

文章编号:1004-7220(2012)01-0040-06

三维有限元法分析膝关节内侧副韧带的生物力学功能

王海鹏^{1,2}, 王友¹, 容可¹, 钟砚琳¹

(1. 上海市骨科内植物重点实验室 上海交通大学医学院附属第九人民医院, 骨科, 上海 200011; 2. 上海市静安区中心医院 骨科, 上海 200040)

摘要: **目的** 通过建立膝关节三维有限元模型, 研究内侧副韧带维持膝关节稳定性的作用。 **方法** 膝关节韧带用金属丝标记, 止点采用钻孔标记, 行 CT 扫描, 应用 Mimics、Geomagic 和 Ansys 软件对数据进行三维重建, 建立膝关节三维有限元模型, 在膝关节 5 个不同的屈曲角度下模拟膝关节的前后平移、外翻和内外旋运动。 **结果** 膝关节在屈曲 0°、30°、60°、90° 和 120° 时, MCL 的应力为 4.84、3.55、2.17、1.26 和 0 MPa; 膝关节在 5 个角度下向前平移时, MCL 的应力为 7.22、5.78、4.07、2.84 和 1.4 MPa; 向后平移时, 应力为 8.14、6.45、4.19、2.92 和 1.6 MPa; 内旋时, 应力为 6.81、5.23、3.29、2.25 和 0.97 MPa; 外旋时, 应力为 6.28、5.00、3.34、2.21 和 0.82 MPa; 外翻时, 应力为 11.00、9.55、7.25、5.94 和 3.11 MPa。 **结论** 通过建立膝关节三维有限元模型模拟膝关节前后移、外翻和内外旋各动作, 可以有效地分析膝关节内侧副韧带的生物力学功能。

关键词: 膝关节; 内侧副韧带; 有限元分析; CT 扫描; 应力; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Three-dimensional finite element analysis on biomechanical functions of medial collateral ligament in knee joint

WANG Hai-peng^{1,2}, WANG You¹, RONG Ke¹, ZHONG Yan-lin¹ (1. *Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implant, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200011, China*; 2. *Department of Orthopaedics, Shanghai Jing An District Hospital, Shanghai 200040, China*)

Abstract: **Objective** To study the role of medial collateral ligament (MCL) in maintaining the stability of the knee joint by constructing the three-dimensional (3D) finite element model of the knee joint. **Methods** CT scans were performed after the MCL was marked by steel wires and the end point was marked by the drill hole. Then the 3D finite element model of the knee joint including ligaments was constructed with Mimics, Geomagic and Ansys software to simulate the anterior-posterior translation, valgus and internal-external rotation of the knee joint at different flexion angles. **Results** With the knee at 0, 30, 60, 90 and 120 degree of flexion, the initial stresses of MCL were 4.84, 3.55, 2.17, 1.26 and 0 MPa, respectively. When the knee joint was subjected to anterior translation loading, the stresses were 7.22, 5.78, 4.07, 2.84 and 1.4 MPa, respectively. When the knee joint was subjected to posterior translation loading, the stresses were 8.14, 6.45, 4.19, 2.92 and 1.6 MPa, respectively. When the knee joint was subjected to internal rotation loading, the stresses were 6.81, 5.23, 3.29, 2.25 and 0.97 MPa, respectively. When the knee joint was subjected to external rotation loading, the stresses were 6.28, 5.00, 3.34, 2.21 and 0.82 MPa, respectively. When the knee joint was subjected to valgus loading, the stresses were 11.00, 9.55, 7.25, 5.94 and 3.11 MPa, respectively. **Conclusions** The biomechanical function of MCL can be effectively analyzed by establishing the 3D finite element model of the knee joint to simulate the anterior-posterior translation, valgus and internal-external rotation of the knee joint.

