

文章编号:1004-7220(2012)02-0115-07

· 专家论坛 ·

人工全膝关节研究新进展

林昊^{1,2}, 张余³, 李国安¹

(1. 哈佛医学院 麻省总医院, 骨科生物工程实验室, 美国; 2. 福建省立医院, 福州 350001; 3. 广州军区广州总医院骨科医院, 广州 510010)

摘要: 膝关节是人体最大、解剖最复杂、对运动要求最高的关节之一。全膝关节置换术 (total knee arthroplasty, TKA) 在全世界每年以高于 10% 的比例增长。TKA 是在全髋关节置换术的基础上发展起来的, 经过近 30 年的发展, 取得了很大进展。本文对近年来假体类型的演变、假体几何外形与尺寸的研究, 以及膝关节生物力学方面取得的突破进行了阐述; 对目前 TKA 中存在争议的问题进行了讨论; 并结合目前最新发展的技术, 对 TKA 未来发展的方向进行了展望和预测。

关键词: 全膝关节置换术; 假体; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Recent progress in total knee arthroplasty research

LIN Hao^{1,2}, ZHANG Yu³, LI Guo-an¹ (1. *Orthopaedic Bioengineering Lab, Massachusetts General Hospital, Harvard Medical School, USA*; 2. *Fujian Provincial Hospital, Fuzhou 350001, China*; 3. *Hospital of Orthopedics, Guangzhou General Hospital of Guangzhou Military Command, Guangzhou 510010, China*)

Abstract: Knee joint is the largest joint in human body, with the most complex anatomy and the highest demand on motor function. The number of patients who receive the total knee arthroplasty (TKA) grows at the rate of over 10% annually around the world. TKA was developed from total hip arthroplasty, and has been developed rapidly during the thirty years' development. In this paper, evolution of prosthesis types, geometric shape and size of prosthesis and breakthrough in biomechanics of knee joint were reviewed; controversial issues in contemporary TKA studies were discussed; and the development of TKA in future was forecasted.

Key words: Total knee arthroplasty (TKA); Prosthesis; Biomechanics

膝关节是人体最大、解剖最复杂、对运动功能要求很高的关节。全膝关节置换术 (total knee arthroplasty, TKA) 是在全髋关节置换术的基础上逐渐发展起来的, 全世界每年有大量患者接受 TKA 手术。根据对欧美 17 个国家的统计^[1], 每年约有 110 万人行 TKA, 其中 8% 是二次翻修, 并且 TKA 的人数以每年 11% 的速度递增。其中, 女性患者占 64.4%, 小于 65 周岁占 29.4%, TKA 患者呈现年轻化的趋势。如何在临床中选择高质量的假体以及改进假体设计、提高手术技巧, 成为摆在所有关节外科医生面

前的一个重大课题。本文将国内外有关 TKA 研究的一些最新进展加以综述, 包括假体类型、假体形状、生物力学、手术技术等方面, 以供国内外同行借鉴。

1 全膝关节假体演变和分类

1969 年, Gunston 发明了多中心假体, 这是最早出现的膝关节假体之一^[2], 其最主要的问题就是松动。1971 年, Coventry 发明了几何学型假体^[3], 使得假体的生物力学更匹配关节, 但是同样没有解决假

体松动的问题。直到1973年,Insall发明了全髁型假体(TCP假体),由此开创了人工膝关节发展的黄金时期,之后还出现了旋转平台假体(porous coated anatomy, PCA)。1978年,Insall和Burstein又发明了后方稳定型的假体,这也是迄今为止最成功的膝关节假体之一。

目前人工膝关节假体种类繁多,按置换范围可分为单髁型、全髁型;按固定方式可分为骨水泥型、非骨水泥型;按限制程度又分为限制型、非限制型;根据关节面是固定还是旋转分为固定型、旋转平台型。根据患者自身情况选择最合适类型的假体,直接关系到手术效果。

