骨的有限元分析中采用对股骨髁远端施加固定约束模拟端面固定, 对股骨髁处分别施加压缩、弯曲及扭转 3 种载荷: 1) 沿轴向施加压力(人体处于直立位状态); 2) 垂直轴向施加弯曲力(关节屈曲 90° 的位形); 3) 沿股骨轴向加载扭矩(大腿受扭时情况)。同时, 对正常股骨和含单隧道、双隧道的股骨施加的载荷类型、大小, 作用方式与作用面积均相同, 并结合模型的材料范围及参考相关文献中的实验数据^[12], 选取压缩和弯曲力为 0.5BW(body weight, 志愿者自重按 75kg 计算), 扭转载荷为

10N·m, 作用于股骨/半月板和胫骨平台相接触的面积上(如图 6)。有限元仿真应用 ANSYS11.0 软件实

现, 获得的各种股骨模型在不同载荷作用下的应力分布云图(如图 7—图 9)。

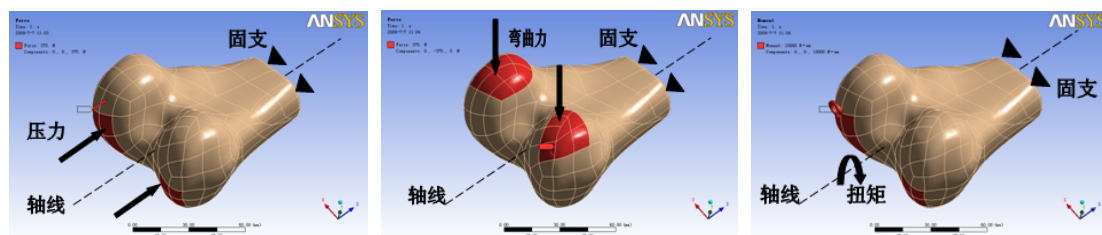
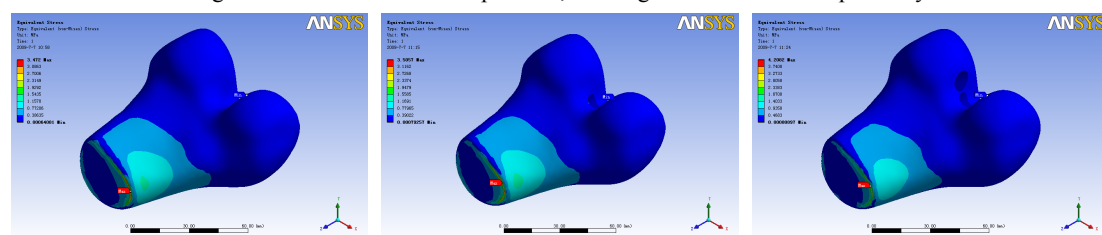


