

全膝关节置换后关节线变化对髌股关节生物力学的影响

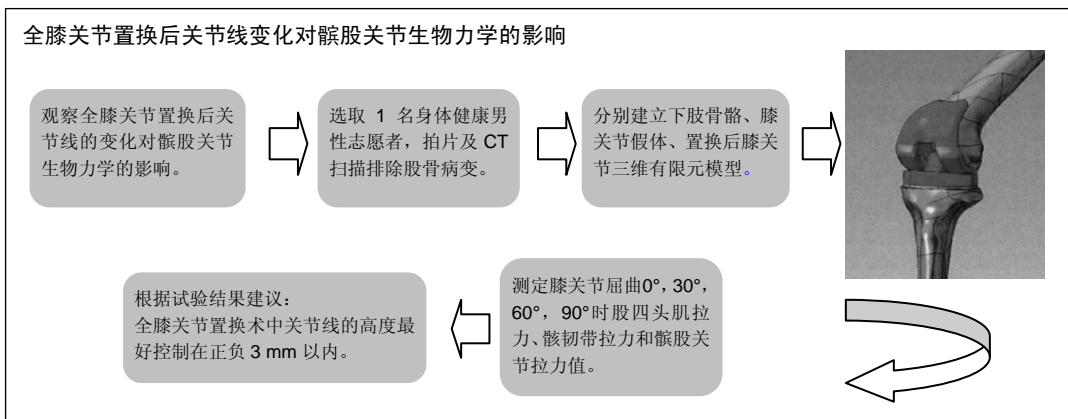
王 韬(河南中医学院第一附属医院骨伤科, 河南省郑州市 450000)

引用本文: 王韬. 全膝关节置换后关节线变化对髌股关节生物力学的影响[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(13):1845-1851.

DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2016.13.003

ORCID: 0000-0002-3518-604X(王韬)

文章快速阅读:



王韬, 男, 1970 年生, 河南省滑县人, 汉族, 1999 年郑州大学医学院毕业, 硕士, 副主任医师, 主要从事关节及关节镜方面的研究。

中图分类号:R318

文献标识码:A

文章编号:2095-4344

(2016)13-01845-07

稿件接受: 2016-02-03

http://www.crter.org

文题释义:

全膝关节置换假体对线不良: 有关节线位置变化、轴向对线不良以及旋转对线不良 3 种, 旋转对线不良可以增加扭转应力和屈膝不稳定, 引起聚乙烯衬垫磨损和假体松动, 轴向对线不良导致胫骨平台负荷偏心, 聚乙烯衬垫加剧磨损, 引起假体松动, 旋转对线不良和轴向对线不良目前的研究已经比较广泛和深入。

关节线异常: 髌股关节的生物力学特性受关节线的影响, 关节线的异常会引起生物力学的变化, 引起膝关节疼痛。正常的关节线在股骨外上髁下 1 cm、腓骨小头上 1 cm 或者股骨内上髁下 2.5 cm。

摘要

背景: 全膝关节置换翻修的主要原因除感染外, 聚乙烯衬垫磨损以及假体松动也是最常见的原因, 关节线高度对髌股关节生物力学的影响尚无定论。

目的: 观察全膝关节置换后关节线变化对髌股关节生物力学的影响。

方法: 建立全膝关节置换后膝关节三维有限元模型, 计算膝关节屈曲度在 0°, 30°, 60°和 90°时不同关节线高度对股四头肌拉力、髌韧带拉力和髌股关节间作用力变化的影响。

结果与结论: ①膝关节屈曲 0°时, 关节线高度在-3-4.5 mm 变化对股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力没有太大影响。②在膝关节屈曲 30°-90°时, 关节线高度在 3 mm 以下对股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力影响不大; 关节线高度超过 3 mm 对股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力的影响比较明显。③因此建议全膝关节置换术中关节线的高度最好控制在正负 3 mm 以内。

关键词:

骨科植入物; 人工假体; 全膝关节置换; 关节线; 假体; 聚乙烯衬垫; 三维有限元; 髌股关节; 生物力学

主题词:

关节成形术, 置换; 膝; 假体植入; 有限元分析; 生物力学; 组织工程

Wang Tao, Master,
Associate chief physician,
Department of Orthopedics
and Traumatology, First
Affiliated Hospital, Henan
University of Chinese
Medicine, Zhengzhou
450000, Henan Province,
China

Effects of joint line changes on biomechanics of patellofemoral joint after total knee arthroplasty

Wang Tao (Department of Orthopedics and Traumatology, First Affiliated Hospital, Henan University of Chinese Medicine, Zhengzhou 450000, Henan Province, China)

Abstract

BACKGROUND: In addition to infection, the reasons for total knee arthroplasty revision are polyethylene liner wear and prosthesis loosening. The impact of joint line height on patellofemoral biomechanics was inconclusive.