相对于TKA,单髁关节置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)仅针对病变间室进行表面置换,用于治疗单间室骨关节炎,目前主要是针对内侧髁进行置换。Riddle等^[4]报道1998~2005年美国UKA置换数量由6570例增加至44990例,平均每年增加32.5%。Lyons等^[5]评估了1978~2009年分别行TKA和UKA的病人,经过比较骨性关节炎指数(WOMAC)和SF-12MCS,发现UKA组均高于TKA组。Ackroyd等^[6]10年随访结果表明,UKA优良率为77.9%,TKA优良率为75.1%。综合目前的文献报道,UKA与TKA相比具有创伤小、恢复快、保存骨量、并发症少、术后功能好、保留本体感觉、髌股关节咬合良好等优点。

从固定方式上来看,目前绝大多数选择的是骨水泥固定型人工关节;实践证明只要使用得当,其临床效果十分满意^[7-8]。非骨水泥固定型假体的设计思想则是通过紧密压配和骨组织长入假体多孔层达到生物固定的效果。使用这种假体对局部骨骼质量、术者的操作技术要求较高,并且术后恢复时间较长。Park等^[9]对比了50个同时行双侧全膝关节置换的病人(一侧行骨水泥型固定,对侧行非骨水泥型固定),长期随访后并未发现其临床效果有显著性差异。目前在欧美经济发达地区,骨水泥型假体仍然为其主流。

限制性假体主要指铰链式的Guepar型、Herbert型等,术后膝关节仅限于单一平面活动,造成假体与骨水泥及骨组织之间应力异常集中,假体松动与感染等并发症发生率相当高^[10],现已极少用于初次膝关节置换术病人,仅适用于膝关节翻修术、骨肿瘤切

除后关节重建、严重骨质缺损或者膝关节周围软组织破坏关节不稳等病例^[11-12]。非限制型假体临床上常用的有3类:不保留后交叉韧带的后方稳定型(PS)、侧副韧带稳定型(全髁型为代表)、保留后交叉韧带型(PCR)。对于人工膝关节置换术中是否保留后交叉韧带,目前仍有很大争议。Wang等^[13]对比了157例行保留后交叉韧带型膝关节置换术和110例行后方稳定型关节置换术的病例,随访时间2~5年,发现临床效果没有显著性差异。本实验室通过在尸体标本上测量6自由度生物动力学数据对比两种关节的活动,认为后交叉韧带保留型假体保留了后叉韧带,膝关节屈曲的时候使股骨向后滚动,增加了膝关节屈曲程度,运动产生的应力被膝关节周围韧带吸收,使假体与骨之间剪切应力降低^[14]。因此,保存结构正常的交叉韧带,可最大限度地维持膝关节自然稳定性,减少假体-骨水泥-骨组织界面剪切力;而不保留后叉韧带的后方稳定型设计目的是增加稳定性、减少假体间接触应力,特点是高吻合性,一般都有凸轮设计。通常对于高度屈曲膝挛缩畸形及后叉韧带有缺损者,选用不保留后叉韧带的后方稳定型^[15]。

2 膝关节几何外形尺寸

人工膝关节发展20多年来,其主要外形及设计方向并无重要改变,目前的努力方向在于提供更多尺寸,或通过不同尺寸比率来得到最大的截骨覆盖面,重建膝关节^[16]。正确膝假体的规格(几何学尺寸、角度等)和假体组件的位置对人工全膝关节的成功置换和长期存活有着非常重要的意义。

2.1 国内膝关节假体尺寸研究

亚洲各民族有相当一部分人口较西方人矮小,目前使用的进口假体多以西方人膝关节几何数据为参考来设计,与国人存在一定差异。因此,对本民族膝关节几何学参数进行测量,由此获得国人正常膝关节几何学数据,对于设计更适合国人使用的人工膝关节就显得尤为重要。

孙明举等^[16]通过对正常膝关节进行分组CT扫描,并借助Auto-CAD技术显示膝关节的典型几何形态,对其线性、角度等指标进行测量后,建立了国人膝关节三维解剖模型,其结果显示膝关节的线性尺寸之间、身高与线性尺寸之间均有很好的相关性,