Key words: Knee joint; Medial collateral ligament (MCL); Finite element analysis; CT scans; Stress; Biomechanics

收稿日期:2011-07-31; 修回日期:2011-11-07

基金项目:上海教委重点学科建设基金(J50206), 国家“863 计划”资助(2006AA01Z310)。

通讯作者:王友, 教授, 硕士研究生导师, Tel: (021)63138341-5532; E-mail: drwangyou@163.com。

内侧副韧带 (medial collateral ligament, MCL) 是维持膝关节稳定的最重要的韧带之一^[1],也是最容易损伤的韧带。在许多体育活动中,如冰球、滑雪、足球等,内侧副韧带损伤的发生率非常高^[2],占到所有严重膝关节损伤的 40%^[3];其中,50% 为 MCL 的部分断裂,而 80% 的 MCL 完全断裂合并膝关节其他韧带的损伤^[4]。运动时,膝关节各韧带之间相互协调,很难区分各韧带对膝关节稳定性的作用^[5]。研究人员做了大量的体外和体内实验^[6-7],研究膝关节内侧副韧带的受力情况和损伤机制。三维电脑模型就是一种非常有效的研究方法^[8-9],其中包括了单一韧带和多条韧带的膝关节模型^[10]。研究表明,MCL 可以限制膝关节外翻、前后向移动和内外旋转活动^[5,11]。然而,对 MCL 在膝关节不同屈曲角度下的生物力学功能及变化趋势研究较少^[12-13]。本研究通过建立膝关节的三维有限元模型,探讨膝关节在不同屈曲角度下前后平移、外翻和内外旋转运动时 MCL 的应力和应变情况,从而更深入地了解 MCL 的生物力学功能,探讨 MCL 的损伤机制。

1 材料和方法

1.1 标本准备

膝关节标本组织完整,去除皮肤、肌肉等膝关节周围软组织,解剖出膝关节前、后交叉韧带和内、外侧副韧带。前交叉韧带按不同功能解剖为两束,即前内侧束 (anteromedial bundles, AM) 和后外侧束 (posterolateral bundles, PL)^[1,14-15];后交叉韧带分为前外侧束 (anterolateral bundles, AL) 和后内侧束 (posteromedial bundles, PM)^[16],后内侧关节囊也作为内侧副韧带的一部分解剖出来^[6,17]。

1.2 韧带走向标记

在股骨和胫骨的远端 3 个不同的方位上钻入 6 枚直径 2 mm 的螺钉,作为模型匹配的标记点 (见图 1(a))。用直径为 1 mm 的钢丝分别沿韧带的周围间断环绕标记。此时钢丝的方位即为韧带的边界 (见图 1(b))。采用通用公司 Light Speed 16 排 CT 将膝关节标本固定于 0° 进行扫描。参数:矩阵 512 × 512,视窗直径 360 mm,层厚 0.625 mm。之后依次将膝关节标本固定于 30°、60°、90° 和 120° 进行扫描。

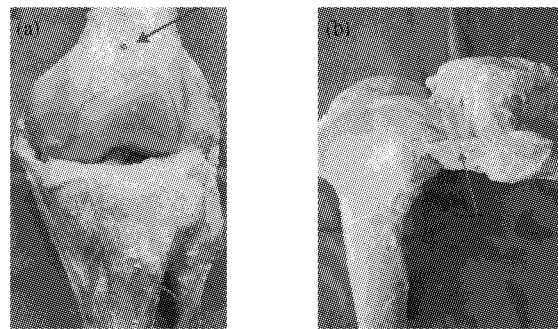


图1 股骨和胫骨远端的螺钉位置作为模型匹配的标记点 (a) 和钢丝标记韧带的边界 (b)

Fig.1 Marking-points marked by screws in femur and distal tibia for the 3D model construction (a) and contours of the knee ligaments marked by steel wires (b)

1.3 韧带骨止点标记及 CT 扫描

沿膝关节各韧带的走向,解剖其在骨表面的止点,去除韧带,使用墨汁标记,然后使用直径为 2 mm 的钻头沿韧带止点边缘间隔钻孔,标记出各韧带在骨表面的止点 (见图 2)。标本止点扫描参数同上。