OBJECTIVE: To study the impact of joint line changes after total knee arthroplasty on patellofemoral joint biomechanics.

METHODS: Three-dimensional finite element models were established after total knee arthroplasty. The impact of different joint line height on quadriceps tensile force, patella tendon tension, and patellofemoral joint forces was calculated at range of flexion of 0°, 30°, 60° and 90°.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) At knee flexion of 0°, the height of the joint line in -3 mm-4.5 mm did not have great impacts on quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces. (2) At knee flexion of 30°-90°, the height of the joint line below 3 mm did not have great impacts on quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces. The height of the joint line more than 3 mm had obvious impacts on quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces. (3) It was recommended that the height of joint line in total knee arthroplasty was preferably controlled within 3 mm.

Subject headings: Arthroplasty, Replacement, Knee; Prosthesis Implantation; Finite Element Analysis; Biomechanics; Tissue Engineering

Cite this article: Wang T. Effects of joint line changes on biomechanics of patellofemoral joint after total knee arthroplasty. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2016;20(13):1845-1851.

0 引言 Introduction

人工全膝关节置换是膝关节疾病的最终治疗方案,随着技术水平的不断发展,全膝关节置换术的成功率和满意度不断提高。尽管如此,仍有各种原因导致膝关节术后翻修,翻修手术的主要原因除了感染因素外,最常见的原因是聚乙烯衬垫的磨损以及假体的松动。假体对线不良是导致聚乙烯衬垫模型和假体松动的主要原因,聚乙烯衬垫的磨损和假体的松动同时有加剧假体的对线不良,最终引起膝关节不稳定,假体对线不良也会引起膝关节功能障碍和膝关节疼痛。

全膝关节置换假体对线不良有关节线位置变化、轴向对线不良以及旋转对线不良3种,旋转对线不良可以增加扭转应力和屈膝不稳定,引起聚乙烯衬垫磨损和假体松动,轴向对线不良导致胫骨平台负荷偏心,聚乙烯衬垫加剧磨损,引起假体松动,旋转对线不良和轴向对线不良目前的研究已经比较广泛和深入。在全膝关节置换术翻修手术中,关节线的变化发生率比较高,关节线过高或过低都将造成不良影响。对于关节线变化对膝关节功能的影响有多大及关节线在什么范围内变化对膝关节功能的影响比较小目前尚无定论。

文章通过建立全膝关节置换后膝关节三维有限元模型,观察膝关节屈曲不同度数时的股四头肌拉力、髌

韧带拉力和髌股关节间作用力变化,以及关节线高度在-3-4.5 mm范围内改变时,不同膝关节屈曲度对股四头肌拉力、髌韧带拉力和髌股关节间作用力变化的影响。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元分析,生物力学试验。

1.2 时间及地点 于2014年9月至2015年6月在河南中医学院第一附属医院实验室完成。

1.3 材料

后稳定性膝关节假体: 由美国施乐辉公司提供。

设备: CT机为美国GE医疗公司提供,扫描层厚度1 mm;计算机工作站DELL Precision T5400图形工作站。

软件: Abaqus6.10(法国Dassault公司); Geomagic Studio 11(美国Raindrop公司); Solid works2012(美国Dassault Systemes S.A公司); Catia V5 R16(法国Dassault公司); Mimics 10.01(比利时Materialise公司); HyperMesh 10.0(美国Altair公司); Simpleware2.0(英国Simpkware公司)。

1.4 对象 选取1名身体健康的男性志愿者,年龄40岁,体质量90 kg,身高180 cm,既往无外伤及手术时,无遗传病及慢性病史,拍片及CT扫描排除股骨病变。

1.5 方法

建立下肢骨骼实体三维有限元模型^[1]: CT机以1 mm的层厚从上到下进行扫描,将得到的扫描图像导入Mimics软件,经软件自动处理,标准各层面的骨轮廓,手工对各层图像进行修补处理。制作髌骨、胫骨和股骨的几何模型文件。将得到的模型文件保存为STL格式,导入Geomagic Studio软件中,经过数据处理,建立轮廓线,生成实体模型,保存为IGES文档,并导入Catia V5 R16和Solid works软件,通过截骨和建立组成膝关节的骨骼,生成三维几何模型(见图1)。