该模型可为国人膝关节假体设计提供一定的参考。周殿阁等^[17]通过分析正常志愿者和尸体膝关节标本的股骨远端关节面特征,发现股骨内侧髁远端半径小于外侧髁远端,而内侧髁远端弧度远大于外侧髁,即股骨远端内侧髁较外侧髁“宽”而“扁”。周飞虎等^[18]利用 CT 扫描和计算机辅助设计技术,对 120 例 240 个正常膝关节 CT 扫描后输出的数据行三维重建并进行相关参数测量和分析,初步建立了国内正常人膝关节模型和正常膝关节相关指标参考值。除了借助影像学技术或者直接从尸体标本上测量关节几何学参数之外,董纪元等^[19]认为真正与人工膝关节接触的是截骨后的骨骼面,其关节组件与截骨面的覆盖率才是影响应力分布的主要因素;他们对 105 例病态膝关节进行研究,术中测量股骨远端及胫骨近端截骨后的各个截骨面相关参数及髌骨参数,为人工膝关节假体的设计制作提供了更符合国人解剖结构的科学依据。

2.2 国外膝关节假体尺寸研究

许多其他亚洲国家也都对本国人种的膝关节尺寸进行了研究。Kwak 等^[20]通过测量 100 例韩国人膝关节尸体标本的胫骨近端截骨平面,并和目前常用的对称性膝关节假体进行对比后发现,内侧平台前后径及正中前后径值均明显小于现售的商用假体。Shrinand 等^[21]通过 CT 扫描 86 例印度患者的膝关节后进行测量,发现 86.8% 的印度男性膝节能较好匹配目前使用的膝关节假体,而 60.4% 的印度女性则需要尺寸更小的股骨侧假体以获得更好的匹配。很多研究目前也发现当前后径足够时,女性的股骨常常窄于男性^[22-24]。本实验室通过对比中国患者和白种人患者膝关节的尺寸,发现中国人膝关节尺寸普遍小于白种人,尤其是中国女性的股骨和胫骨的长宽比均显著小于白人女性,故提出在膝关节的设计中要充分考虑种族及性别差异^[25]。

3 人工膝关节设计中的膝关节生物动力学

膝关节在运动中尤其是负重时发挥着承上启下的作用。了解有关膝关节的生物力学,对于更好理解膝关节各类损伤的机理及关节退行性改变的病理学、正确设计各类膝关节假体都有重要意义^[26]。解剖学上膝关节属于屈戌关节,早期经典的瞬时旋转轴心理论指出,膝关节屈伸时,在股骨髁上许多曲率

半径的中心点,实际上是不同角度下的横轴位置^[27]。因此,膝关节面的瞬间运动轴线是不固定的,目前人工膝关节假体的股骨表面也多为多半径设计。近年来,Churchill 等^[28]和 Hollister 等^[29]提出膝关节固定轴理论,将膝关节运动简化为围绕固定于股骨髁上的横轴和固定于胫骨内侧的长轴进行三维空间运动;这一假说认为,膝关节屈曲轴位于股骨内外上髁附近,与内外上髁轴和内外侧副韧带起点有密切关系。膝关节固定轴理论对经典的膝关节运动学原理及人工膝关节假体的设计提出了新的课题,其中近年应用较广的单半径膝关节假体就是应用类似理论设计的(见图 1)。

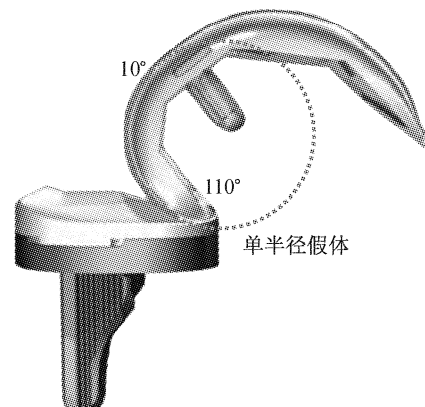


图 1 单半径假体

Fig.1 Single radius prosthesis photo courtesy of Stryker Corp.
(<http://www.odtmag.com/articles/2010/09/the-right-fit>)

此外,对人工膝关节置换患者术前、术后及与正常人的生物动力学和运动学进行对比分析,也成为假体设计与手术后期效果评价的重要工具。Godest 等^[30]通过对膝关节置换后步态三维有限元分析后指出,假体承受的应力分布和假体的表面设计及其与骨面的接触和膝关节运动互相关联影响。Heegaard 等^[31]通过计算机模型模拟膝关节运动,指出股骨远端假体的位置是影响髌骨运动轨迹的重要因素,尤其在外旋时可能导致髌骨半脱位。本实验室也在研究膝关节假体置换前后的生物动力学和运动学方面做了大量研究^[14,32-33]。Ephrat 等^[32]通过对保留和不保留后叉韧带假体置换后股骨髁的后移时发现,保留后叉韧带假体置换后,在屈曲达到 30° 之前股骨内外髁就出现了明显后移;而在不保留后叉韧带假体置换中,股骨后移增加最明显则出现在

