

文章编号:1004-7220(2017)06-0566-06

深蹲的国内外最新生物力学研究进展

张乐, 宫赫, 刘海波, 樊瑜波

(北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191)

摘要: 高屈曲膝关节活动在亚洲国家的日常生活及某些职业中极为常见。归纳深蹲的总种类及其动作特点, 综述近年来有关深蹲的生物力学研究进展, 并对离体实验、在体测试和计算机模拟等不同研究方法进行分类阐述。开展膝关节深蹲动作的生物力学研究, 有益于建立合理的康复训练和运动风险预防方案, 为膝关节假体优化设计提供一定参考建议。

关键词: 深蹲; 膝关节; 高屈曲; 生物力学

中图分类号: Q 66 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.06.014

Research progress in biomechanics of deep squat

ZHANG Le, GONG He, LIU Hai-bo, FAN Yu-bo (*Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China*)

Abstract: High flexion squat is extremely common in the daily activities of Asian countries and certain occupations. In this paper, different types of deep squats and their motion characteristics were summarized, and recent research progress of squat biomechanics was reviewed. Different research methods on squats such as *in vitro* experiment, *in vivo* test and computer simulation were also classified and represented. Biomechanical studies on deep squat of the knee can benefit establishment of reasonable rehabilitation training, prevention of sports risks as well as provide some references for optimization of knee prosthesis design.

Key words: Deep squat; Knee joint; High flexion; Biomechanics

蹲的动作广泛存在于日常活动和康复训练之中,需多关节和多肌群共同完成,了解蹲的生物力学特性有助于正确地进行康复训练^[1]。深蹲常用于膝关节功能评估,许多研究比较了正常膝关节和膝关节置换后的活动差异,推动了人工膝关节的发展^[2]。

膝关节的运动形式主要有屈曲与伸展、旋转活动和内收外展等。活动中伴随着胫股关节和髌股关节复杂的接触和多自由度运动。股四头肌、腓绳肌和腓肠肌是膝关节附近的主要肌群^[3]。肌肉的收

缩参与产生膝关节内部的压力和剪切力,故肌肉力一般会有相对高的关节力^[4]。除肌肉外,前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)、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)是维持关节稳定的主要结构,ACL和PCL限制胫骨相对股骨的前后移动,MCL和LCL则提供膝关节内外翻的稳定性^[5]。

膝的屈曲为小腿后面接近大腿后面的运动,主动屈曲可达140°,被动屈曲可达160°左右,屈曲被

收稿日期:2016-12-14; 修回日期:2017-02-07

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11322223,8171753,11572029)。

通信作者:宫赫,教授,博士研究生导师,E-mail: bmgonghe@buaa.edu.cn。

小腿和股后部的软组织限制^[6]。普遍认为超过120°的屈膝为高屈曲,某些亚洲国家的日常生活中膝关节最大屈曲度可达到157°~165°^[7]。对于受试者的选择有东西方国家的区别,日常生活方式的不同会对动作的完成造成一定程度的差异。

文献检索策略基于中国知网和科学引文索引(SCIE)数据库,对“深蹲(deep squat)”、“高屈曲(high flexion)”、“膝关节(knee)”、“生物力学(biomechanics)”等检索词进行组合检索,主要关注2000年至今徒手深蹲相关的膝关节生物力学研究。目前关于膝关节的生物力学研究大多集中在屈曲120°以内,高屈曲膝关节的研究较少,多见于膝关节假体的研究。因此,开展高屈曲膝关节的运动分析和生物力学研究,有益于科学地确定用于康复的深蹲动作的幅度和强度,建立合理的康复训练方案,提升复健效果;开展膝关节置换后深蹲的生物力学研究,有助于加深对高屈曲假体力学特性的了解,为膝关节假体的优化设计提供参考,提高假体寿命,改善术后运动表现,减少髌骨疼痛等术后并发症。