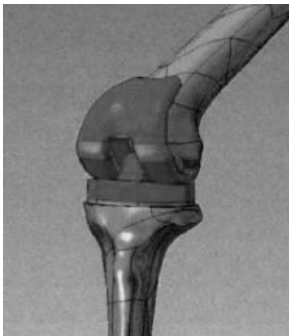


图1 全膝关节置换后膝关节三维有限元模型
 Figure 1 Three-dimensional finite element model of the knee after total knee arthroplasty

建立膝关节假体三维有限元模型:用三维定位扫描仪对膝关节假体进行扫描,获得膝关节假体数据。将获得的数据导入Geomagic Studio软件中,经过数据处理,建立轮廓线,生成实体模型,保存为IGES文档,并导入Abaqus 6.10软件,形成三维实体模型,然后采用10节点四面体对单元进行划分。

建立全膝关节置换后膝关节三维有限元模型:将上述建造的骨骼和假体模型导入Solid works软件,按照以下限定条件安装假体:设定截骨平面与胫骨矢状面垂直,与胫骨水平面成5°角后倾,距离胫骨上端10 mm,胫骨假体下表面与截骨平面重合,胫骨假体纵轴和胫骨矢状面重叠;定义一个具股骨髌远端8 mm与胫骨截骨面相平行的平面,使其与股骨假体远端内表面重合;设定一个紧贴股骨前侧骨皮质、与股骨前髌内表面重合的平面;在Solid works软件中按上述限定条件安装假体,生成全膝关节置换后膝关节三维有限元模型,见图1。

股骨头的机械特性设置:皮质骨、松质骨、股骨髌部件、金属基座和超过分子量聚乙烯的弹性模量分别为17 000, 350, 210, 112, 8.1 MPa,皮质骨、松质骨、股骨髌部件、金属基座和超过分子量聚乙烯的泊松比都设置为0.3, 0.25, 0.3, 0.34, 0.4。

应力载荷的施加设置:本文在股骨固定,胫骨加载,没有作用的条件下观察膝关节屈曲不同度数时的股四

头肌拉力、髌韧带拉力和髌股关节间作用力变化,此次研究在无重力作用、固定股骨、胫骨施加载荷的情况下,膝关节由屈曲90°直至伸膝0°时的伸膝装置应力变化。股骨近端固定,其他方向自由度为0,内外侧方向为X轴,前后方向为Y轴,远端近端方向为Z,股骨内外上髌中点为选择中心,股骨及其假体元件在X轴上位移0。股骨和股骨假体完全绑定,股骨假体和聚乙烯衬垫间设为滑动和滚动,胫骨及其假体和聚乙烯衬垫完全绑定,X轴上胫骨位移自由度0°;髌骨韧带长度不变,髌骨X轴在股骨内外髌切面上,髌骨在Z轴的旋转自由度为3°、位移约束2 mm,在X轴的旋转自由度为2°、位移约束2 mm,在Y轴的位移约束为0.3 mm。49 N的力施加在胫骨远端的Y轴方向上,维持限定条件恒定,以1.5 mm为单位,在-3-4.5 mm范围内改变聚乙烯衬垫厚度,计算膝关节屈曲度在0°, 30°, 60°和90°时股四头肌拉力、髌韧带拉力和髌股关节间作用力的变化情况。

1.6 主要观察指标 在股骨固定,胫骨加载,没有作用的条件下观察膝关节屈曲0°, 30°, 60°, 90°时测定股四头肌拉力、髌韧带拉力和髌股关节间作用力。

2 结果 Results

2.1 正常关节线时不同膝关节屈曲角度与股四头肌拉力、髌韧带拉力和髌股关节间作用力的关系 见表1。

表1 正常关节线时不同膝关节屈曲角度与股四头肌拉力、髌韧带拉力和髌股关节间作用力的关系 (N)
 Table 1 Relationship between different knee flexion angle with quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces with normal joint line

项目	屈曲度(°)			
	0	30	60	90
股四头肌拉力	137.5	122.1	115.2	129.8
髌腱拉力	134.6	132.1	91.7	51.2
髌股关节间作用力	3.25	66.3	104.2	140.5

由表1可以看出,股四头肌拉力在膝关节屈曲0°时最大,90°时其次,在60°时最小;髌腱拉力在0°时最大,随着膝关节屈曲角度的增加,髌腱拉力逐渐减少,90°时最小;髌股关节间作用力在0°时最小,随着膝关节屈曲角度的增加,髌股关节间作用力不断增加,90°时最大。

