

文章编号:1004-7220(2012)04-0375-06

前交叉韧带力学特性差异对膝关节有限元仿真结果的影响

万超, 郝智秀, 温诗铸

(清华大学摩擦学国家重点实验室, 北京 100084)

摘要: **目的** 研究不同前交叉韧带力学特性对膝关节有限元模拟结果产生的影响。**方法** 基于医学图像数据重建包含主要解剖结构在内的膝关节三维有限元模型,并考虑韧带的横观各向同性特性;用同一种韧带本构方程对3种不同前交叉韧带应力应变力学实验曲线进行参数拟合,对比不同的前交叉韧带力学参数对膝关节运动学和生物力学性能的影响。**结果** 不同的前交叉韧带力学特性会得到不同的膝关节位移结果,前交叉韧带内的应力及应变大小有很大变化,但分布的趋势基本相同。**结论** 选取不同前交叉韧带力学特性曲线会影响膝关节有限元分析的仿真结果,今后在关节组织力学性能的设置、模型的构建及验证中要足够重视。

关键词: 前交叉韧带; 膝关节; 有限元分析; 力学特性; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Influence of various mechanical properties of anterior cruciate ligament on finite element simulation of knee joint

WAN Chao, HAO Zhi-xiu, WEN Shi-zhu (*State Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing 100084, China*)

Abstract: **Objective** To investigate the effect of mechanical properties of anterior cruciate ligament (ACL) on finite element simulation of knee joint. **Methods** A three-dimensional finite element model of knee joint including all the main tissues was reconstructed based on medical images, and the transverse isotropic hyperelasticity of ligament was considered as well. Three groups of ACL material property parameters were acquired by fitting three different experimental stress strain curves based on the same ligament constitutive equation, to compare the influence of different ACL mechanical parameters on the kinematic and biomechanical properties of knee joint. **Results**

Different ACL mechanical properties resulted in different displacements in knee joint. With the change of ACL mechanical properties, the stress and principal strain in ACL changed a lot, while the trend of their distributions were basically the same. **Conclusions** The selection of different ACL experimental stress-strain curves can influence the simulating result of the finite element analysis. More attention should be paid to the determination of ACL mechanical properties, the reconstruction and validation for the finite element model of knee joint.

Key words: Anterior cruciate ligament (ACL); Knee joint; Finite element analysis; Mechanical properties; Biomechanics

前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)是人体膝关节中最为重要、最易损伤的韧带之一,起着

稳定关节、传递载荷的作用。目前,国内外学者针对前交叉韧带在膝关节力学性能中的作用开展了大量

收稿日期:2011-10-11; 修回日期:2011-10-27

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50875148)。

通讯作者:郝智秀,副教授, Tel: (010)62785522; E-mail: haozx@tsinghua.edu.cn。

研究^[1-7],特别是采用有限元等数值模拟方法可以得到膝关节各组织内详细的应力分布,对 ACL 生物力学性能的研究起到了非常大的推动作用。

然而,在针对膝关节力学性能的有限元研究中,对于韧带力学性能的描述,或使用统计数据定义韧带为弹簧单元进行模拟^[2,4-5],或通过韧带的体外实验获得力学曲线进行参数拟合^[6],或直接使用其他文献中的力学模型和参数设置^[3,7]。不同的学者采用了不同的 ACL 力学模型及参数,得到了差异较大的模拟结果^[7-12]。目前,还没有学者对比研究过不同 ACL 力学性能对膝关节力学性能的影响。因此,建立基于不同 ACL 力学曲线的膝关节有限元模型,分析 ACL 力学性能变化对膝关节性能的影响,对于今后膝关节的有限元分析及力学性能研究有很好的指导意义。

本文在膝关节医学图像的基础上,采用逆向建模技术重建了包含主要解剖结构在内的膝关节三维有限元模型,并考虑了韧带横观各向同性的本构特性。基于同一本构模型,对3种不同的 ACL 力学实验曲线进行参数拟合,对比不同 ACL 性能下膝关节受到股骨后向推力时的力学性能变化,量化分析不同 ACL 力学曲线在膝关节有限元模拟中产生的影响。