屈曲大于 90° 之后。在所有的膝关节中,股骨外髁的后移均大于内髁的后移,说明在膝关节屈曲的过程中同时存在胫骨的内旋。Jeremy 等^[33]用双荧光成像系统结合三维膝关节假体模型分析后方稳定型膝关节假体置换术后膝关节的运动学变化(见图2),详细描述了股骨后移、胫骨内旋、股胫关节软骨接触位置及后凸轮机制等之间的关系,为探讨如何提高后方稳定型膝关节假体的使用功能提供了一定的理论依据。

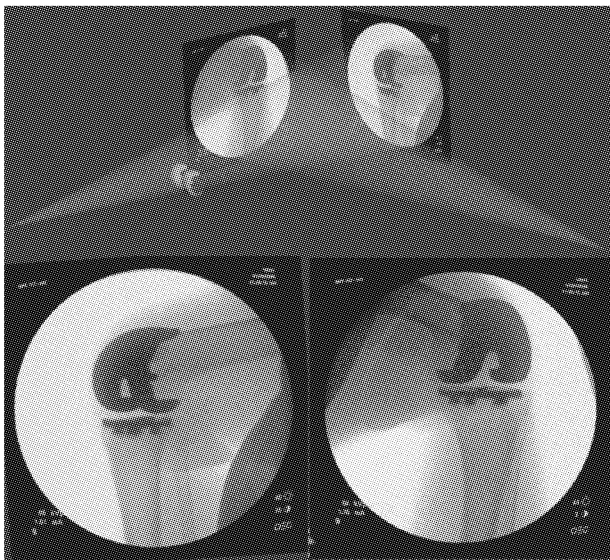


图2 双荧光技术

Fig.2 Dual fluoroscopic imaging system (DFIS)

4 TKA 研究的争议问题

4.1 是否需要种族特异性 TKA 假体?

西方学者报道 TKA 术后 20 年优良率在 90% 左右,而我国长期使用依据欧美人群解剖数据设计的假体,与国人解剖形态不相匹配,手术的近远期效果逊于西方的报道^[34],这是目前我国 TKA 外科面临的一大问题。胡岩君^[35]在研究比较国人膝关节解剖参数并和西方主流膝关节假体(Zimmer、Depuy 等)进行对比后发现,目前国外厂家的全膝关节假体尺寸与国人膝关节相比普遍偏大,股骨髁及胫骨平台各径比率范围过于集中,不能达到较满意的截骨覆盖面,就其总体性能来看并不完全适用于国人。Iorio 等^[36]比较了日本人和白种人行膝关节置换术后的活动范围和翻修率,发现日本人术后的活动范

围要小于白种人,而翻修率却高于白种人,这从另一侧面说明了其假体尺寸与亚洲人种的不匹配性。而尺寸过大的假体会引起骨与假体接触面积不匹配,固定强度减弱,同时增加其与膝关节周围韧带特别是内侧副韧带的磨损,伸膝装置前移使伸肌过牵,影响术后屈膝功能甚至妨碍切口闭合^[37]。

而从亚洲人的文化风俗和生活习惯来讲,日常生活中使用跪姿、盘腿、下蹲的动作较多,故对术后膝关节的屈曲要求更高。通常膝关节假体的设计允许膝关节有 $0 \sim 120^\circ$ 的活动范围(range of motion, ROM),超过 120° 的屈曲运动时,股骨后髁的假体弧度趋于结束,此时假体之间接触表现为股骨后髁假体边缘与胫骨聚乙烯的点状接触,接触面应力大,因而多表现出胫骨聚乙烯后侧的早期磨损。改进的高屈曲度设计通过增加股骨后髁的截骨量,使股骨假体后髁厚度增加,延长后髁弧度,因而在屈曲 $120^\circ \sim 150^\circ$ 范围内假体依然保持面-面接触,从而在理论上减少了膝关节极度屈曲时的假体磨损。目前国外文献报道最新设计的高屈曲度膝关节假体 ROM 理论上可以允许达到 155° ^[14,38-40]。