2.2 膝关节屈曲0°时不同关节线高度股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力的变化 见表2。

表2 膝关节0°时股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力变化 (N)

Table 2 Changes of quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces at knee flexion of 0°

项目	关节线高度(mm)					
	-3	-1.5	0	1.5	3	4.5
股四头肌拉力	132.5	133.9	138.0	144.7	144.0	140.7
腓腱拉力	130.7	131.5	134.6	141.6	140.9	138.4
髌股关节间作用力	1.69	2.29	3.27	3.08	3.08	2.17

由表2可以看出, 膝关节屈曲0°时, 股四头肌拉力和腓腱拉力相当, 髌股关节间作用力明显低于股四头肌拉力和腓腱拉力, 三者呈平行关系, 关节线高度在-3-4.5 mm变化时对股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力的影响不大。

2.3 膝关节屈曲30°时不同关节线高度股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力的变化 见表3。

表3 膝关节30°时股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力变化 (N)

Table 3 Changes of quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces at knee flexion of 30°

项目	关节线高度(mm)					
	-3	-1.5	0	1.5	3	4.5
股四头肌拉力	115.9	119.4	123.8	110.2	112.3	155.0
腓腱拉力	126.0	127.7	132.1	119.6	120.8	166.9
髌股关节间作用	62.8	63.9	66.1	59.6	60.3	83.5

由表3可以看出, 膝关节屈曲30°时, 腓腱拉力大于股四头肌拉力大于髌股关节间作用力, 三者呈平行关系, 关节线高度在-3-3 mm变化时对股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力的影响不大, 关节线高度在4.5 mm时股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力明显增加。

2.4 膝关节屈曲60°时不同关节线高度股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力的变化 见表4。

表4 膝关节60°时股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力变化 (N)

Table 4 Changes of quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces at knee flexion of 60°

项目	关节线高度(mm)					
	-3	-1.5	0	1.5	3	4.5
股四头肌拉力	106.5	111.5	113.8	111.6	132.5	141.9
腓腱拉力	86.7	89.1	91.5	89.2	105.9	113.4
髌股关节间作用力	88.9	101.8	104.6	102.4	121.5	130.1

由表4可以看出, 膝关节屈曲60°时, 股四头肌拉力大于髌股关节间作用力大于腓腱拉力, 三者呈平行关系, 关节线高度在-3-1.5 mm变化时对股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力的影响不大, 关节线高度在3-4.5 mm时股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力明显增加。

2.5 膝关节屈曲90°时不同关节线高度股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力的变化 见表5。

表5 膝关节90°时股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力变化 (N)

Table 5 Changes of quadriceps tensile force, patella tendon tension and patellofemoral joint forces at knee flexion of 90°

项目	关节线高度(mm)					
	-3	-1.5	0	1.5	3	4.5
股四头肌拉力	143.6	134.1	129.8	119.6	162.8	174.0
腓腱拉力	56.7	52.9	51.1	47.1	64.2	68.7
髌股关节间作用力	154.8	144.5	140.0	128.9	175.5	187.6

由表5可以看出, 膝关节屈曲90°时, 髌股关节间作用力大于股四头肌拉力大于腓腱拉力, 三者呈平行关系, 关节线高度在-3-1.5 mm变化时对股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力的影响不大, 关节线高度在3-4.5 mm时股四头肌拉力、腓腱拉力和髌股关节间作用力明显增加。

3 讨论 Discussion

全膝关节置换可以改善关节功能, 缓解关节疼痛, 提高患者生活质量, 是严重膝关节疾病的重要治疗手段。随着技术的不断进步, 全膝关节置换的预后明显得到改善^[2], 但部分患者存在置换后疼痛^[3], 术后满意度并不高^[4]。影响患者术后满意度的因素包括: ①患者的一般因素: 年龄^[5-8], 家庭收入、教育水平等^[9-10]。②患者的心理因素: 心理健康的人满意度高^[11-12]。③置换前膝关节功能: 置换前膝关节评分低, 有膝关节退行性病变者术后满意度低^[13-14]。④修复入路: 微创修复入路满意度高于传统修复入路^[15-16]。⑤计算机导航: 在计算机导航下能够准确纠正力线, 提高满意度^[17]。⑥假体设计: 活动性平台假体设计满意度高于固定平台假体设计^[18-19]。⑦髌骨是否置换: 髌骨是否置换目前尚未统一意见^[20], 有研究显示髌骨置换组和未置换组的满意度无差别, 但置换组术后并发症及返修率低^[21]。⑧置换