1 方法

1.1 模型建立

采用核磁共振成像技术(ESAOTE/Artoscan-C, GE 公司)对1名健康女性(36岁)左膝关节伸直位进行矢状位和横轴位两个方位的扫描,分别用于获取膝关节主要韧带及骨骼、半月板等组织的几何轮廓信息,扫描层厚为2 mm,间距为0 mm,分辨率为0.371 mm/像素(视场大小为190 mm,图形像素矩阵为512×512)。

获得的医学图像保存为 DICOM 格式,导入医学图像三维重建软件 Mimics 13.1 (Materialise 公司,比利时)重建三维膝关节模型,模型中包括膝关节的主要组织:股骨、胫骨、软骨、半月板、前交叉韧带、后交叉韧带(posterior cruciate ligament, PCL)、内侧副韧带(medial collateral ligament, MCL)和外侧副韧带(lateral collateral ligament, LCL)。将重建的三维膝关节模型导入有限元软件 ABAQUS 6.10 (达索系统仿真公司,美国)进行二阶四面体单元(quad-

ratric tetrahedral element)划分,得到膝关节的三维有限元模型,如图1所示。

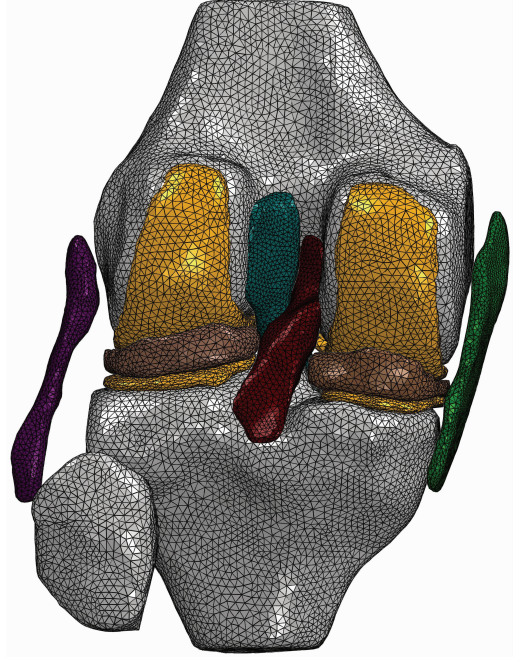


图1 膝关节三维有限元模型

Fig.1 Three-dimension finite element model of the knee joint

1.2 材料属性

假设股骨及胫骨为均匀各向同性的线弹性材料,弹性模量 $E = 14.22 \text{ GPa}$,泊松比 $\nu = 0.3$ ^[13]。根据文献[14]可知,人体行走的单摆周期为1 s,远小于软骨的黏弹性效应时间,故本研究中可忽略软骨的黏弹性,将其定义为均匀各向同性线弹性材料, $E = 5 \text{ MPa}$, $\nu = 0.46$ ^[15]。半月板的材料性能可从文献[16]得到, $E = 59 \text{ MPa}$, $\nu = 0.49$ 。

排列方向相近的纤维分布在由水、蛋白多糖和糖脂等组成的基质中,构成了韧带的纤维复合结构^[17]。对于韧带力学性能的描述,本文假设为横观各向同性的超弹性材料,采用 Weiss 等^[18]所构建的形式为应变能函数(strain energy density function)的本构方程。韧带的应变能方程分为描述体积变化的体量部分 Ψ_{vol} (volumetric component) 及描述形状变化的偏量部分 Ψ_{iso} (deviatoric component),其中偏量部分可分为基质部分 $\Psi_{\text{iso}}^m(\bar{C})$ 和纤维部分 $\Psi_{\text{iso}}^f(\lambda)$ 。应变能公式如下:

$$\Psi = \Psi_{\text{vol}}(J) + \Psi_{\text{iso}}^m(\bar{C}) + \Psi_{\text{iso}}^f(\lambda) \quad (1)$$