1 深蹲动作

深蹲的生物力学研究主要分为徒手深蹲和器械负重深蹲,深蹲的动作特点是由身体直立,膝关节和髌关节完全伸展开始,随后连续下蹲直至达到所需深度,最后连续站起至初始位置。对于徒手深蹲,目前尚未达成普遍认同的标准,如膝关节的屈曲角度、步宽、脚尖方向等^[8]。关于深蹲的角度,Escamilla等^[9]认为屈曲超过100°的可认为是深蹲,而Hartmann等^[10]认为深蹲的屈曲角度应达到135°~140°。

徒手深蹲的具体动作形式多样,上身的变式主要有:两手臂平行伸直、手掌交叉置于脑后或手臂交叉置于胸前等;下身的变式主要是蹲的深度、深蹲时脚跟着地和离地^[11]。脚跟着地的深蹲,被称为亚洲蹲,脚跟离地的深蹲又被称为踮脚蹲,是亚洲人日常生活中的典型动作,目前未被广泛研究,部分研究集中在关节接触力的报道^[11-14]。

关于器械的负重深蹲,主要是杠铃深蹲,根据杠铃的位置是处于胸前还是脑后,可以分为杠铃前蹲(front squat)和杠铃后蹲(back squat),其中杠铃后蹲根据杠铃的高度又可分为高杠后蹲和低杠后蹲。

许多负重深蹲研究基于改变杠铃位置、蹲的深度、步宽、脚的方向等开展,关注于肌肉活动、损伤风险和训练效果等^[8]。

不适当的深蹲动作可能造成过高的股胫关节力,过高的股胫关节压力易造成半月板和软骨损伤,过高的股胫关节剪切力易造成韧带的损伤^[4]。一般建议下蹲训练中膝关节前移不要超过脚尖,但也有研究认为此建议的合理性值得商榷^[10]。Schoenfeld等^[15]认为,下蹲时应允许膝关节适度超过脚尖,有利于合理分配各关节受力,否则会导致上身前倾增加;而脊柱关节对剪切力较为敏感,故深蹲过程中应保持避免上身过度前倾,降低脊柱损伤风险。

长期的深蹲训练会使得膝关节软组织发生适应性改变,例如软骨厚度增加、韧带增大。动物实验观察到ACL的拉伸强度和弹性模量增加,若长期进行超负荷的负重深蹲训练,而非逐渐提高负荷能力的训练方式,易导致脊柱和膝关节的退行性改变^[10]。

2 深蹲的国内外研究进展

2.1 深蹲的离体实验研究

由于在体关节内测量难以实现,对尸体进行离体实验测量可以为高屈曲膝关节的生物力学特性提供一定参考,但尸体骨与软组织会发生力学性能的变化,而肌肉收缩会影响到关节力的加载,故尸体测量与实际结果会有一定的差异。Yildirim等^[16]通过尸体力学实验结合计算机辅助分析,确定高屈曲角度不同胫骨旋转工况下关节面的接触情况,通过人为施加外载荷模拟在135°~145°屈曲情况下胫骨的内旋和外旋,通过重建出匹配的三维骨模型可以较为精确地显示关节面接触区域的分布和变化。其研究的局限性在于未建立半月板,模拟的力学环境受限于尸体四头肌和软组织的强度,施加在股骨上的最大载荷只有49 N,远小于体重(body weight, BW)级别的载荷。钟砚琳等^[17]通过对尸体膝关节韧带进行金属丝和钻孔标记等处理,探讨不同屈曲角度下膝关节主要韧带有限元模型建立方法的优劣,寻找简洁、准确而有效的韧带建模方法,所建模型可精确反映在不同屈曲角度下膝关节各主要韧带结构的形态及相对位置,对于膝关节韧带模型的优化和临床上韧带重建手术的定位有一定的参考价值。Shani等^[18]测量了高屈曲状态下尸体膝关节