因此,未来的人工膝关节设计应充分重视亚洲人种与西方人膝关节尺寸的不匹配问题,同时兼顾亚洲患者对高屈曲膝关节运动的需求,提高人工膝关节假体的整体临床性能。

4.2 TKA 中髌骨是否需要置换?

髌骨的生物力学是近来研究的热点之一,髌股关节之间的运动十分复杂,对合不良被认为和膝前痛密切相关^[41]。早期的全膝关节置换术中对于假体的设计并没有髌骨组件,由于自体髌骨与膝关节假体在解剖上的不匹配,导致术后膝前痛的发生率非常高,可达 $40\% \sim 58\%$ ^[42]。20 世纪 70 年代开展的髌骨表面置换以改善髌股关节症状和减少膝前痛为目的^[43]。但髌骨置换的同时也带来许多并发症,如髌骨骨折、脱位、假体磨损等。对于人工全膝关节置换术中是否进行髌骨置换,目前仍是困扰骨科医生的重要问题之一。有的术者认为常规行髌骨置换能获得更好的术后效果^[44],有的则认为髌骨置换会使残存髌骨组织强度减弱,易并发骨折,还存在其他许多并发症,如假体磨损、松动、膝前进行性疼痛等^[45]。针对髌骨置换与否的问题已有广泛的研究,其中也不乏临床随机对照研究,但结论都不尽相

同^[46-50]。李连华等^[51]通过对文献分析发现,髌骨置换术后因髌股关节问题再手术的发生率显著低于非髌骨置换组,这种差异在长期随访时更明显。在膝前痛发生率和膝关节 HSS 评分上,两组相比差异无统计学意义。以美国为代表的美洲骨科医生多认为髌骨置换术后并发症的发生率没有想象的那么高,并且疗效明显优于未置换的病例,故主张常规行髌骨置换。欧洲骨科界则持另一观点。国内则有学者认为对髌骨关节面已有破坏的病人以及所有类风湿关节炎病人都应行髌骨置换^[15]。正确的手术操作和安装技术是减少髌骨置换术后并发症发生的有效措施。

4.3 TKA 中微创技术是否必要?

传统的人工全膝关节置换术手术切口一般约 20 cm 左右,伴有广泛的肌肉软组织显露,往往需要切断股内侧肌并向外翻转髌骨,对伸膝装置和髌上囊产生干扰及损伤,病人术后早期常常因为膝关节疼痛剧烈,伸膝装置无力而导致康复时间延长。微创技术(MIS)用于人工膝关节置换始于 20 世纪 90 年代后期。MIS-TKA 应符合如下条件:(1)切口长度 < 14 cm;(2)尽量避免破坏和扰乱伸膝装置;(3)尽量避免翻转髌骨;(4)原位截骨^[52]。Repicci 等^[53]早期采用微创小切口行单髁置换,获得满意疗效,为此后的微创全膝关节置换术奠定了基础。Tria 等^[54]在微创单髁置换的基础上,利用胫骨髓外定向,从股骨侧面开始截骨的微创技术成功完成了微创人工全膝关节置换术,并研制开发出一套新型的基于微创技术的人工全膝关节置换术的手术器械,极大方便了微创技术下完成 TKA^[55]。Bonutti 等^[56]借鉴关节镜技术,悬垂小腿,利用重力加大膝关节间隙完成 MIS-TKA。随着 MIS-TKA 专用手术器械的开发与发展、手术者操作技术的标准化、计算机辅助定位技术的应用、以及借助机器人进行手术操作技术的出现^[57-60],MIS-TKA 技术日臻成熟,但仍然存在着许多争议。倡导者们强调这些手术方法有减少软组织损伤的优点,可以减少术后出血、减轻术后疼痛、加快康复、缩短住院时间^[61],而反对者认为常规 TKA 长期疗效好且并发症少,MIS-TKA 因术中暴露不良可能引起假体位置不良、神经血管损伤、假体固定不佳、术后感染几率增大等问题^[62]。在临床工作中,应该充分认识到 MIS 技术并不仅仅意味着

切口的缩短,更重要的是尽可能减少软组织损伤,保护伸膝装置和髌上囊免受干扰,术中避免过度牵拉和翻转髌骨,从而真正达到减少创伤利于康复的目的。但不能为了片面追求小切口而使手术暴露不充分,导致假体位置不良和下肢力线异常,只有这样才能达到 MIS-TKA 的真正目的,使其最终有可能成为未来手术的主流方向。

4.4 计算机辅助技术在 TKA 中是否必要?