式中: J 为变形梯度张量 F 的雅克比值, \bar{C} 为Cauchy-Green变形梯度张量 C 的偏量部分($\bar{C} = J^{-2/3} C$)。伸长率 $\bar{\lambda}$ 由材料的变形及纤维初始方向 a_0 可由计算得到($\bar{\lambda}^2 = a_0 \cdot \bar{C} \cdot a_0$),假设韧带两端附着区的中心为韧带的纤维初始方向。根据文献[6]描述的韧带准不可压缩性,其体量部分可由罚函数定义:

$$\Psi_{\text{vol}}(J) = \frac{1}{2D} \ln J^2 \quad (2)$$

基质的应变能函数偏量部分假设为Neo-Hooke超弹性模型,公式为

$$\Psi_{\text{iso}}^m(\bar{C}) = C_1(\bar{I}_1 - 3) \quad (3)$$

式中: C_1 为Neo-Hooke模型的系数, D 为体积模量的倒数,可由文献[19]的公式进行计算($D = 1/2000C_1$)。

由于韧带中的胶原纤维几乎不能够承受压载,故纤维的应变能函数偏量部分可定义为^[18]:

$$\begin{aligned} \bar{\lambda} \frac{\partial \Psi_{\text{iso}}^f}{\partial \bar{\lambda}} &= 0 \quad (\bar{\lambda} < 1) \\ \bar{\lambda} \frac{\partial \Psi_{\text{iso}}^f}{\partial \bar{\lambda}} &= C_3(e^{C_4(\bar{\lambda}-1)} - 1), \quad 1 \leq \bar{\lambda} \leq \lambda^* \\ \bar{\lambda} \frac{\partial \Psi_{\text{iso}}^f}{\partial \bar{\lambda}} &= C_5\bar{\lambda} + C_6, \quad \bar{\lambda} > \lambda^* \end{aligned} \quad (4)$$

式中: λ^* 为纤维拉直时的伸长率,即应力应变曲线中指数段与直线段的拐点。

为了研究前交叉韧带力学性能的变化对膝关节模拟结果造成的影响,本文中构建了3种不同ACL力学性能的膝关节有限元模型。如图2所示,模型1、2、3中ACL的力学实验曲线分别取自文献[20]、[4]和[6]。基于这3种不同的韧带力学实验数据,

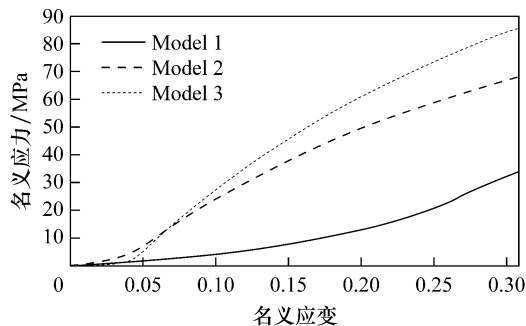


图2 基于3种力学曲线拟合的ACL力学模型对比
 Fig. 2 Comparison of ACL mechanical models fitted by three stress-strain curves

对Pena等^[6]构建的力学本构方程进行参数拟合,得到3组不同的材料参数用于膝关节的有限元分析。其他韧带的材料参数由文献[6]可得,如表1所示。

表1 膝关节韧带的材料参数

Tab. 1	Material parameters of the ligaments in knee joint						
	C_1	C_2	C_3	C_4	C_5	λ^*	D
PCL ^[6]	3.25	0.0	0.120	87.18	431.06	1.035	0.000 308
MCL ^[6]	1.44	0.0	0.570	48.00	467.10	1.063	0.000 347
LCL ^[6]	1.44	0.0	0.570	48.00	467.10	1.063	0.000 500
ACL(模型1)	1.00	0.0	2.59	10.31	422.27	1.268	0.000 101
ACL(模型2)	1.24	0.0	0.869	45.11	413.95	1.056	0.000 403
ACL(模型3)	1.95	0.0	0.013 9	116.2	535.04	1.046	0.000 257