后疼痛^[22-24]：术后疼痛是全膝关节置换术后的常见并发症，其发生率比较高；术后疼痛如果不加以控制，会引起患者病理生理变化，增加并发症的发生，影响膝关节置换效果^[25-28]。⑨置换后膝关节功能恢复情况^[29]：膝关节功能恢复好置换后满意度较高。在所有引起患者对全膝关节置换不满意的原因中，置换后疼痛是最常见和最主要的原因。

置换后疼痛是全膝关节置换后最复杂和最常见的并发症，置换后发生率为6%–13%^[30]，术后疼痛严重影响患者术后的生活治疗，甚至影响到整个手术的成功与否。引起置换后疼痛的原因主要有关节外因素和关节内因素两种^[31]。关节外因素常见的原因为腰部病变，部分患者腰部病变的疼痛置换前被膝关节疼痛所掩盖，置换后膝关节的疼痛逐渐缓解，则腰部病变的疼痛被引起关注^[32]。关节内因素包括：①置换后感染：早期感染比较常见，容易发现，慢性深部感染症状不典型，诊断比较困难^[33]。②置换后关节不稳定：全膝关节置换后屈曲不稳或者轴向不稳都是膝关节不稳的表现，都会引起疼痛，肌腱受损往往是轴向不稳最常见的原因，屈曲不稳在膝关节术后疼痛中也比较常见。③对线不良：对线不良包括轴向对线不良和旋转对线不良，当术中胫骨或者股骨假体内旋放置是可能会导致屈曲不稳或者膝前疼痛，轴向对线不良会引起聚乙烯衬垫负荷增加，磨损加快，反过来加重对线不良，导致关节疼痛。④膝关节僵硬或者粘连：膝关节粘连会引起疼痛，疼痛反过来加重粘连，周围软组织平衡不当、假体位置不当或者型号不匹配都会引起膝关节粘连或者僵硬，导致术后疼痛^[34]。⑤关节线异常：髌股关节的生物力学特性受关节线的影响，关节线的异常会引起生物力学的变化，引起膝关节疼痛。正常的关节线在股骨外上髁下1 cm、腓骨小头上1 cm或者股骨内上髁下2.5 cm^[35]。⑥伸膝装置问题：膝前疼的最主要原因是伸膝装置问题，股骨或者胫骨假体装置不当是引起关节并发症的常见原因，另外髌骨假体放置位置不当，髌骨截骨不对称，伸膝装置不平衡都会导致髌骨不稳定，引起膝前痛。⑦假体松动：慢性关节疼痛可由假体松动引起，活动时疼痛加剧，假体松动发生率可达5.4%–6.1%^[36-37]。⑧假体周围骨折：全膝关节置换术后假体周围骨折是一个严重并发症，内置物引起的应力遮挡和外伤是假体周围骨折的直接原因，骨质疏松、骨皮质磨损、股溶解或吸收等是危险因素^[38]。

全膝关节置换不管是翻修手术还是初次手术，关节

线发生变化的比例都比较高，在因为关节不稳定接受膝关节翻修手术的患者中^[39]，有78%的患者发生胫骨关节线上移，也有研究发现在膝关节翻修术后有80%的患者发生胫骨关节线上移^[40]，胫骨截骨量不足是初次全膝关节置换关节线发生改变的最常见原因，增加胫骨截骨解决术前屈曲畸形会导致关节线降低，过大的间隙用加厚的聚乙烯衬垫纠正会引起关节线抬高。关节线的位置抬高，会使髌骨的位置相对降低，引起伸膝装置紧张，关节屈曲受限，引起术后膝前痛，同时，髌骨过低使伸膝杠杆臂变短，伸膝时能量消耗增加，肌腱劳损，甚至撕裂，髌骨位置低还增加聚乙烯衬垫的磨损。关节线过低，引起髌骨相对过高，导致关节不稳定，以及膝前疼痛。确定关节线的高度与术后膝关节功能关系密切，不仅可以避免失误，还可以比较好的恢复膝关节功能。膝关节是人体最复杂的关节，包括伸屈运动、内外旋运动以及转动、滑动和滚动等，关节线发生变化后膝关节运动的生物力学变化比较复杂，因此对关节线变化对膝关节功能影响的研究比较困难，相应的研究也比较少。现有的研究结果差别也比较大，有研究对膝关节翻修病例进行研究，发现关节线上移在8 mm以内时，对膝关节功能的影响不大^[40]，也有对膝关节翻修病例的研究发现关节线在4 mm以内变化对膝关节的评分影响不大^[41]，Li等^[42]对膝关节置换前后的关节线变化情况进行研究发现，关节线升高3–6 mm轻微影响膝关节的屈曲运动功能，关节线升高6 mm以上明显影响膝关节的屈曲功能，关节线下移不超过6 mm对膝关节屈曲运动功能的影响不大，还有一项研究认为关节线在5 mm内变化对膝关节运动功能没有明显影响^[43]。由此可见，关节线的变化可以影响髌股关节的生物力学特征，从而影响膝关节的功能变化。对于关节线的变化对膝关节的生物力学有多大的影响以及关节线那种程度的变化对膝关节功能的影响最大尚无定论。