的接触力和接触区域情况,通过加载股四头肌力和腓绳肌力模拟下蹲,将薄膜压力传感器置于半月板上和髌后进行测量,测量屈曲 0° 、 30° 、 60° 、 90° 、 120° 、 135° 和 150° 的数据。结果发现,股骨髌与软组织的接触面积在屈曲 150° 达到峰值,约为 620 mm^2 ,内外侧股骨髌的应力在屈曲 150° 时达到峰值,分别为 3.0 MPa 和 4.2 MPa 。髌股关节接触面积和接触应力分别在屈曲 90° 和 135° 时达到峰值,屈曲角度 150° 时,接触应力有所下降,接触区域趋于髌后内外侧边缘。该测量结果具有一定的参考价值,但测量数据相对于下蹲的过程是离散不连续的,使得指标的变化趋势较为粗糙。Klein等^[19]对64个尸体膝关节进行最大屈曲实验,研究其对副韧带的影响;结果发现,MCL和LCL平均分别伸长约为8%和13%,伸长程度相对较大,由此推测副韧带在深蹲中有一定损伤风险。

2.2 深蹲的在体测试研究

2.2.1 深蹲中足的不同策略对膝关节的影响

深蹲动作需多关节共同完成,踝关节和膝关节的运动相互影响。亚洲蹲和踮脚蹲是深蹲类型中的两种典型动作,对于踝关节灵活度较差的人群,如部分西方人和关节病患者,完成亚洲蹲有一定难度,通过使脚跟悬空来达到所需的深蹲深度。Toutoungi等^[1]关注于交叉韧带在深蹲康复训练中受到的影响,对亚洲蹲和踮脚蹲进行了比较,建立了下肢骨矢状面的刚体模型,发现两种深蹲的ACL受力均偏小,且统计学差异不明显。两种深蹲的PCL受力存在一定差异,亚洲蹲的PCL受力峰值为 3.5 BW ,而踮脚蹲的PCL受力有所减小,峰值为 2.8 BW 。Hemmerich等^[20]对印度受试者进行了下蹲动作的运动数据采集和运动学分析,发现踮脚蹲和亚洲蹲两种深蹲的活动度分别为 $155^\circ \pm 7^\circ$ 和 $152^\circ \pm 11^\circ$,高于西方受试者的活动度($101^\circ \pm 21^\circ$),推测长期生活方式的不同造成了动作的差异。已有文献报道,软组织的相对运动易产生采集的误差,需谨慎参考水平面和冠状面的膝关节运动学数据,控制受试者的身体质量指数(body mass index, BMI)可以减小该误差^[21]。

关于不同踝关节跖屈和背屈程度对深蹲的影响,Macrum等^[22]研究了限制踝关节背屈对深蹲时膝关节运动学特性的影响,通过楔形物使得踝关节

获得初始背屈,有楔形物组的膝关节屈曲角度峰值减小了约16% (15°),膝关节外翻角度峰值增加约18% (1°)。而膝外翻角度是预测髌股关节疼痛综合症和非接触型ACL损伤的重要指标,研究者推测长期的踝关节活动度改变会增加膝关节病理性变化的风险。Sriwarno等^[23]研究不同角度跖屈对由蹲位站起的下肢动作和肌肉激活模式的影响,比较亚洲蹲和踮脚蹲两种动作发现,踮脚蹲的跖屈角平均约为 24.3° ,相比亚洲蹲,踮脚蹲的膝关节初始屈曲角度和峰值均明显增加,相比踮脚蹲,亚洲蹲的初始屈髌程度较大,需要获得较大的角速度才能由蹲位站起,而踮脚蹲的蹲位站起相对容易。由于脚跟提高,重心前移,踮脚蹲的动作策略改变,由蹲站起时的平衡调节从踝关节过渡到跖趾关节,趾短伸肌(extensor digitorum brevis, EDB)的活动明显增加,胫骨前肌和股直肌的活动相对减小。踮脚蹲的腓肠肌活动水平明显高于亚洲蹲,可能有助于提供踝关节稳定性。通过跖屈使脚跟提高,在临床上用于深蹲过程中膝关节内侧移位(medial knee displacement, MKD)的矫正,恢复受限的肌群功能,缓解膝外翻的症状。研究跖屈对膝关节的影响有利于加深对MKD的认识,有助于非接触型ACL损伤和髌股关节疼痛等并发症的康复训练^[24]。