1.3 边界及加载条件

根据膝关节的生理解剖学特征,有限元模型中的边界条件定义如下:为了去除因加载点不同造成的仿真结果出现差异,股骨约束3个旋转自由度,胫骨约束3个平移自由度及屈曲自由度^[5]。半月板的前后角与胫骨平台相连,内侧半月板的外缘与MCL相连,模拟半月板在膝关节中的固定状态;各条韧带的两端附着区定义为刚性固定,与附着的骨组织相连。本文假定各接触为无摩擦有限滑动接触,使用ABAQUS中的通用接触算法进行接触模拟。

加载设置为134 N的后向推力,加载在股骨上髁轴的中点^[21],分析时采用ABAQUS v6.10中的有限元显式算法进行分析,加载时长为0.1 s,加载时的质量因子为10。显式算法中的加载时长和质量因子都会影响到有限元分析的结果。根据文献[22]可知,当有限元模型的动能占其内能的10%以内时,显式算法可以用于模型的准静态分析中,计算结果与静态分析的几乎相等;本文中,所有有限元模型的动能/内能比均小于5%,符合显式算法准静态分析的标准。

2 结果与讨论

ACL起于股骨外髁的内侧面,向前下及内侧止于胫骨髁间嵴的前方,主要起到限制股骨后移或胫骨前移的作用。为了分析ACL力学性能对膝关节整体位移及关节内组织应力分布的影响,根据已有的ACL力学性能曲线^[4,6,20],本文构建了3种不同ACL性能的膝关节三维有限元模型,得到了膝关节

在 134 N 股骨向后推力载荷下的有限元模拟结果。

根据模型的边界条件设置,膝关节的 3 个平移位移值取自股骨,即股骨上髁轴线的中点;两个旋转位移值取自胫骨。对 LCL 和 MCL 的胫骨附着点相对胫骨平台参考点的旋转角度作平均,进而获得相应的旋转位移值。在相同的外载荷下,模型的模拟结果与先前许多膝关节生物力学研究获得的关节位移值相似^[7,9,11-12],验证了本文中膝关节有限元模型的有效性。Song 等^[7]使用搭建的六自由度位移测量机械手系统对尸体膝关节进行了位移测量,发现关节在前后(anterior-posterior, AP)、远近(proximal-distal, PD)和内外(medial-lateral, ML)3个方向上的位移分别为 4.30、0.62 和 0.39 mm,内外翻(varus-valgus, VV)和内外旋(external-internal, EI)角度分别为 0.09°和 1.9°;Gabriel 等^[12]使用该系统也测得了类似的关节位移情况(AP 位移为 4.0 mm,PD 位移为 0.3 mm,ML 位移为 0.6 mm,VV 角度为 0.2°,EI 角度为 1.7°)。在 Yagi 等^[9]和 Suggs 等^[11]进行的离体实验研究中,相同载荷下膝关节在 AP 方向的位移分别为 3.5 和 4.16 mm。

本文中膝关节的模拟位移结果与其他研究者的生物力学实验结果有所差别,这可能是个体间存在的较大差异性造成的,膝关节的位移会受到不同关节组织的几何尺寸大小及力学性能等因素的影响。首先,本文的模型是基于一名健康的中国成年女性的膝关节医学影像建立的,关节组织的几何尺寸与其他实验研究中的样本会存在差别;其次,本文中 ACL 及其他韧带组织的力学性能取自不同的力学实验曲线,与他人的实验样本会存在不同,也会造成仿真结果和他人实验结果间的差别。虽然结果有所差异,但本文中的仿真结果与实验中膝关节整体位移的量级一致、数值差别不大,尤其是在股骨向后推力载荷下膝关节的主要位移值(前后向位移)基本相同,验证了该膝关节有限元模型的有效性。

表 2 列出了 3 种 ACL 力学性能下的关节整体位移情况。可以看到,应用不同的 ACL 力学性能设置会对关节模型仿真的运动学性能产生很大影响。在 134 N 的股骨向后推力下,膝关节较大的位移均出现在 AP 及 ML 两个方向上,其他方向上的位移相对较小;关节的 EI 位移角均要远大于 VV 角。在关