图 6 股骨在压缩力、弯曲力和扭矩下受力简图

Fig.6 Femurs under the compressive, bending or torsion loads respectively



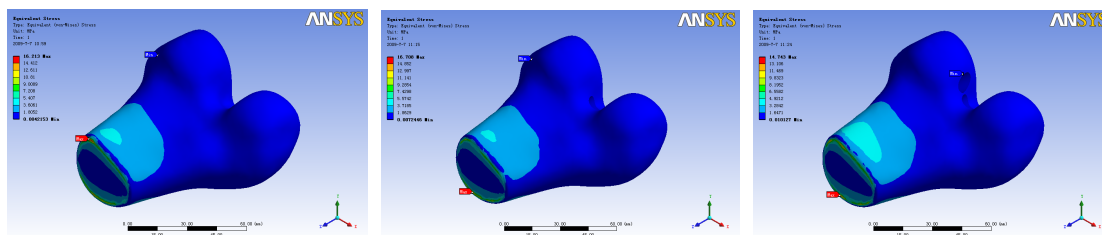
(a) 正常股骨

(b) 单隧道股骨

(c) 双隧道股骨

图 7 股骨压缩时受力云图

Fig.7 Stress distribution of femur under compressive loads



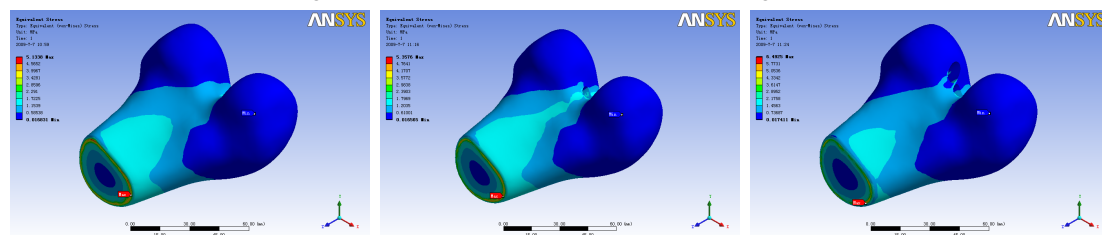
(a) 正常股骨

(b) 单隧道股骨

(c) 双隧道股骨

图 8 股骨弯曲时受力云图

Fig.8 Stress distribution of femur under bending loads



(a) 正常股骨

(b) 单隧道股骨

(c) 双隧道股骨

图 9 股骨受扭矩时受力云图

Fig.9 Stress distribution of femur under torsional loads

2.3 提取股骨的截面应力分布

1) 应力集中与单元划分收敛检验。

观察在压缩、弯曲及扭转载荷作用下的股骨应力云图(图 7—图 9), 移植隧道引起股骨应力分布变化, 另外, 无论作用何种载荷, 最大有效应力值均出现在远离股骨髁端的端面上。为检验该端面上的应力集中与单元划分的收敛性, 选取网格尺寸为 2mm、3mm 和 4mm 三种密度, 对比该单元划分下

的股骨表面最大有效应力值, 其误差达到 17.7%(分别为 4.565MPa、3.879MPa、4.208MPa)。另外, 在该股骨模型以最大有效应力为收敛目标的迭代计算中, 随着网格的逐渐细化, 模型的最大有效应力值却不断增大, 呈现不收敛状态, 说明端部存在应力集中的现象。

为此, 对该股骨端部倒角以减小应力集中, 并在收敛计算中消除局部区域的应力集中对整体应

力分布的影响,以含双隧道股骨表面的最大有效应力为收敛目标进行求解迭代,仅单次迭代求解就达到收敛(相对误差 $\leq 2\%$),证实了在远离股骨髁端部存在应力集中。

在除去含双隧道股骨端部集中应力后仍以2mm、3mm和4mm三种网格密度进行单元划分收敛检验,得到收敛结果分别为1.233MPa、1.229MPa、1.234MPa,相对误差仅为0.41%,表明该股骨的单元划分表面最大有效应力的计算收敛。

2) 提取股骨的截面应力分布。

鉴于上述在去除应力集中后以2mm、3mm和4mm网格密度划分单元收敛的结果,同时,综合考虑股骨应力云图7—图9、股骨骨骼结构及股骨功能特性等因素,选取在距股骨髁远端端面5mm、15mm和70mm三个位置为截面位置,从股骨应力云图(图7—图9)上截取截面应力分布云图(如图10),其