针对步宽大小和脚尖方向等不同深蹲策略对于膝关节的生物力学影响,Escamilla等^[9]比较了不同步宽策略对深蹲的影响,发现较大步宽(169%肩宽)的深蹲有更大的股胫关节和髌股关节压力。虽然较小步宽(107%肩宽)的深蹲会有更小的关节压力,但与此同时膝的前移量增加,会引起关节剪切力的增加。Almosnino等^[25]探究了步宽和脚尖方向对深蹲膝关节各方向力矩的影响,发现较大步宽深蹲(140%肩宽)使得膝关节屈曲力矩和内收力矩的幅值增加,而脚尖方向外旋(30°)对较小步宽(100%肩宽)的深蹲影响不明显,但是脚尖外旋使得较大步宽深蹲的内旋力矩幅值明显降低。

2.2.2 大小腿接触对膝关节的影响

在屈曲 120° 之后,大腿和小腿的软组织接触面积逐渐增加,大小腿的接触力对于减小膝关节力起到重要作用,考虑该作用会使模型的计算结果准确性有所提高^[10]。Zelle等^[26]进行了高屈曲深蹲中大小腿接触力的测量,发现接触作用从屈曲 130° 左右开始,随屈曲角

度增加而增加,最大接触力在最大屈曲(151.8°)时达到,约为 0.34 BW ,此外,大小腿的接触作用受BMI和大小腿围度等人体测量参数的影响。Fukunaga等^[27]比较了亚洲蹲和踮脚蹲的大小腿接触对膝关节力的影响,测量发现踮脚蹲的大小腿接触力明显高于亚洲蹲,分别为 0.58 BW 和 0.30 BW ,说明踝关节和髌关节角度会影响大小腿接触作用;对于股股和髌骨关节压力,踮脚蹲均大于亚洲蹲,其中髌股关节压力差异明显,考虑大小腿接触力对降低模型股股关节压力的作用明显。Pollard等^[28]发现,引入大小腿的接触作用使踮脚蹲减小了约48%的屈曲力矩。Kritz等^[29]认为,大小腿接触作用会改变膝关节转动中心,若下蹲速度较快,过大的向后力矩可能会引起ACL损伤或脱位。Klein等^[19]推测,大小腿的接触作用会对PCL受力产生较大影响。Caruntu等^[30]建立了 165° 屈曲的二维膝关节模型,发现大小腿接触作用可以减少深蹲中股四头肌力,推测原因是大小腿接触与股四头肌腱的力矩方向一致,提供了部分稳定作用,同时MCL受力增加了约50%,若忽略大小腿接触作用,会影响模型的计算结果。

2.3 深蹲的有限元研究

随着计算机技术,特别是数值计算方法的发展,有限元方法应用于骨生物力学的研究中,可以实现对复杂的人体结构进行精确描述,而且可以对载荷、材料属性等不同参数进行精确控制^[31]。对于肌骨系统,可对骨内应力、应变分布情况进行分析,或者进行假体植入后应力、应变的比较分析,对理解人体运动过程中关节面上接触应力的传递情况,以及人工关节假体的优化设计有重要的指导意义^[32]。

郭媛等^[33]通过有限元方法研究了屈膝运动对膝关节各部位应力和接触力分布的影响。随着屈膝角度的增大,软骨和半月板的接触力峰值也增大,相比外侧半月板,内侧半月板的接触力更大,且变化程度更大。屈膝 90° 时,股骨和胫骨软骨受到的接触力分别为 6.90 、 8.86 MPa ,髌骨软骨和半月板的接触力分别为 0.38 、 9.88 MPa ,此外,研究者探讨了运动捕捉确定股四头肌力的求解方法,但该研究只模拟了 $0^\circ\sim 90^\circ$ 下蹲,未涉及更高屈曲的下蹲研究。