节相对较大的 3 个自由度移动(前后平移、内外平移以及内外旋转)中,3 个模型中的股骨近向位移和胫骨内旋移动值相差不大,而 3 个模型的股骨后向位移值相差很大,这从另一方面验证了临床上关于 ACL 主要起限制关节前后位移的观点。

表 2 134 N 股骨向后推力下的膝关节位移对比

Tab.2 Comparison of the knee joint displacement under 134 N femur posterior load

	模型 1	模型 2	模型 3
股骨后向位移/mm	4.70	3.23	3.47
股骨近向位移/mm	0.379	-0.031 4	0.066
股骨外向位移/mm	2.54	2.00	1.83
胫骨内翻/(°)	1.2	1.1	1.0
胫骨内旋/(°)	5.5	4.6	4.2

在 ACL 力学性能变化对关节内组织上应力分布影响的对比分析中,可以发现 ACL 上的应力分布趋势变化不大,而应力水平有较大变化。图 3 显示了 3 种力学曲线下 ACL 内的 Mises 应力分布情况,ACL 上出现的较大应力主要分布在股骨附着区的后外侧、胫骨附着区的后外侧以及韧带的前外侧;尽管 ACL 的力学性能出现变化,但 ACL 上的应力分布趋势基本相同。在模型 1、2 和 3 中,最大的应力值均出现在韧带的股骨附着区后外侧,分别为 16.24、16.36 和 22.05 MPa;而胫骨附着区处的应力值分别为 9.80、13.8 和 13.93 MPa,韧带中部的的前外侧处应力值分别为 6.36、11.89 和 12.26 MPa,均小于股骨附着区处出现的应力值,这也量化解释了实际中 ACL 断裂常出现在股骨附着区的临床现象^[23]。对于其他的关节组织,如 MCL、半月板及软骨等,其上的应力分布及大小基本相同,说明 ACL 力学性能的变化对其他关节组织的影响很小。

类似的情况在关节组织的应变分布上也可以发现,即 ACL 上的应变分布趋势变化不大,而应变水平有较大变化。图 4 显示了 3 种力学曲线下 ACL 最大主应变的分布情况。与 ACL 上出现的应力主要分布相似,ACL 上最大主应变也主要分布在股骨附着区的后外侧、胫骨附着区的后外侧以及韧带的前外侧,分布趋势基本相同。在模型 1、2 和 3 中,股骨附着区后外侧的最大主应变分别为 0.44、0.24 和 0.20;而胫骨附着区处的最大主应变分别为 0.35、

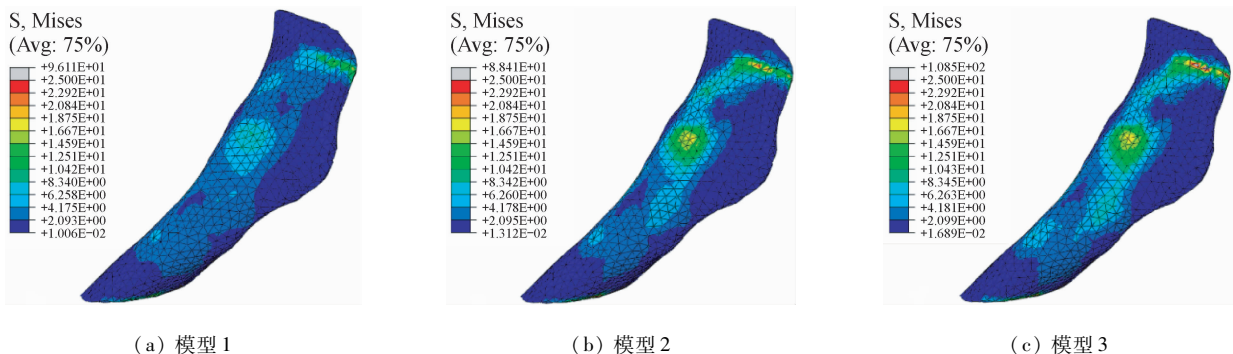


图3 3种前交叉韧带力学曲线的有限元模型中前交叉韧带中的 Mises 应力分布对比

Fig.3 Comparison of Mises stress distributions of ACL in three finite element models with different ACL stress-strain behavior

