

高屈曲状态下膝关节静力稳定结构的生物力学研究进展

齐 玮, 刘玉杰

(中国人民解放军总医院骨科专科医院, 北京 100853)

摘要: 膝关节高屈曲状态在亚洲国家和中东地区的日常生活及特殊职业中极为常见。膝关节静力稳定结构包括前、后交叉韧带、内、外侧副韧带及关节囊,其主要功能是维持关节稳定性,其生物力学和运动学特点对全膝置换术中软组织松解、膝关节韧带重建及损伤后的康复具有重要意义。本文对近年来膝关节生物力学的研究方法及静力稳定结构在膝关节由伸直到高屈曲运动过程中的生物力学特点进行了阐述;对今后全膝置换术中软组织平衡、膝关节韧带修复与重建及伤后与术后康复方面的研究方向进行了展望和预测。

关键词: 膝关节; 韧带; 高屈曲; 全膝置换术; 生物力学; 运动学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Advance in biomechanics researches of major knee ligaments at high flexion angles

QI Wei, LIU Yu-jie (Department of Orthopaedic Surgery, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China)

Abstract: High flexion of the knee is very common for some specific occupations and daily activities in many Asian and Mid-East countries. The major ligaments, including anterior cruciate ligament, posterior cruciate ligament, medial collateral ligament, lateral collateral ligament and joint capsule, are the most important static structures with function to maintain stability of the knee. Therefore, a thorough understanding on biomechanics and kinematics of the major knee ligaments at high flexion angles is significant in treatment of soft tissue release during total knee arthroplasty, anatomical cruciate ligament reconstruction and rehabilitation of knee disorders. In this paper, the research methods on knee biomechanics in recent years, and the biomechanical properties of the static knee structure from stretching to high flexion are reviewed. The further aim of the research direction in soft tissue balance during total knee arthroplasty, repair and reconstruction of knee ligaments, postoperative rehabilitation after knee injuries in the future are predicted.

Key words: Knee; Ligament; High flexion; Total knee arthroplasty; Biomechanics; Kinematics

膝关节的静力稳定结构包括前、后交叉韧带,内、外侧副韧带及关节囊,它们在维持膝关节稳定及日常活动中起着重要的作用^[1]。膝关节高屈曲状态在某些特定职业中(矿工、园丁、水管工及农业工作者等)非常普遍,尤其在中东及亚洲地区,由于宗教信仰和文化背景,跪姿、蹲姿及盘腿坐姿等在日常生活

生活中极为常见^[2-4],国内的一项研究表明,40%的男性和68%的女性(平均年龄25岁)每天至少保持蹲姿1 h^[5]。跪姿或蹲姿工作会增加罹患膝关节骨性关节炎的风险^[6-8]。流行病学调查发现,经常跪姿或蹲姿工作及生活的人群,其膝关节骨性关节炎的发病率是普通人群的2倍^[9-11]。某些高强度的运动

(如举重等)或运动员负重深蹲训练对膝关节的损伤显而易见^[12]。近 10 年来,随着膝关节交叉韧带解剖重建及膝关节高屈曲假体的兴起^[13],越来越多的研究集中在正常膝关节静力稳定结构在高屈曲状态下的生物力学及运动学特性等方面^[14-20],为膝关节韧带解剖重建、全膝置换术中软组织松解、高屈曲型膝关节假体的设计及膝关节损伤后或术后康复提供了理论依据。由此可见,了解膝关节静力稳定结构在膝关节高屈曲状态下的生物力学及运动学特性尤为重要。本文将国内外有关膝关节伸直至高屈曲运动过程中静力稳定结构的生物力学及运动学的一些最新研究进展加以综述,以供国内外同行借鉴。

1 膝关节静力稳定结构生物力学及运动学常用研究方法

膝关节静力稳定结构的生物力学研究目前主要包括计算机模拟、体外和体内研究。计算机模拟(如有限元分析)主要是借助计算机重建膝关节 3D 模型,将交叉韧带和侧副韧带起止点及模型整合到膝关节 3D 模型上,利用计算机软件模拟膝关节运动,从而得到所需数据。体外研究主要是指将尸体膝关节固定在生物力学机器人上模拟膝关节运动(可同时给股四头肌、腘绳肌等膝关节周围肌肉加载重量),利用双荧光成像等技术记录膝关节运动,借助 MRI 重建膝关节及韧带结构的 3D 模型,整合所记录的膝关节运动和 3D 模型得到最终结果^[15,20]。体内研究包括双荧光成像技术、运动分析和 Open-MRI 技术。双荧光成像技术^[21]与体外研究类似;运动分析^[22]是使用运动成像分析系统,在受试者膝关节周围皮肤上放置标记物,摄像机记录下受试者膝关节的活动,在计算机上利用标记物成像重建受试者膝关节的运动模型,再将受试者膝关节及主要韧带的 3D MRI 模型整合到运动模型上加以分析;Open-MRI 技术^[18]是直接将受试者的膝关节置于不同的屈曲角度,把得到的 MRI 图像整合,重建膝关节和其韧带在不同屈曲角度的 3D 模型,从而分析其运动学特性。