王建平等^[32]建立了健康膝关节的有限元模型,通过股四头肌力来驱动,模拟 $0^\circ\sim 130^\circ$ 屈曲下蹲的

动作,分析了股股关节和髌股关节的接触区域和接触力的变化规律。对于股股关节接触区域,在 $0^\circ\sim 30^\circ$ 屈曲的接触面积相对较小,主要在胫骨平台前方,在 $30^\circ\sim 60^\circ$ 屈曲接触区域主要在胫骨平台中央,接触面积增大,接触应力也相应变小。从 90° 屈曲起接触应力开始增长,膝关节股骨向后平移增加,高屈曲时外侧股骨髁抬离程度相对内侧大,内侧髁产生较大应力, 130° 屈曲时应力峰值可达到约 21 MPa ;对于髌股关节接触区域,在 $0^\circ\sim 120^\circ$ 屈曲时由髌骨远端向近端逐渐平移,在 $120^\circ\sim 130^\circ$ 屈曲时向髌骨远端有一定平移。从伸直直到屈曲 90° ,接触应力峰值变化比较平稳,平均约为 9 MPa ;屈曲大于 90° 后,髌股关节接触应力峰值增大, 130° 时可达到约 22 MPa 。

全膝关节置换术(total knee arthroplasty, TKA)的目的在于减轻患者疼痛,满足其运动功能的需求。年轻患者对膝关节有较大活动度的需求,蹲姿、跪姿及盘腿等是普遍的亚洲日常活动。近年来,有许多适用于高屈曲的人工膝关节产品出现,并应用于临床^[34]。传统人工膝关节的活动度一般为 $110^\circ\sim 120^\circ$,当屈曲度超过 120° 时,假体与衬垫的面接触转变为股骨假体边缘与衬垫的点状接触,接触应力较大,易引起假体的磨损。通过增加股骨后髁的截骨量和厚度、延长后髁的弧度等方法使高屈曲假体的活动度增加^[31]。

Barink等^[35]通过有限元方法,比较传统膝关节假体和新型高屈曲假体的力学性能差异,在 $70^\circ\sim 110^\circ$ 屈曲时两种假体的力学性能类似,在 $110^\circ\sim 155^\circ$ 屈曲时,除胫骨假体后部外,高屈曲假体形变和应力相对更小,证实了高屈曲假体的力学性能要优于传统假体。Zelle等^[36]研究了高屈曲时大小腿接触对膝关节的影响,建立了TKA置换后的膝关节有限元模型,模拟 $50^\circ\sim 155^\circ$ 下蹲动作,发现大小腿接触可以显著减小膝关节力和假体应力,接触在约 130° 时开始逐渐增加,考虑大小腿接触作用后,在 155° 最大屈曲时,膝关节压力从 4.89 BW 减小到 2.90 BW ,胫骨假体后部的接触应力从 49.3 MPa 减小到 28.1 MPa 。另外,考虑大小腿接触作用后,在约 130° 大小腿刚接触时达到最大关节力,说明高屈曲的关节力可能被过高估计,对高屈曲假体的设计具有很大的参考价值。

王建平等^[37]对下蹲中膝关节假体进行有限元分析,在从过伸 15°到屈曲 130°的下蹲过程中,胫骨假体平台轮柱和前部交界处、平台内后方和轮柱后部 3 个区域发生较高的接触应力,与假体发生较高磨损率的区域相一致。Anuar 等^[38]通过有限元方法探究活动和固定两种衬垫类型膝关节假体的力学性能差异,在屈曲 0°~135°,股骨髁的切应力峰值随着屈曲角度增加,峰值约为 15 MPa,外侧髁的切应力总体上要稍高于内侧髁;相比活动衬垫,固定衬垫高屈曲时易受膝关节内旋影响,可使外侧髁切应力增加 1 倍以上,可能会增加假体磨损的风险。