(a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3

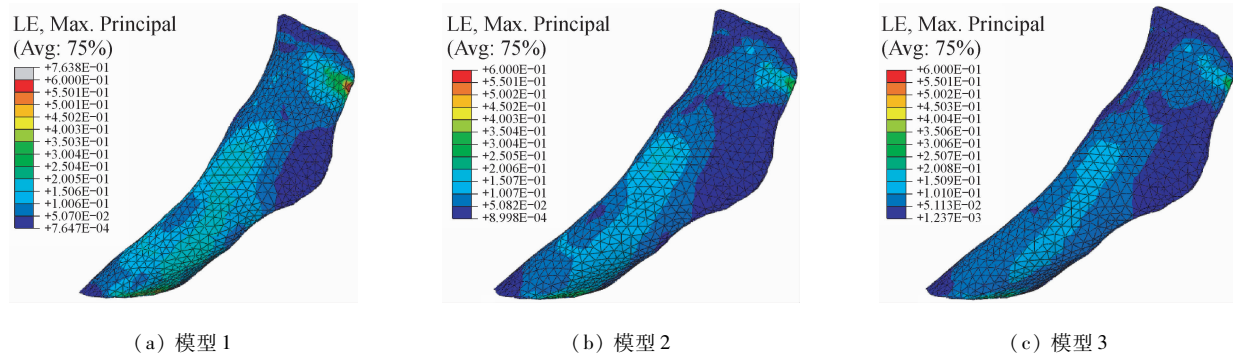


图4 3种前交叉韧带力学曲线的有限元模型中前交叉韧带中的最大主应变分布对比

Fig.4 Comparison of maximum principal strain distributions of ACL in three finite element models with different ACL stress-strain behavior

(a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3

0.26 和 0.19, 韧带中部的前外侧处最大主应变分别为 0.18、0.15 和 0.12, 均小于股骨附着区处出现的主应变值。

3 结论

本文建立了一个包含主要解剖结构在内的膝关节三维有限元模型, 并考虑了韧带的横观各向同性特性。基于该有限元模型及同一种韧带本构方程, 对比研究了 3 种不同 ACL 力学性能曲线对膝关节生物力学性能的影响, 对今后有限元分析中如何选取组织力学性能参数及预测可能出现的变化有很好的指导意义。综上所述, 本文的主要结论如下:

(1) 在 134 N 的股骨向后推力下, 膝关节的主要位移集中在前后平移、内外平移及内外旋转 3 个自由度上, 其中前后方向的平移最大。

(2) 在有限元分析中, 选取不同的 ACL 力学性

能曲线会得到不同的关节位移模拟结果, 其中前后方向的位移值差别最大。

(3) 在选取不同 ACL 性能曲线的有限元模拟中, ACL 内的应力及应变大小有很大变化, 而分布的趋势基本相同; 其他组织内的应力应变分布和大小变化不大。

(4) 选取不同的 ACL 力学性能曲线会对有限元模拟的结果产生影响, 今后在膝关节相应组织力学性能的设置、模型的构建及验证中要足够重视。

为了能够与他人的实验研究进行对比, 探讨 ACL 力学性能差异对关节力学性能的影响, 本文中关节模型的体位及加载载荷设置与他人的实验设置相同, 分析了全伸展体位下膝关节在 134 N 股骨后向推力载荷作用下关节的性能变化情况。然而, 膝关节不同的屈曲角度及加载载荷下 ACL 力学性能差异的影响还尚不清楚, 为了能够更好地研究 ACL

力学性能变化产生的影响,在今后的研究中将进一步建立不同屈曲角度下的膝关节模型以及对比分析不同载荷下 ACL 力学性能变化产生的影响。

致谢: 本文有关核磁共振医学影像采自解放军(301)总医院骨科研究所,对研究所卢世壁院士在课题方向的指导、孙明学博士对扫描工作的大力支持以及王鑫医生在组织影像分辨及建模方面的指导,在此一并表示感谢。