2 高屈曲状态下膝关节的生物力学及运动学特点

正常膝关节的屈伸活动度为:屈 143°,伸 -5°(男性);屈 140°,伸 -6°(女性)。而膝关节高屈曲至今没有统一的定义,但是随着高屈曲人工膝关节的出现,目前普遍的观点为弯曲超过 120°即可认为

是膝关节高屈曲^[23-26]。Rowe 等^[27]和 Laubenthal 等^[28]对健康人日常生活中膝关节活动度的研究发现,平地行走膝关节最大屈曲为 65°,上、下楼梯 81°,坐下、站起 93°,系鞋带 106°,使用洗手间 135°;而对于某些亚洲国家的日常生活、宗教活动以及某些特殊职业要求,日常生活中膝关节最大屈曲度达到 157°~165°^[3,29]。研究表明,膝关节在伸直至屈曲的运动过程中,胫骨内旋内翻、股骨相对于胫骨向后滑移,在高屈曲状态下,股骨外侧髁相对于胫骨平台向后滑移度大于内侧髁,部分膝关节出现股骨外侧髁半脱位^[30-31]。Nagura 等^[32]研究发现高屈曲状态下膝关节后方的压力比行走时高 58.3%~67.8%。Smith 等^[33]使用 Fastrak 电磁示踪系统及绝缘应力平台测试受试者深蹲、蹲起及爬楼梯过程中的胫股关节应力,发现蹲起时(膝关节平均屈曲 138.7°)股骨与胫骨平台的最大平均接触应力大约是体重的 3.73 倍。

3 高屈曲状态下前、后交叉韧带的生物力学及运动学特点

前、后交叉韧带的主要功能是限制胫骨过度前、后移动,维持膝关节的前后稳定性。膝关节由伸直至高屈曲的运动过程中,由于功能的差异,前、后交叉韧带的张力及长度变化模式不同,其峰值出现的屈曲角度也不同。

生物力学方面,Li 等^[20]在体外研究中发现,股四头肌和腘绳肌同时受力时,前交叉韧带在膝关节完全伸直时张力最大,为(52.3 ± 24.4) N,屈曲 60°张力减小($P < 0.05$),60°~150°张力轻度增大;后交叉韧带的张力随着膝关节伸直至屈曲运动逐渐增加,屈曲 90°时最大,为(73.2 ± 28.7) N,屈曲 90°~150°时张力逐渐减小。Yang 等^[15]在体外研究中分离出每条韧带股骨止点的骨块,将骨块和胫骨固定于生物力学机器人上,模拟膝关节屈曲 60°、90°、120°和 140°,发现了类似的结果:膝关节屈曲 < 120°时,前、后交叉韧带张力变化明显不同,而屈曲 140°时,前、后交叉韧带的张力降到最低。也有研究发现,前交叉韧带前内侧束在膝关节 0°~90°屈曲过程中张力明显大于后外侧束($P < 0.05$),但是该研究没有观察膝关节高屈曲状态下前交叉韧带前内侧束及后外侧束的张力变化特点。而膝关节高屈曲状态下后交叉韧带前外侧束和后内侧束张力变化的研究鲜有报道。由此可见,低张力是前、后交叉韧带在膝关节高屈曲状态下的主要生物力学特点,但是