3 总结和展望

随着深蹲的膝关节生物力学研究不断发展,深蹲的测量和模拟愈加合理和真实。离体膝关节实验是较直接的研究方法,测量的力学参数可为数值模拟提供依据,但也存在离体膝关节的材料属性和加载方式与活体存在差异等问题。运动捕捉是一种比较好的在体实验研究方法,可以通过光学等手段记录标记点的运动轨迹,但也存在标记点与软组织相对运动导致的测量误差。膝关节模型是进行生物力学分析的基础,从二维到三维,从多刚体模型到有限元模型,复杂程度越来越高,韧带和肌肉等组织的作用也愈加重视,对材料属性和边界条件的研究也不断深入。随着测量和分析技术的发展,将进一步揭示深蹲的生物力学特性;深蹲过程中允许膝关节部分超过脚尖、限制上身前倾等建议的提出,有助于指导深蹲训练,避免运动损伤;研究深蹲中足的不同策略对膝关节的影响,将有益于合理进行术后康复锻炼;考虑深蹲中小腿接触对减小膝关节力的作用,以及应用有限元方法进行膝关节内部的应力分析,将为膝关节高屈曲假体的优化设计提供参考。

参考文献:

[1] TOUTOUNGI DE, LU TW, LEARDINI A, *et al.* Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises [J]. *Clin Biomech*, 2000, 15(3): 176-187.
[2] FUKAGAWA S, LEARDINI A, CALLEWAERT B, *et al.* Age-related changes in kinematics of the knee joint during deep squat [J]. *Knee*, 2012, 19(3): 208-212.
[3] 刘志元. 膝关节损伤生物材料及其生物力学特点[J]. 中国

组织工程研究与临床康复, 2009, 13(42): 8361-8364.
[4] ESCAMILLA RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2001, 33(1): 127-141.
[5] 郑诚功, 黄昌弘, 魏鸿文, 等. 膝关节的生物力学性能简介(上)[J]. *中华骨科杂志*, 2006, 27(12): 74-76.
[6] 高士谦. 实用解剖图谱: 下肢分册[M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2004.
[7] 齐玮, 刘玉杰. 高屈曲状态下膝关节静力稳定结构的生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(2): 240-244.
QI W, LIU YJ. Advance in biomechanics researches of major knee ligaments at high flexion angles [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 240-244.
[8] YAVUZ HU, ERDAG D, AMCA M, *et al.* Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads [J]. *J Sports Sci*, 2015, 33(10): 1058-1066.
[9] ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, LOWRY TM, *et al.* A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2001, 33(6): 984-998.
[10] HARTMANN H, WIRTH K, KLUSEMANN M. Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load [J]. *Sports Med*, 2013, 43(10): 993-1008.
[11] 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.
[12] NAGURA T, MATSUMOTO H, KIRIYAMA Y, *et al.* Tibiofemoral joint contact force in deep knee flexion and its consideration in knee osteoarthritis and joint replacement [J]. *J Appl Biomech*, 2006, 22(4): 305-313.
[13] THAMBYAH A, GOH JC, DE SD. Contact stresses in the knee joint in deep flexion [J]. *Med Eng Phys*, 2005, 27(4): 329-335.
[14] THAMBYAH A. How critical are the tibiofemoral joint reaction forces during frequent squatting in Asian populations? [J]. *Knee*, 2008, 15(4): 286-294.
[15] SCHOENFELD BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. [J]. *J Strength Cond Res*, 2010, 24(12): 3497-3506.
[16] YILDIRIM G, WALKER PS, SUSSMAN-FORT J, *et al.* The contact locations in the knee during high flexion [J]. *Knee*, 2007, 14(5): 379-384.
[17] 钟砚琳, 王海鹏, 容可, 等. 不同屈曲角度下膝关节主要韧带有限元模型的建立和验证[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14(30): 5515-5518.
[18] SHANI RH, DEWAN AK, KULKARNI N, *et al.* What are the contact stresses in the knee in deep flexion [C]//Pro-