参考文献:

- [1] 王建平, 吴海山, 王成焘. 人体膝关节动态有限元模型及其在TKR中的应用[J]. 医用生物力学, 2009, 24(5): 333-337.
- Wang JP, Wu HS, Wang CT. Dynamic finite element modeling of human knee joint and application in TKR [J]. J Med Biomech, 2009, 24(5): 333-337.
- [2] Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ. Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces [J]. Clin Biomech, 1998, 13(8): 625-633.
- [3] Limbert G, Middleton J, Taylor M. Finite element analysis of the human ACL subjected to passive anterior tibial loads [J]. Comput Methods Biomech Biomed Eng, 2004, 7(1): 1-8.
- [4] Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in ACL and PCL material properties or prestrains in flexion under muscle force-implications in ligament reconstruction [J]. Comput Method Biomech Biomed Eng, 2006, 9(4): 201-209.
- [5] Moglo KE, Shirazi-Adl A. Biomechanics of passive knee joint in drawer: Load transmission in intact and ACL-deficient joints [J]. Knee, 2003, 10(3): 265-276.
- [6] Peña 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.
- [7] Song YH, Debski RE, Musahl V, *et al.* A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: A computational analysis with experimental validation [J]. J Biomech, 2004, 37(3): 383-390.
- [8] Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, *et al.* Biomechanics Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1 Biology and biomechanics of reconstruction [J]. Am J Sports Med, 1999, 27(6): 821-830.
- [9] Yagi M, Wong E, Kanaromi A, *et al.* Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction [J]. Am J Sports Med, 2002, 30(5): 660-666.
- [10] Pena E, Martinez MA, Calvo B, *et al.* A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction [J]. Clin Biomech, 2005, 20(6): 636-644.
- [11] Suggs J, Wang C, Li G. The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction-A 3D computational simulation [J]. Clin Biomech, 2003, 18(1): 35-43.
- [12] Gabriel MT, Wong EK, Woo SLY, *et al.* Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads [J]. J Orthop Res, 2004, 22(1): 85-89.
- [13] Jacobs CR. Numerical simulation of bone adaption to mechanical loading [D]. Stanford: Stanford University, 1994.
- [14] Armstrong CG, Lai WM, Mow VC. An analysis of the unconfined compression of articular cartilage [J]. J Biomech Eng, 1984, 106(2): 165-173.
- [15] Li G, Lopez O, Rubash H. Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis [J]. J Biomech Eng, 2001, 123(4): 341-346.
- [16] LeRoux MA, Setton LA. Experimental and biphasic FEM determinations of the material properties and hydraulic permeability of the meniscus in tension [J]. J Biomech Eng, 2002, 124(3): 315-321.
- [17] Fung YC. Biomechanics: Mechanical properties of living tissues [M]. New York: Springer, 1981: 258-260.
- [18] Weiss JA, Maker BN, Govindjee S. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity [J]. Comput Method Appl Mech Eng, 1996, 135(1-2): 107-128.
- [19] Weiss JA, Gardiner JC, Bonifasi-Lista C. Ligament material behavior is nonlinear, viscoelastic and rate-independent under shear loading [J]. J Biomech, 2002, 35(7): 943-950.
- [20] Chandrashekar N, Hashemi J, Slauterbeck J, *et al.* Low-load behaviour of the patellar tendon graft and its relevance to the biomechanics of the reconstructed knee [J]. Clin Biomech, 2008, 23(7): 918-925.
- [21] Woo SLY, Young EP, Kwan MK, *et al.* Knee ligaments: Structure, function, injury and repair [M]. New York: Raven Press, 1990.
- [22] ABAQUS, Version 6.10 Documentation, ABAQUS Analysis Manual [M]. Simulia, Dassault Systèmes, 33 RI, USA, 2010.
- [23] Sherman MF, Lieber L, Bonamo JR, *et al.* The long-term followup of primary anterior cruciate ligament repair. Defining a rationale for augmentation [J]. Am J Sports Med, 1991, 19(3): 243-255.