图2 钻孔标记出各韧带在骨表面的止点

Fig.2 End points marked by the drill on the knee ligaments

1.4 三维重建及图像匹配

使用 Mimics 10.0 进行 CT 影像的三维重建,得到包括韧带和韧带骨止点的膝关节三维模型,将模型在 Geomagic 进行必要的修饰,再以 STL 格式导入到 ANSYS 软件中,进行网格划分,定义接触面,最后得到膝关节三维有限元模型 (见图 3)。

1.5 单元属性和边界设定

在生成节点和单元网格之前必须定义合适的单元属性,即必须设定材料特性。骨结构形变极小,因而骨结构作为刚性材料设定单元属性。而韧带都具

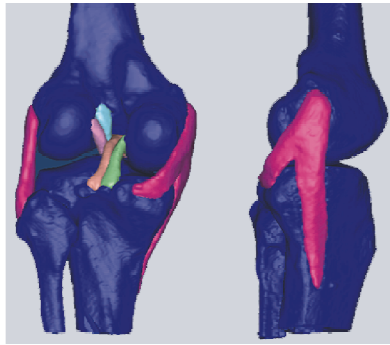


图3 膝关节节段三维模型

Fig.3 3D model of the knee joint

蓝色为股骨、胫骨,粉色为其他为膝关节韧带

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地模拟组织材料的黏弹性和各向异性显然是不切实际的,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。因此,本研究将韧带定义为连续、均质、各向同性线弹性。具体数据见表1^[18]。

表1 韧带的材料属性

Tab.1 Material properties of the ligaments

膝关节各韧带	弹性模量/ $N \cdot m^{-2}$	泊松比
AM	345.0 ± 22.4	0.4
PL	345.0 ± 22.4	0.4
AL	345.0 ± 22.4	0.4
PM	345.0 ± 22.4	0.4
MCL	332.2 ± 58.3	0.4
LCL	345.0 ± 22.4	0.4

1.6 三维有限元分析

在膝关节 0° 、 30° 、 60° 、 90° 和 120° 不同的屈曲角度下,模拟胫骨向前和向后移动5 mm、膝关节外翻 5° 、内旋 5° 、外旋 5° (见图4)。

2 结果

MCL上的应力大小和分布随着膝关节屈曲活动的变化而变化。在膝关节 0° 时,MCL上最大的应力部位在后方的纤维束,而最小的应力发生在前方的纤维束。随着膝关节屈曲角度的增大,膝关节后方纤维束的应力逐渐减小,而前方的纤维束应力却

保持不变。为了更好地研究膝关节内侧副韧带的应力变化,本研究分为4部分:第1部分研究膝关节在屈曲 0° 、 30° 、 60° 、 90° 和 120° 时,MCL的应力和应变;第2~4部分分别研究膝关节前后平移、外翻、内外旋转时,MCL的应力和应变(见图5~7)。