- ceedings of 53rd Annual Meeting of the Orthopedic Research Society. San Diego: [s. n.], 2007: 95.
- [19] KLEIN KK. The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee [J]. *J Assoc Phys Ment Rehabil*, 1961, 15(1): 6-11.
- [20] 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.
- [21] HOLDEN JP, ORSINI JA, SIEGEL KL, *et al.* Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait [J]. *Gait Posture*, 1997, 5(3): 217-227.
- [22] MACRUM E, BELL DR, BOLING M, *et al.* Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat [J]. *J Sport Rehabil*, 2012, 21(2): 144-150.
- [23] SRIWARNO AB, SHIMOMURA Y, IWANAGA K, *et al.* The effects of heel elevation on postural adjustment and activity of lower-extremity muscles during deep squatting-to-standing movement in normal subjects [J]. *J Phys Ther Sci*, 2008, 20(1): 31-38.
- [24] BELL DR, PADUA DA, CLARK MA. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008, 89(7): 1323-1328.
- [25] ALMOSNINO S, KINGSTON D, GRAHAM RB. Three-dimensional knee joint moments during performance of the bodyweight squat: Effects of stance width and foot rotation [J]. *J Appl Biomech*, 2013, 29(1): 33-43.
- [26] ZELLE J, BARINK M, LOEFFEN R, *et al.* Thigh-calf contact force measurements in deep knee flexion [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(7): 821-826.
- [27] FUKUNAGA M, MORIMOTO K. Calculation of the knee joint force at deep squatting and kneeling [J]. *J Biomech Sci Eng*, 2015, 20(6): 231-235.
- [28] POLLARD JP, PORTER WL, REDFERN MS. Forces and moments on the knee during kneeling and squatting [J]. *J Appl Biomech*, 2011, 27(3): 233-241.
- [29] MATTHEW K, CRONIN J, HUME P, *et al.* The body-weight squat: A movement screen for the squat pattern [J]. *Strength Condit J*, 2009, 31(1): 76-85.
- [30] CARUNTU DI, HEFZY MS, GOEL VK, *et al.* Modeling the knee joint in deep flexion: "thigh and calf" contact [C]// *Proceedings of Summer Bioengineering Conference*. Florida: [s. n.]: 2003: 25-29.
- [31] 韩树洋. 人体关节生物力学实验及仿真研究[D]. 徐州: 中国矿业大学博士学位论文, 2014.
- [32] 王建平. 膝关节力学建模与屈曲运动生物力学特性研究[D]. 上海: 上海交通大学博士学位论文, 2010.
- [33] 郭媛. 全膝关节在不同运动状态下的有限元仿真研究[D]. 太原: 太原理工大学博士学位论文, 2009.
- [34] 魏鸿文, 郑诚功. 膝关节高屈曲假体的研究进展[J]. *中华关节外科杂志: 电子版*, 2009, 3(4): 524-528.
- [35] BARINK M, WAAL MM, CELADA P, *et al.* A mechanical comparison of high-flexion and conventional total knee arthroplasty [J]. *Proc IMEH J Eng Med*, 2008, 222(3): 297-307.
- [36] ZELLE J, BARINK M, DE WAAL MM, *et al.* Thigh-calf contact: Does it affect the loading of the knee in the high-flexion range? [J]. *J Biomech*, 2009, 42(5): 587-593.
- [37] 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.
- [38] ANUAR MA, TODO M, NAGAMINE R, *et al.* Dynamic finite element analysis of mobile bearing type knee prosthesis under deep flexional motion [J]. *The Scientific World Journal*, 2014, DOI: 10.1155/2014/586921.