前交叉韧带张力在高屈曲时有增大的趋势。体内膝关节高屈曲状态下交叉韧带不同束的张力变化还需要进一步研究,这可能对膝关节交叉韧带解剖重建有重要意义。

运动学方面, Bergamini 等^[34]在体外研究发现, 膝关节 $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ 屈曲过程中, 前交叉韧带长度逐渐减小, 后交叉韧带长度先减小 ($0^{\circ} \sim 60^{\circ}$) 后增大 ($60^{\circ} \sim 90^{\circ}$); Li 等^[35]在体内研究中将前、后交叉韧带分为不同束, 膝关节由伸直到屈曲 90° 的运动过程中, 前交叉韧带的前内侧束长度几乎不变, 后外侧束的长度逐渐减小 ($P < 0.05$); 而后交叉韧带的前外和后内侧束的长度均逐渐增大 ($P < 0.05$)。Jordan^[17]和 Papannagari^[36]使用双荧光成像技术记录受试者单腿下蹲 ($0^{\circ} \sim 135^{\circ}$) 运动, 结果发现前、后交叉韧带的各束在膝关节高屈曲状态下 ($120^{\circ} \sim 135^{\circ}$) 长度变化无统计学差异 ($P > 0.05$); 前交叉韧带前内侧束的倾斜角 (各束在膝关节矢状面的投影与水平面的夹角) 随着屈曲角度的增大逐渐减小 ($0^{\circ} \sim 135^{\circ}$) 后外侧束的倾斜角在膝关节屈曲 30° 时迅速减小 ($P < 0.05$), 屈曲 135° 时稍增大, 后交叉韧带前外侧束的倾斜角在膝关节屈曲大于 45° 后随着屈曲角度的增大明显增加 ($P < 0.05$), 在膝关节屈曲 135° 时几乎垂直于胫骨平台 (85.6 ± 4) $^{\circ}$, 后内侧束的倾斜角在膝关节屈曲 $105^{\circ} \sim 135^{\circ}$ 时突然增大 ($P < 0.05$); 前交叉韧带的偏向角 (各束在膝关节胫骨平台水平面的投影与矢状面的夹角) 变化无统计学差异 ($P > 0.05$), 后交叉韧带的偏向角在膝关节低屈曲时减小, 在屈曲 $105^{\circ} \sim 135^{\circ}$ 迅速增大 ($P < 0.05$); 前、后交叉韧带的扭转角 (两束在垂直于交叉韧带长轴平面的投影所形成的夹角) 随着膝关节屈曲角度的增大而增大。Amiri 等^[14]在体外实验中将前、后交叉韧带的 3D 模型分别分成了 10 股及 9 股, 研究发现在膝关节屈曲 150° 时前交叉韧带伸长量为 (32.7 ± 31.9)%, 后交叉韧带为 (34 ± 8.6)%, 其长度变化趋势与其他研究类似。

由此可见, 膝关节处于相对较低的屈曲角度时前交叉韧带前内侧束起主要的稳定作用, 屈曲 90° 时后交叉韧带起主要稳定作用, 而在高屈曲状态下, 前交叉韧带后外侧束可能起主要稳定作用, 而后交叉韧带几乎不起作用。同时膝关节后方软组织 (半月板、后关节囊、肌肉、脂肪及皮肤等) 以及内外侧副韧带可能在维持高屈曲状态下膝关节稳定性有重要作用^[20]。

4 高屈曲状态下内、外侧副韧带的生物力学及运动学特点

有学者将内侧副韧带分为深、浅两层^[37-38], 将其与后关节囊统称为内侧副韧带复合体^[39]。在膝关节伸直到屈曲的运动过程中, 内、外侧副韧带的主要功能是限制胫骨内、外翻及旋转, 与前、后交叉韧带共同维持膝关节的稳定。

Liu 等^[40]、王海鹏等^[41]及 Bergamini 等^[34]在对膝关节低屈曲状态 ($< 120^{\circ}$) 的研究中发现, 随着膝关节屈曲角度的变化, 内侧副韧带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, 而前部纤维束的拉力相对保持不变; 外侧副韧带随着膝关节屈曲角度的增加, 其长度逐渐变小。Park 等^[42]将内侧副韧带深、浅两层及外侧副韧带沿纵轴等分成前、中、后束, 在膝关节屈曲 $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ 研究其长度变化, 发现随着膝关节屈曲角度的增加, 内侧副韧带浅层的前束长度变化不明显, 后束逐渐缩短, 深层的长度变化趋势与浅层类似, 变化幅度较浅层稍大, 外侧副韧带前束逐渐伸长, 而后束则逐渐缩短。Yang 等^[15]发现在膝关节高屈曲状态下, 内、外侧副韧带张力的实测值与计算机模拟的预测值恰好相反, 内、外侧副韧带在膝关节高屈曲状态下的预测张力分别为 1.7 和 14.8 N, 而实测值分别为 10.2 和 1.1 N; 膝关节高屈曲状态时, 内、外侧副韧带的张力稍有增大。