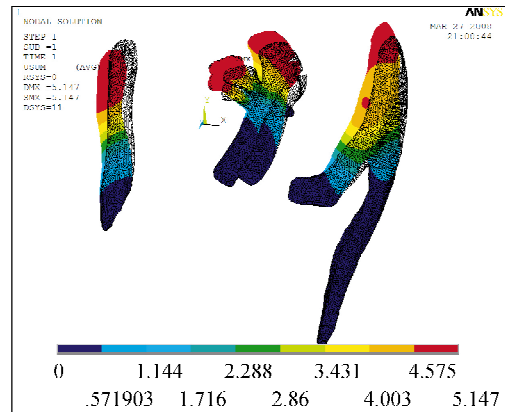


图4 膝关节韧带有限元分析图

Fig.4 Finite element analysis of the knee ligaments

2.1 膝关节屈曲活动中韧带应力的变化

在膝关节从 0° ~ 120° 的屈曲变化中,MCL的应力从4.84 MPa下降到0 MPa。LCL的应力从3.90 MPa下降到0 MPa。PCL-AL,PCL-PM的应力从0 MPa分别上升到12.59和12.14 MPa。ACL-PL的应力呈先下降后上升的趋势,在 0° 时,应力为7.45 MPa;到 90° 时,应力下降到0 MPa;而到 120° 时,应力又上升到2.27 MPa。ACL-AM的应力呈先上升后下降的趋势,在 0° 时,应力为0 MPa;到 90° 时,应力上升到9.15 MPa;而到 120° 时,应力又下降到8.58 MPa。

2.2 膝关节前后平移

在膝关节不同屈曲角度下,通过胫骨相对于股骨向前、向后平移5 mm,得出MCL的应力变化值。胫骨向前平移时,最大的应力为7.22 MPa,出现在膝关节屈曲 0° 时;最小的应力为1.40 MPa,出现在膝关节屈曲 120° 时。即随着膝关节从 0° ~ 120° 的屈曲过程中,MCL的应力值逐渐变小,下降了80.62%。而胫骨向后平移时,最大的应力为8.14 MPa,出现在膝关节屈曲 0° 时;最小的应力为1.60 MPa,出现在膝关节屈曲 120° 时。即随着膝关节从 0° ~ 120° 的屈曲过程中,MCL的应力值逐渐变小,下降了80.35%。这表明膝关节在相同环境下,MCL受到应力在胫骨后移时比前移大(见图5)。

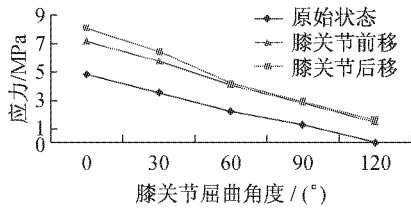


图5 膝关节前后平移时 MCL 的应力变化
Fig. 5 Changes in MCL stresses with anterior and posterior translation

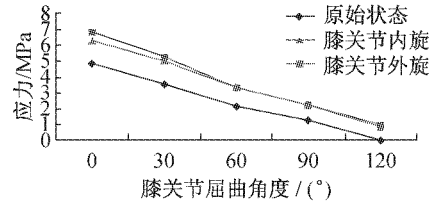


图7 膝关节内外旋转时 MCL 的应力变化
Fig. 7 Changes in MCL stresses with internal rotation and external rotation

2.3 膝关节外翻

由于膝关节内翻时, MCL 是完全松弛的, 所以只对膝关节外翻进行研究。在膝关节不同的屈曲角度下, 将膝关节外翻 5°, 最大的应力为 11 MPa, 出现在膝关节屈曲 0° 时; 最小的应力则出现在膝关节屈曲 120° 时。即随着膝关节从 0° ~ 120° 的屈曲过程中, MCL 的应力值逐渐变小, 下降了 71.7% (见图 6)。

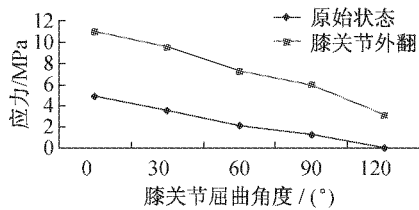


图6 膝关节外翻时 MCL 的应力变化
Fig. 6 Changes in MCL stresses with valgus rotation

2.4 膝关节内外旋转

在膝关节不同屈曲角度下, 通过胫骨内旋和外旋 5°, 可以得出 MCL 的应力变化值。胫骨向内旋转时, 最大的应力为 6.81 MPa, 出现在膝关节屈曲 0° 时; 最小的应力为 0.97 MPa, 出现在膝关节屈曲 120° 时。即随着膝关节从 0° ~ 120° 的屈曲过程中, MCL 的应力值逐渐变小, 下降了 85.76%。而外旋时, 最大的应力为 6.28 MPa, 出现在膝关节屈曲 0° 时; 最小的应力为 0.82 MPa, 出现在膝关节屈曲 120° 时。即随着膝关节从 0° ~ 120° 的屈曲过程中, MCL 的应力值逐渐变小, 下降了 86.95%。这表明膝关节在相同环境下, MCL 受到的应力在内旋时比外旋大 (见图 7)。