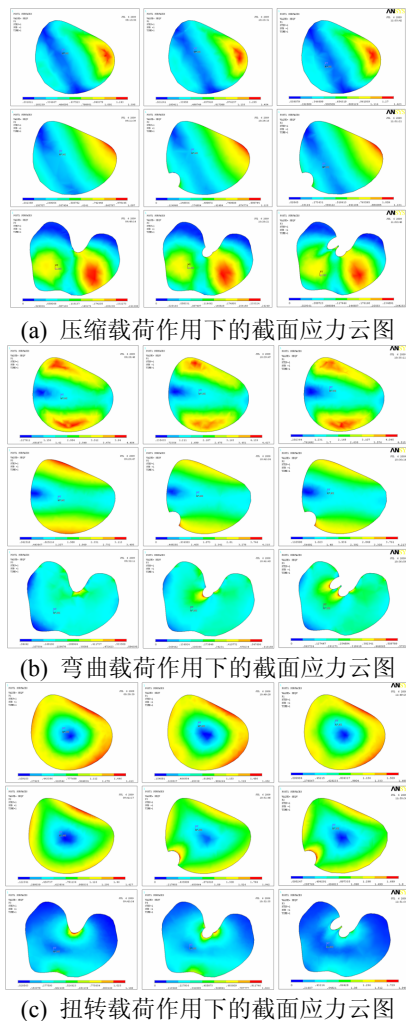


图10 完整、含单隧道和含双隧道股骨三截面在三种载荷下的应力云图

Fig.10 Stress distribution of each three sections of intact, single-tunnel and double-tunnel femurs under three loads

中:由上向下为距股骨髁远端端面5mm、15mm和70mm处的三个截面位置,从左向右为正常/含单/双隧道股骨模型类别。

3 有限元仿真分析

采用截面法提取在压力、弯曲力和扭矩三种载荷下各种股骨仿真模型三个截面(距离股骨髁远端端面5mm、15mm和70mm处)上的截面应力云图后,直接在截面应力云图上选取最大有效应力值(如表2)和最大第一主应力值(如表3),作为隧道对股骨应力影响的比较指标;以正常、含单/双隧道这三类股骨模型在同一轴向位置的截面应力值构成比较组,作组内的应力比较(不包括存在应力集中现象的截面组),用应力分布的变化量来评定隧道对股骨应力的影响特性。比较结果表明:无论承受何种载荷,单隧道、双隧道均使ACL重建术后股骨截面的最大有效应力值增大,而最大第一主应力值变化并不明显。其中,在直立位股骨承受压缩载荷时,单移植隧道引起截面的有效应力值变化不超过4.23%,双隧道模型不超过3.1%;而单隧道模型对第一主应力值的影响不超过6.85%,双隧道模型不超过4.26%。当股骨承受弯曲载荷时,重建隧道对各截面的最大有效应力和第一主应力影响也较小(单束依次为 $\leq 5.06\%$ 和 $\leq 4.01\%$,双束为 $\leq 2.52\%$ 和 $\leq 3.25\%$);在扭矩作用下各截面应力受隧道影响同样也较小(单束依次为 $\leq 2.4\%$ 和 $\leq 0.19\%$,双束 $\leq 4.46\%$ 和 $\leq 1.4\%$)。总之,在排除应力集中截面组

表2 各股骨截面在三种载荷作用下最大有效应力值 (“—”表明该条件下存在应力集中)

Table 2 Max von Mises stress of each femur sections under the three loads (— for the stress concentration it exists)

应力值/ MPa	0.5BW 压力			0.5BW 弯曲			扭矩 10N·m		
	5mm	15mm	70mm	5mm	15mm	70mm	5mm	15mm	70mm
正常股骨	1.395	1.097	0.261	4.404	3.495	—	1.613	1.627	—
单隧道股骨	1.454	1.125	0.263	4.627	—	—	1.652	—	1.026
双隧道股骨	1.423	1.131	0.264	4.515	—	0.5735	1.685	—	—

表3 各股骨截面在三种载荷作用下最大主应力值 (“—”表明该条件下存在应力集中)

Table 3 Max 1st principal stress of each femur sections under the three loads (— for the stress concentration it exists)

应力值/ MPa	0.5BW 压力			0.5BW 弯曲			扭矩 10N·m		
	5mm	15mm	70mm	5mm	15mm	70mm	5mm	15mm	70mm
正常股骨	0.438	0.526	0.188	4.218	3.502	—	1.072	0.933	0.514
单隧道股骨	0.468	—	0.190	4.387	3.581	—	1.074	—	—
双隧道股骨	0.421	—	0.180	4.081	3.580	—	1.087	—	—

之后, 移植隧道对股骨应力的影响较小, 在临床手术(或实验)中医生需重点考虑股骨隧道起止点的定位精度, 而隧道的其它因素不会对术后股骨的承载性能产生多大的负面影响。