由此可见, 内侧副韧带深层结构及外侧副韧带对维持高屈曲状态下膝关节的稳定性可能起着重要作用, 这对人工膝关节置换术中软组织松解及膝关节损伤后康复具有重要的指导意义。

5 高屈曲状态下非正常膝关节及其静力稳定结构的生物力学及运动学特点

随着高屈曲人工膝关节假体、交叉韧带保留型假体和交叉韧带解剖重建的兴起, 越来越多的研究集中在人工关节置换术及交叉韧带重建术前、术后的膝关节生物力学及运动学方面。

Van de Velde 等^[43]研究发现, 膝关节前交叉韧带缺失时, 内侧副韧带深层和浅层结构的长度在所有屈曲角度都变大 ($P < 0.05$), 与此相反, 外侧副韧带的长度在所有屈曲角度都缩短 ($P < 0.05$)。Van de Velde 等^[44]和 Goyal 等^[45]研究发现, 在后交叉韧带缺失时, 整个膝关节 (包括髌股关节) 发生运动功

能紊乱。因此,交叉韧带对整个膝关节的稳定及运动功能起着重要作用,损伤后要及时重建。

Yoo 等^[34]利用计算机技术分别模拟双束双隧道(前内及后外侧束)、前内侧束过顶位单束及单束解剖重建前交叉韧带,测量并分析各束在膝关节屈曲 0° 、 45° 、 90° 、 135° 的长度变化,结果发现在膝关节高屈曲时,后外侧束的长度较前内侧束稍变大,而前内侧束过顶位和单束解剖重建的长度几乎无变化。可见双束解剖重建前交叉韧带,其在膝关节高屈曲时的长度变化更符合正常前交叉韧带的特点。同时基于所得到的数据,作者建议双束解剖重建前交叉韧带时,前内和后外侧束均应在膝关节伸直状态下固定。

Conditt 等^[46]使用新的膝关节功能评分系统对比了交叉韧带保留型和后稳定型人工膝关节假体的患者在日常生活中 14 种不同姿势的活动(包括跪姿、蹲姿、游泳、园艺、跳舞、力量训练等等),研究发现在膝关节高屈曲运动中(蹲姿、跪姿及园艺),交叉韧带保留型假体优于后稳定型膝关节假体。Cates 等^[47]研究发现在高屈曲状态下,后稳定型假体在一定程度上限制了膝关节的旋转运动,而交叉韧带保留型假体在这一方面要优于后稳定型假体。因此,使用交叉韧带保留型假体能更多的保留交叉韧带功能,尤其是在膝关节高屈曲状态下对膝关节功能恢复及本体感受有重要意义。

6 总结及展望

膝关节伸直到屈曲活动过程中,伸直位时,前交叉韧带后外侧束对膝关节稳定性起主要作用,内、外侧副韧带起次要作用,前交叉韧带前内侧束和后交叉韧带几乎不起作用;屈曲 90° 时,后交叉韧带和前交叉韧带前内侧束起主要作用,内、外侧副韧带起次要作用,前交叉韧带后外侧束几乎不起作用;屈曲 120° 时,前交叉韧带前内侧束和后交叉韧带起主要作用,前交叉韧带后外侧束起次要作用,内外侧副韧带几乎不起作用^[41];综合前文所述,屈曲 $>120^{\circ}$ 时,膝关节后方软组织(半月板、后关节囊、肌肉、脂肪及皮肤等)可能起主要作用,外侧副韧带、内侧副韧带深层和前交叉韧带后外侧束可能起次要作用,后交叉韧带和内侧副韧带浅层可能几乎不起作用。虽然关于高屈曲状态下膝关节生物力学及运动学的研究越来越多,但是大多集中在人工全膝关节置换和关节软骨方面,对于膝关节静力稳定结构的生物力学及运动学研究还集中在体外和膝关节低屈曲度

($<120^{\circ}$)方面,今后应该将膝关节高屈曲状态下($120^{\circ} \sim 150^{\circ}$ 或更高屈曲度)其静力稳定结构的生物力学及运动学体内研究列为重点。

参考文献:

- [1] 李江, 庄逢源, 宋国立. 膝关节韧带的生物力学研究进展 [J]. 医用生物力学, 2005, 20(1): 59-64.
Li J, Zhuang FY, Song GL, et al. Advance in biomechanics of ligament of knee joint [J]. J Med Biomech, 2005, 20(1): 59-64.
- [2] Acker SM, Cockburn RA, Krevolin J, et al. Knee kinematics of high-flexion activities of daily living performed by male Muslims in the Middle East [J]. J Arthroplasty, 2011, 26(2): 319-327.
- [3] Hemmerich A, Brown H, Smith S, et al. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living [J]. J Orthop Res, 2006, 24(4): 770-781.
- [4] Ahlberg A, Moussa M, Al-Nahdi M. On geographical variations in the normal range of joint motion [J]. Clin Orthop Relat Res, 1988, 234: 229-231.
- [5] Zhang Y, Hunter DJ, Nevitt MC, et al. Association of squatting with increased prevalence of radiographic tibiofemoral knee osteoarthritis: The Beijing osteoarthritis study [J]. Arthritis Rheum, 2004, 50(4): 1187-1192.
- [6] Cooper C, McAlindon T, Coggon D. Occupational activities and osteoarthritis of the knee [J]. Ann Rheum Dis, 1994, 53(2): 90-93.
- [7] Klussmann A, Gebhardt H, Liebers F, et al. Individual and occupational risk factors for knee osteoarthritis-Study protocol of a case control study [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2008, 9: 26.
- [8] Rytter S, Jensen LK, Bonde JP. Clinical knee findings in floor layers with focus on meniscal status [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2008, 9: 144.
- [9] Amin S, Goggins J, Niu J, et al. Occupation-related squatting, kneeling, and heavy lifting and the knee joint: A magnetic resonance imaging-based study in men [J]. J Rheumatology, 2008, 35(8): 1645-1649.
- [10] Jensen LK. Knee-straining work activities, self-reported knee disorders and radiographically determined knee osteoarthritis [J]. Scand J Work Environ Health, 2005, 3(Suppl 2): 68-74.
- [11] Jensen LK, Eenberg W. Occupation as a risk factor for knee disorders [J]. Scand J Work Environ Health, 1996, 22(3): 165-175.
- [12] Siewe J, Rudat J, Rollinghoff M, et al. Injuries and overuse syndromes in powerlifting [J]. Int J Sports Med, 2011, 32(9): 703-711.
- [13] 林昊, 张余, 李国安. 人工全膝关节研究新进展 [J]. 医用生物力学, 2012, 27(2): 115-121.
Lin H, Zhang Y, Li GA. Recent progress in total knee arthroplasty research [J]. J Med Biomech, 2012, 27(2): 115-121.
- [14] Amiri S, Cooke TD, Wyss UP. A multiple-bundle model to char-