传统的关节置换术主要依靠机械对线系统完成截骨,假体安放和肢体力线控制,其精确性在很大程度上依赖于术者的经验^[63]。而且定位时所用工具针对的是正常形态的骨骼,在严重的内外翻畸形、关节失稳、创伤后骨折畸形愈合、骨髓炎等情况下,关节力线发生改变,这就给精确的定位、截骨、假体的选择和置入带来了一定的困难^[64]。

计算机辅助人工膝关节置换系统的出现,突破了传统术式的局限性,在下肢力线的正确重建、假体的准确置入、屈伸间隙和韧带平衡等方面获得了传统手术难以达到的效果^[65-67]。计算机辅助关节置换系统主要是指手术导航系统和机器人系统。手术导航系统已经在临床广泛应用于手术的计划、实施和评价^[68]。机器人系统则是利用导航系统的信息,由机器人按照主机指令协助完成部分手术步骤,如截骨和调整软组织平衡,即所谓的机器人从动系统:操作由术者完成,系统为术者提供可视信息进行导航和监控。从动系统按是否采用术前 CT 等影像资料又分为影像依从系统和非影像依从系统。对比以 CT 为基础的影像依从系统和非影像依从系统,发现两者临床结果的差异并无统计学意义;但基于 CT 的导航有利于精确的术前计划,而无影像的导航系统有助于术中力线控制、软组织平衡和关节活动度的恢复^[69]。

近年来,计算机辅助关节置换技术因其精确的下肢对线和良好的软组织平衡、低并发症及良好的中远期效果等优势,逐渐为广大骨科医生所认识和接受,特别是计算机导航系统与微创膝关节置换技术相结合,可有效弥补微创手术中解剖定位困难的缺陷、获得准确的假体位置和正确的力线、降低微创手术风险^[70];同时,对于翻修术中确定正确的截骨厚度和角度也显示了一定的优越性^[71]。随着该技术应用经验的不断积累和导航系统的改进,以及使

用费用的降低,作为一种术中辅助技术,有可能得到更广泛的应用。

5 展望

人工膝关节经过近30年的发展,在基础研究、假体设计、手术技术等方面均取得了很大的进展。随着人们对生活质量的要求不断提高以及科学技术的不断发展,如何设计出更符合人体生理学的个性化假体、提高假体的使用寿命和改善术后的功能、减轻手术创伤和提高手术精确度,将是今后努力的方向。

参考文献:

- [1] Kurtz SM, Ong KL, Lau E, *et al.* International survey of primary and revision total knee replacement [J]. *Int Orthop*, 2011, 35(12): 1783-1789.
- [2] Gunston FH. Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1971, 53(2): 272-277.
- [3] Coventry MB, Finerman GA, Riley LH, *et al.* A new geometric knee for total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1972, 83: 157-162.
- [4] Riddle DL, Jiranek WA, McGlynn FJ. Yearly incidence of unicompartmental knee arthroplasty in the United States [J]. *J Arthroplasty*, 2008, 23(2): 408-412.
- [5] Lyons MC, MacDonald SJ, Somerville LE, *et al.* Unicompartmental versus total knee arthroplasty database analysis: Is there a winner [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2012, 470(1): 84-90.
- [6] Ackroyd CE, Whitehouse SL, Newman JH, *et al.* A comparative study of the medial St Georg sled and kinematic total knee arthroplasties. Ten-year survivorship [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2002, 84-B(5): 667-672.
- [7] Gill GS, Chan KC, Mills DM. 5- to 18-year follow-up study of cemented total knee arthroplasty for patients 55 years old or younger [J]. *J Arthroplasty*, 1997, 12(1): 49-54.
- [8] Callaghan JJ, Squire MW, Goetz DD, *et al.* Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2000, 82(5): 705-711.
- [9] Park JW, Kim YH. Simultaneous cemented and cementless total knee replacement in the same patients: A prospective comparison of long-term outcomes using an identical design of NexGen prosthesis [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2011, 93(11): 1479-1486.
- [10] Hui FC, Fitzgerald RH Jr. Hinged total knee arthroplasty [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1980, 62(4): 513-519.
- [11] Karpinski MR, Grimer RJ. Hinged knee replacement in revision arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1987, 220: 185-191.
- [12] Hernandez-Vaquero D, Sandoval-Garcia MA. Hinged total knee arthroplasty in the presence of ligamentous deficiency [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2010, 468: 1248-1253.
- [13] Wang CJ, Wang JW, Chen HS. Comparing cruciate-retaining total knee arthroplasty and cruciate-substituting total knee arthroplasty: A prospective clinical study [J]. *Chang Gung Med J*, 2004, 27(8): 578-585.
- [14] Most E, Li G, Sultan PG, *et al.* Kinematic analysis of conventional and high-flexion cruciate-retaining total knee arthroplasties: An in vitro investigation [J]. *J Arthroplasty*, 2005, 20: 529-535.
- [15] 林剑浩, 吕厚山. 人工全膝关节置换术的假体选择[J]. *中华骨科杂志*, 1996, 16(5): 299-301.
- [16] 孙明举, 蒋向华. 国人正常膝关节几何学及其参数的测量[J]. *解放军医学杂志*, 2002, 27(12): 1050-1052.
- [17] 周殿阁, 吕厚山. 股骨远端关节面几何学特征在人工关节设计中的意义[J]. *中华骨科杂志*, 2002, 22(5): 288-292.
- [18] 周飞虎, 王岩, 周勇刚. 国人正常股骨远端三维模型及骨形态测量研究[J]. *中国临床康复*, 2005, 9(6): 62-63.
- [19] 董纪元, 张健, 王岩. 国人人工膝关节几何外形尺寸的初步探讨[J]. *中国临床康复*, 2006, 10(8): 28-31.
- [20] Kwak DS, Surendran S, Pengatteeeri YH, *et al.* Morphometry of the proximal tibia to design the tibial component of total knee arthroplasty for the Korean population [J]. *Knee*, 2007, 14(4): 295-300.
- [21] Vaidya SV, Ranawat CS, Aroojis A, *et al.* Anthropometric measurements to design total knee prostheses for the Indian population [J]. *J Arthroplasty*, 2000, 15: 79-85.
- [22] Mensch JS, Amstutz HC. Knee morphology as a guide to knee replacement [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1975, 112: 231-241.
- [23] Seedhom BB, Longton EB, Wright V, *et al.* Dimensions of the knee. Radiographic and autopsy study of sizes required by a knee prosthesis [J]. *Ann Rheum Dis*, 1972, 31(1): 54-58.
- [24] Whalen J. The anatomy and functional axes of the femur [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1987, 69(6): 873-880.
- [25] Yue B, Varadarajan KM, Ai S, *et al.* Differences of knee anthropometry between Chinese and white men and women [J]. *J Arthroplasty*, 2011, 26(1): 124-130.
- [26] 贺毅. 膝关节的生物力学[J]. *医用生物力学*, 1998, 13(1): 59-64.
- He Y. Biomechanics of knee joints [J]. *J Med Biomech*, 1998, 13(1): 59-64.