3 讨论

对有限元模型而言, 三维几何模型是至关重要

的; 但对于复杂的医学模型, 如何准确地获取韧带的几何模型一直是研究的热点。膝关节韧带等软组织的建模方法大多是先通过 MRI 扫描^[19-20], 得到 DICOM 的数据, 然后在商用 CAE 软件中建模。虽然 MRI 对软组织的显影比 CT 好, 但是 MRI 对骨的显影不如 CT, 同时 MRI 不能够达到 CT 扫描的精度, 如韧带在骨的附着点不能很好地显影, 这对韧带生物力学功能研究至关重要。本研究运用对膝关节韧带金属标记结合 CT 薄层扫描的方法, 不但使骨组织很好地显影, 而且韧带的走向、空间方位和形态也能很好地显示, 精确度较高。通过医用 MIMICS 软件三维重建, 模型形态逼真, 不仅可以精确地建立有限元模型, 而且还可以进行形态学测量, 弥补了目前医学有限元模型来源于实物但形态失真的缺点。但是使用的钢丝沿韧带周围间断环绕标记, 会对韧带的形态和功能产生一定的影响, 这也是本研究的不足之处, 在以后的研究方法中需要改进。

目前, 多数研究只针对单一韧带进行建模^[10], 而膝关节在屈曲活动中, 各个韧带协同作用, 共同维持膝关节的稳定性, 各韧带是一个整体, 所以单一韧带的膝关节模型对研究韧带的生物力学功能的研究有一定的局限性。而本研究的膝关节模型包括了各条韧带, 把 MCL 放入到膝关节整体模型中进行研究, 可以较准确地模拟 MCL 在不同屈曲活动下生物力学功能。虽然目前的研究表明韧带具有黏弹性和各向异性的特性^[10, 18], 考虑到含有多条韧带膝关节有限元模型的计算量, 本研究将韧带的属性简化定义为连续、均质、各向同性线弹性。由于膝关节在屈曲活动中是动态的过程, 所以必须建立一个近似“动态”的膝关节模型来研究和判断整个膝关节在屈曲活动中各个韧带的受力情况, 从而进一步分析膝关节周围韧带的损伤机制, 避免由于特定的运动

姿势而造成高能量的运动损伤。但动态分析膝关节韧带受力是非常困难的,无法完全模仿膝关节的屈曲过程,所以需要将膝关节屈曲的动态过程分解成几个静态位置的组合。选择有代表性的5个角度(0°、30°、60°、90°、120°)进行三维建模。同时本研究中的膝关节模型没有对半月板进行建模,虽然这会对膝关节韧带的研究结果的绝对值造成一定的偏差,但是并不会影响到韧带的在5个不同角度下的相对变化趋势。

对于MCL的解剖学研究^[21-22]已经很多,Robinson等^[23]总结出MCL复合体是由MCL浅层、MCL深层和后关节囊三部分组成。而本研究将MCL分为前方和后斜纤维束。MCL的前方纤维围绕屈曲轴排列,在整个运动弧中张力保持不变。MCL的后方斜行纤维与后内侧角深层纤维混合形成后斜纤维,后者在屈曲时松弛。在膝关节屈曲时,MCL前部纤维紧张以对抗外旋中的外翻应力,而后部纤维轻度松弛,在对抗外翻和外旋中起着后备限制作用。这与Liu等^[13]的结果基本一致,即随着膝关节屈曲角度的变化,MCL前方纤维束的长度和应力变化不明显,而后方纤维束的长度和应力在屈曲时逐渐松弛。随着屈曲角度的增加,后部、中部纤维束的拉力逐渐变小,变化范围为1%~5%,而前部纤维束的拉力相对保持不变。膝关节完全伸直时,最大的应力出现在MCL的后侧,最小的应力出现在MCL的前侧。Robinson等^[6]的研究结果显示:MCL浅层、MCL深层、关节囊的最大负荷拉力分别为534、194、425 N。最大负荷时,MCL浅层、MCL深层、关节囊平均拉伸长度分别为10.2、7.1、12.0 mm。