4 结论

本文应用 Mimics 8.1 软件在由膝关节螺旋 CT 数据重构 3D 股骨模型的基础上, 按照单束、双束前交叉韧带移植手术的技术要求, 确定股骨上的单移植、双移植隧道的位置, 构建 ACL 重建股骨模型。同时, 根据膝关节股骨在屈曲中的承载情况提取压缩、弯曲、扭转三种作用力分别加载到正常股骨、含单移植、双移植隧道股骨的模型上, 应用 ANSYS11.0 有限元软件对三种股骨模型作承载后的应力分布仿真, 同时, 为排除股骨髁远端面因 CT 扫面断面引起的应力集中对股骨整体应力评定的影响, 采用截面应力对比法: 分别沿股骨轴线距离该端部 5mm、15mm 和 70mm 处提取三个截面的应力分布云图, 从截面应力云图上选出截面的最大有效应力值与截面最大第一主应力值作为评定指标, 通过比较三种股骨截面上的这两个应力值, 来评定 ACL 重建隧道对术后股骨力学性能的影响。对比结果表明: 不论是采用前交叉韧带单束重建, 还是双束重建, 移植隧道对术后的膝关节股骨在承受压、弯及扭的正常载荷时的最大有效应力值影响不明显, 对第一主应力影响也较小。由此可见, 在不涉及 ACL 重建对膝关节供血与膝关节润滑的影响时, 单就重建手术隧道对股骨的影响, 仅需医生在临床术中主要考虑股骨处移植隧道起止点的准确选取问题^[13]。再则, 如何减小隧道处应力集中问题有待于继续研究。

参考文献:

- [1] Charles Crawford, John Nyland, Sarah Landes. Anatomic double bundle ACL reconstruction: A literature review [J]. Knee Surg Sports Trauma Arthrosc, 2007, 15: 946—964.
- [2] Woo S L, Kanamori A, Zeminski J. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon: A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads [J]. J Bone Joint Surg, 2002, 84(6): 907—914.
- [3] Yagi M, Wong E K, Kanamori A. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction [J]. American Journal of Sports Medicine, 2002, 30(5): 660—666.
- [4] Edwards T B, Guanche C A, Petrie S G. In-vitro comparison of elongation of the anterior cruciate ligament and single and dual-tunnel anterior cruciate ligament reconstructions [J]. Orthopedics, 1999, 22(6): 577—584.
- [5] Pena E, Calvo B, Martinez M A. Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint [J]. Journal of Biomechanics, 2006, 21: 508—516.
- [6] Yusuke Morimoto, Mario Ferretti, Max Ekdahl. Tibiofemoral joint contact area and pressure after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction [J]. Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2009, 25(1): 62—69.
- [7] Bernard M, Hertel P. Intraoperative and postoperative insertion control of anterior cruciate ligament-plasty. A radiological measuring method (quadrant method) [J]. Der Unfallchirurg, 1996, 99(5): 332—340.
- [8] Volker Musahl, Andreas Burkart, Richard E. Anterior cruciate ligament tunnel placement: Comparison of insertion site anatomy with the guidelines of a computer-assisted surgical system [J]. Arthroscopy, 2003, 19(2): 154—160.
- [9] Zohar Yosibash, Royi Padan, Leo Joskowicz. A CT-based high-order finite element analysis of the human proximal femur compared to in-vitro experiments [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2007, 129: 297—309.
- [10] Gray Hans A, Fulvia Taddei, Zavatsky Amy B. Experimental validation of a finite element model of a human cadaveric tibia [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2008, 130: 1—9.
- [11] John Currey. Incompatible mechanical properties in compact bone [J]. Journal of Theoretical Biology, 2004, 231: 569—580.
- [12] Haut Tammy Donahue, Hull M L, Rashid Mark M. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2002, 124: 273—280.
- [13] Thore Zantop, Ann-Kristin Haase, Freddie H F. Potential risk of cartilage damage in double bundle ACL reconstruction: impact of knee flexion angle and portal location on the femoral PL bundle tunnel [J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2008, 128: 509—513.