- [27] Maquet P, De Marchin P. Knee biomechanics [J]. *Rhumatologie*, 1964, 16: 465-468.
- [28] Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, *et al.* The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1998, 356: 111-118.
- [29] Hollister AM, Jatana S, Singh AK, *et al.* The axes of rotation of the knee [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1993, 290: 259-268.
- [30] Godest AC, Beaugonin M, Haug E, *et al.* Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2002, 35(2): 267-75.
- [31] Heegaard JH, Leyvraz PF, Hovey CB. A computer model to simulate patellar biomechanics following total knee replacement: The effects of femoral component alignment [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2001, 16(5): 415-423.
- [32] Most E, Zayontz S, Li G, *et al.* Femoral rollback after cruciate-retaining and stabilizing total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2003, 410: 101-113.
- [33] Suggs JF, Hanson GR, Park SE, *et al.* Patient function after a posterior stabilizing total knee arthroplasty: Cam-post engagement and knee kinematics [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2008, 16(3): 290-296.
- [34] Gill GS, Joshi AB, Mills DM. Total condylar knee arthroplasty. 16- to 21-year results [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1999, 367: 210-215.
- [35] 胡岩君. 人工膝关节股骨远端、胫骨近端截骨与假体的数字化形态学研究及其意义[D]. 广州: 南方医科大学博士学位论文, 2010.
- [36] Iorio R, Kobayashi S, Healy WL, *et al.* Primary posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty: A comparison of American and Japanese cohorts [J]. *J Surg Orthop Adv*, 2007, 16(4): 164-170.
- [37] Hitt K, Shurman JR, 2nd, Greene K, *et al.* Anthropometric measurements of the human knee: correlation to the sizing of current knee arthroplasty systems [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2003, 85-A(Suppl 4): 115-122.
- [38] Kim YH, Sohn KS, Kim JS. Range of motion of standard and high-flexion posterior stabilized total knee prostheses. A prospective, randomized study [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2005, 87(7): 1470-1475.
- [39] Seon JK, Song EK, Lee JY. Comparison of range of motion of high-flexion prosthesis and mobile-bearing prosthesis in total knee arthroplasty [J]. *Orthopedics*, 2005, 28(10 Suppl): s1247-1250.
- [40] Most E, Sultan PG, Park SE, *et al.* Tibiofemoral contact behavior is improved in high-flexion cruciate retaining TKA [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2006, 452: 59-64.
- [41] 张峻, 候筱魁. 髌骨的生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2004, 19(2): 120-125.
- Zhang J, Hou XK. Advances in biomechanics of patella [J]. *J Med Biomech*, 2004, 19(2): 120-125.
- [42] Freeman MA, Samuelson KM, Elias SG, *et al.* The patellofemoral joint in total knee prostheses. Design considerations [J]. *J Arthroplasty* 1989, 4(Suppl): S69-74.
- [43] Insall J, Tria AJ, Aglietti P. Resurfacing of the patella [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1980, 62: 933-936.
- [44] Barrack RL, Burak C. Patella in total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 386: 62-73.
- [45] Kelly MA. Patellofemoral complications following total knee arthroplasty [J]. *Instr Course Lect*, 2001, 50: 403-407.
- [46] Feller JA, Bartlett RJ, Lang DM. Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty [J]. *J Bone Surg Br*, 1996, 78(2): 226-228.
- [47] Noble J. Should the patella be resurfaced at total knee replacement [J]. *Knee*, 2000, 7(4): 199-204.
- [48] Barrack RL, Bertot AJ, Wolfe MW, *et al.* Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized, double-blind study with five to seven years of follow-up [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2001, 83-A(9): 1376-1381.
- [49] Mayman D, Bourne RB, Rorabeck CH, *et al.* Resurfacing versus not resurfacing the patella in total knee arthroplasty: 8- to 10-year results [J]. *J Arthroplasty*, 2003, 18(5): 541-545.
- [50] Smith AJ, Wood DJ, Li MG. Total knee replacement with and without patellar resurfacing: A prospective, randomized trial using the profix total knee system [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2008, 90: 43-49.
- [51] 李连华, 孙天胜, 王静, 等. 人工全膝关节置换术髌骨置换有效性的系统评价[J]. *中国循证医学杂志*, 2009, 9(10): 1060-1066.
- [52] Reid JB 3rd, Guttman D, Ayala M, *et al.* Minimally invasive surgery-total knee arthroplasty [J]. *Arthroscopy*, 2004, 20: 884-889.
- [53] Repicci JA, Eberle RW. Minimally invasive surgical technique for unicompartmental knee arthroplasty [J]. *J South Orthop Assoc*, 1999, 8(1): 20-27.
- [54] Tria AJ Jr, Coon TM. Minimal incision total knee arthroplasty: Early experience [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2003, 416: 185-190.
- [55] Tria AJ Jr. Minimally invasive total knee arthroplasty: The importance of instrumentation [J]. *Orthop Clin North Am*, 2004, 35(2): 227-234.
- [56] Bonutti PM, Neal DJ, Kester MA. Minimal incision total knee arthroplasty using the suspended leg technique [J]. *Orthopedics*, 2003, 26(9): 899-903.