本实验结果发现:膝关节在屈曲活动中,可以将各条韧带按照功能进行分组:在膝关节屈曲0°时,分为3组:第1组为ACL-PL,应力值为7.45 MPa,对膝关节的稳定性起主要作用;第2组为LCL和MCL,应力值为3.90和4.84 MPa,对膝关节的稳定性起次要作用;第3组为ACL-AM、PCL-AL和PCL-PM,应力值为0 MPa,对膝关节的稳定性没有作用。在90°时,分为3组:第1组为ACL-AM、PCL-AL和PCL-PM,应力值分别为9.15、9.35和8.25 MPa,对膝关节的稳定性起主要作用;第2组为LCL和MCL,应力值为1.13和1.26 MPa,对膝关节的稳定性起次要作用;第3组为ACL-PL,应力值为0 MPa,

对膝关节的稳定性没有作用。在膝关节屈曲120°时,韧带可以分为3组:第1组为ACL-AM、PCL-AL和PCL-PM,应力值分别为8.58、12.59和12.14 MPa,对膝关节的稳定性起主要作用;第2组为ACL-PL,应力值为2.27 MPa,对膝关节的稳定性起次要作用;第3组为LCL和MCL,应力值为0 MPa,对膝关节的稳定性没有作用。

对可能造成MCL损伤的动作进行讨论:在膝关节屈曲0°时,MCL的最大原始应力值为4.84 MPa,所以假设膝关节的某些动作使MCL的应力上限值超过4.84 MPa时称为危险运动,即膝关节在做危险动作时,MCL极易损伤。在以上研究中,总共有12个危险动作(见图8)。在膝关节0°~30°时,膝关节的前后平移、内旋转活动和外翻活动,都易造成MCL的损伤。其中,膝关节的外翻活动最容易造成MCL的损伤,而膝关节的外旋活动比较安全,MCL不易损伤。在膝关节60°~90°时,膝关节的外翻活动最容易造成MCL的损伤。在膝关节屈曲120°时,没有危险动作。这些数据可以更好地研究MCL的损伤机制,为预防MCL的运动损伤提供理论基础。

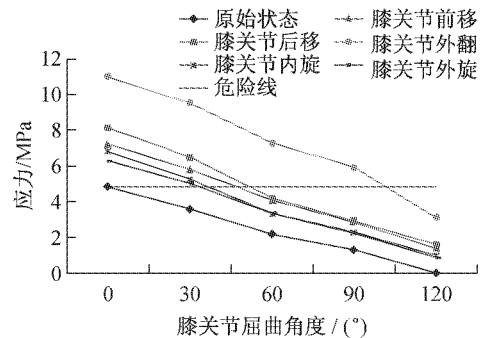


图8 膝关节各个角度下的危险动作

Fig. 8 Dangerous movements of the knee joint at different angles

参考文献:

- [1] 王海鹏, 王友. 膝内侧副韧带功能解剖和生物力学特性的研究进展[J]. 医用生物力学, 2007, 22(4): 412-416.
Wang HP, Wang Y. Functional anatomy and biomechanics study of medial collateral ligament [J]. J Med Biomech, 2007, 22(4): 412-416.
- [2] Najibi S, Albright JP. The use of knee braces, part 1: Prophylactic knee braces in contact sports [J]. Am J Sports Med, 2005, 33(4): 602-611.
- [3] Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML. The incidence of