- acterize the mechanical behavior of the cruciate ligaments [J]. *Knee*, 2011, 18(1): 34-41.
- [15] Yang Z, Wickwire AC, Debski RE. Development of a subject-specific model to predict the forces in the knee ligaments at high flexion angles [J]. *Med Bio Eng Comput*, 2010, 48(11): 1077-85.
- [16] Victor J, Wong P, Witvrouw E, *et al.* How isometric are the medial patellofemoral, superficial medial collateral, and lateral collateral ligaments of the knee [J]. *Am J Sport Med*, 2009, 37(10): 2028-2036.
- [17] Jordan SS, DeFrate LE, Nha KW, *et al.* The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion [J]. *Am J Sport Med*, 2007, 35(4): 547-554.
- [18] Komatsu T, Kadoya Y, Nakagawa S, *et al.* Movement of the posterior cruciate ligament during knee flexion-MRI analysis [J]. *J Orthop Res*, 2005, 23(2): 334-339.
- [19] DeFrate LE, Gill TJ, Li G. In vivo function of the posterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion [J]. *Am J Sport Med*, 2004, 32(8): 1923-1928.
- [20] Li G, Zayontz S, Most E, *et al.* In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: An in vitro investigation [J]. *J Orthop Res*, 2004, 22(2): 293-297.
- [21] Li G, Wuerz TH, DeFrate LE. Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics [J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(2): 314-318.
- [22] Taylor KA, Terry ME, Utturkar GM, *et al.* Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing [J]. *J Biomech*, 2011, 44(3): 365-371.
- [23] Tanavalee A, Ngarmukos S, Tantavisut S, *et al.* High-flexion TKA in patients with a minimum of 120 degrees of pre-operative knee flexion: Outcomes at six years of follow-up [J]. *Int Orthop*, 2011, 35(9): 1321-1326.
- [24] Johal P, Williams A, Wragg P, *et al.* Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI [J]. *J Biomech*, 2005, 38(2): 269-276.
- [25] Hefzy MS, Kelly BP, Cooke TD, *et al.* Knee kinematics in-vivo of kneeling in deep flexion examined by bi-planar radiographs [J]. *Biomed Sci Instrum*, 1997, 33: 453-458.
- [26] Moynihan AL, Varadarajan KM, Hanson GR, *et al.* In vivo knee kinematics during high flexion after a posterior-substituting total knee arthroplasty [J]. *Int Orthop*, 2010, 34(4): 497-503.
- [27] Rowe PJ, Myles CM, Walker C, *et al.* Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: How much knee motion is sufficient for normal daily life [J]. *Gait Posture*, 2000, 12(2): 143-155.
- [28] Laubenthal KN, Smidt GL, Kettelkamp DB. A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living [J]. *Phys Ther*, 1972, 52(1): 34-43.
- [29] Mulholland SJ, Wyss UP. Activities of daily living in non-Western cultures: Range of motion requirements for hip and knee joint implants [J]. *Int J Rehabil Res*, 2001, 24(3): 191-198.
- [30] Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S, *et al.* Tibiofemoral movement 3: Full flexion in the living knee studied by MRI [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2000, 82(8): 1199-1200.
- [31] Fukagawa S, Matsuda S, Tashiro Y, *et al.* Posterior displacement of the tibia increases in deep flexion of the knee [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2010, 468(4): 1107-1114.
- [32] Nagura T, Dyrby CO, Alexander EJ, *et al.* Mechanical loads at the knee joint during deep flexion [J]. *J Orthop Res*, 2002, 20(4): 881-886.
- [33] Smith SM, Cockburn RA, Hemmerich A, *et al.* Tibiofemoral joint contact forces and knee kinematics during squatting [J]. *Gait Posture*, 2008, 27(3): 376-386.
- [34] Bergamini E, Pillet H, Hausselle J, *et al.* Tibio-femoral joint constraints for bone pose estimation during movement using multi-body optimization [J]. *Gait Posture*, 2011, 33(4): 706-711.
- [35] Li G, DeFrate LE, Sun H, *et al.* In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion [J]. *Am J Sport Med*, 2004, 32(6): 1415-1420.
- [36] Papannagari R, DeFrate LE, Nha KW, *et al.* Function of posterior cruciate ligament bundles during in vivo knee flexion [J]. *Am J Sport Med*, 2007, 35(9): 1507-1512.
- [37] 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.
- [38] Liu F, Yue B, Gadikota HR, *et al.* Morphology of the medial collateral ligament of the knee [J]. *J Orthop Surg Res*, 2010, 5: 69.
- [39] Robinson JR, Sanchez-Ballester J, Bull AM, *et al.* The postero-medial 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.
- [40] Liu F, Gadikota HR, Kozanek 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.
- [41] 王海鹏, 王友, 容可, 等. 三维有限元法分析膝关节内侧副韧带的生物力学功能[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 40-45.
- Wang HP, Wang Y, Rong K, *et al.* Three-dimensional finite element analysis on biomechanical functions of medial collateral ligament in knee joint [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 40-45.
- [42] Park SE, DeFrate LE, Suggs JF, *et al.* Erratum to "The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion" [J]. *Knee*, 2006, 13(1): 77-82.
- [43] Van de Velde SK, DeFrate LE, Gill TJ, *et al.* The effect of anterior cruciate ligament deficiency on the in vivo elongation of the medial and lateral collateral ligaments [J]. *Am J Sport Med*, 2007, 35(2): 294-300.
- [44] Van de Velde SK, Gill TJ, Li G. Dual fluoroscopic analysis of the posterior cruciate ligament-deficient patellofemoral joint during lunge [J]. *Med Sci Sports Exer*, 2009, 41(6): 1198-1205.
- [45] Goyal K, Tashman S, Wang JH, *et al.* In vivo analysis of the isolated posterior cruciate ligament-deficient knee during functional activities [J]. *Am J Sport Med*, 2012, 40(4): 777-785.
- [46] Conditt MA, Noble PC, Bertolusso R, *et al.* The PCL significantly affects the functional outcome of total knee arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2004, 19(7 Suppl 2): 107-112.
- [47] Cates HE, Komistek RD, Mahfouz MR, *et al.* In vivo comparison of knee kinematics for subjects having either a posterior stabilized or cruciate retaining high-flexion total knee arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2008, 23(7): 1057-1067.