- knee ligament injuries in the general population [J]. *Am J Knee Surg*, 1991, 4: 3-8.
- [4] Fetto JF, Marshall JL. Medial collateral ligament injuries of the knee: A rationale for treatment [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1978, 132: 206-218.
- [5] Sakane M, Livesay GA, Fox RJ, *et al.* Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1999, 7(2): 93-97.
- [6] Robinson JR, Bull AM, Amis AA. Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee [J]. *J Biomech*, 2005, 38(5): 1067-1074.
- [7] Ellis BJ, Lujan TJ, Dalton MS, *et al.* Medial collateral ligament insertion site and contact forces in the ACL-deficient knee [J]. *J Orthop Res*, 2006, 24(4): 800-810.
- [8] Kluess D, Martin H, Mittelmeier W, *et al.* Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(4): 465-471.
- [9] Manley MT, Ong KL, Kurtz SM. The potential for bone loss in acetabular structures following THA [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2006, 453: 246-253.
- [10] Limbert G, Taylor M, Middleton J. Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: Simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL [J]. *J Biomech*, 2004, 37(11): 1723-1731.
- [11] Kanamori A, Sakane M, Zeminski J, *et al.* In-situ force in the medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees [J]. *J Orthop Sci*, 2000, 5(6): 567-571.
- [12] Park SE, DeFrate LE, Suggs JF, *et al.* The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion [J]. *Knee*, 2006, 13(1): 77-82.
- [13] Liu F, Gadikota HR, Kozánek M, *et al.* In vivo length patterns of the medial collateral ligament during the stance phase of gait [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011, 19(5): 719-727.
- [14] Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, *et al.* Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006, 14(10): 982-992.
- [15] Petersen W, Lenschow S, Weimann A, *et al.* Importance of femoral tunnel placement in double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: Biomechanical analysis using a robotic/universal force-moment sensor testing system [J]. *Am J Sports Med*, 2006, 34(3): 456-463.
- [16] Amis AA, Gupte CM, Bull AM, *et al.* Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006, 14(3): 257-263.
- [17] Robinson JR, Sanchez-Ballester J, Bull AM, *et al.* The posteromedial corner revisited. An anatomical description of the passive restraining structures of the medial aspect of the human knee [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2004, 86(5): 674-681.
- [18] 朴成东, 李鹏, 马洪顺. 膝关节前交叉韧带与内侧副韧带黏弹性实验研究 [J]. *医用生物力学*, 2007, 22(1): 64-67.
- Piao CD, Li P, Ma HS, *et al.* Experiment study on viscoelasticity of anterior cruciate ligament and medial collateral ligament of knee joint [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(1): 64-67.
- [19] Ramaniraka NA, Saunier P, Siegrist O, *et al.* Biomechanical evaluation of intra-articular and extra-articular procedures in anterior cruciate ligament reconstruction: A finite element analysis [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2007, 22(3): 336-343.
- [20] 沈光思, 徐又佳, 周海斌, 等. 基于MRI的全膝有限元模型建立与前交叉韧带重建术模拟方案 [J]. *医用生物力学*, 2008, 23(5): 353-356.
- Shen GS, Xu YJ, Zhou HB, *et al.* Construction of three-dimensional finite element model of knee joint based on MRI images and simulation scheme of anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(5): 353-356.
- [21] LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, *et al.* The anatomy of the medial part of the knee [J]. *J Bone Joint Surg*, 2007, 89(9): 2000.
- [22] Liu F, Yue B, Gadikota HR, *et al.* Morphology of the medial collateral ligament of the knee [J]. *Orthop Surg Res*, 2010, 5: 69.
- [23] Robinson JR, Sanchez, Ballester J, *et al.* The posteromedial corner revisited. An anatomical description of the passive restraining structures of the medial aspect of the human knee [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2004, 86(5): 674-681.