对膝关节的生物力学进行研究，首先要解决关节对位问题，大多研究认为股四头肌和髌腱切带的拉力是一致的，在二维模型中将髌股关节简化成滑轮结构^[44]，实际上基于二维模型的结果是不对的，股四头肌的拉力和髌腱拉力并不一致^[45]。此次研究通过建立全膝关节置换后膝关节三维有限元模型，在股骨固定，胫骨加载，没有作用力的条件下观察膝关节屈曲不同度数时的股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力变化，在维持限定条件恒定的情况下，以1.5 mm为单位，在–3至4.5 mm范围内改变聚乙烯衬垫厚度，计算膝关节屈曲

度在 0°, 30°, 60°和 90°时股四头肌拉力、骸韧带拉力和髌股关节间作用力的变化情况。结果也证实了上述观点。本研究结果显示, 在膝关节屈曲度在 0°时, 股四头肌拉力在 0°时最大, 在 60°时最小; 髌腱拉力在 0°-90°随着膝关节屈曲角度的增加逐渐减少; 髌股关节间作用力在 0°-90°随着膝关节屈曲角度的增加而不断增加, 90°时最大; 膝关节屈曲 0°时, 关节线的高度在-3-4.5 mm 变化对股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力的影响不大, 在膝关节屈曲 30°-90°时, 关节线高度在 3 mm 以下对股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力影响不大, 关节线高度超过 3 mm 对股四头肌拉力、髌腱拉力和髌股关节间作用力的影响比较明显, 因此建议全膝关节置换术中关节线的高度最好控制在正负 3 mm 以内。

致谢: 对本次研究过程的相关参与人员以及为本次研究提供帮助的机构和人员表示感谢。

作者贡献: 作者负责设计和实施并负责文章的修改。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理问题: 试验方案经河南中医学院第一附属医院伦理委员会批准, 试验方案已经患者/家属知情同意。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 本刊实行双盲外审制度, 文章经国内小同行外审专家审核, 符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 文章第一作者对研究和撰写的论文中出现的不良行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

4 参考文献 References

- [1] Sato T, Koga Y, Omori G. Three-dimensional lower extremity alignment assessment system: application to evaluation of component position after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2004;19(5):620-628.
- [2] Canale ST, Beaty JH. *Campbell's Operative Orthopaedics*. 12th ed. Philadelphia: Elsevier-Mosby, 2013: 376-444.
- [3] Beswick AD, Wylde V, Gooberman-Hill R, et al. What proportion of patients report long-term pain after total hip or knee replacement for osteoarthritis? Systematic review of prospective studies in unselected patients. *BMJ Open*. 2012;2(1): e000435.
- [4] Schulze A, Scharf HP. Satisfaction after total knee arthroplasty. Comparison of 1990-1999 with 2000-2012. *Orthopade*. 2013;42(10): 858-865.
- [5] Williams DP, Price AJ, Beard DJ, et al. The effects of age on patient-reported outcome measures in total knee replacements. *Bone Joint J*. 2013;95B(1): 38-44.
- [6] von Keudell A, Sodha S, Collins J, et al. Patient satisfaction after primary total and unicompartmental knee arthroplasty: an age-dependent analysis. *Knee*. 2014;21(1): 180-184.
- [7] Matsuda S, Kawahara S, Okazaki K, et al. Postoperative alignment and ROM affect patient satisfaction after TKA. *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471(1): 127-133.
- [8] Jacobs CA, Christensen CP. Factors influencing patient satisfaction two to five years after primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014;29(6): 1189-1191.
- [9] Barrack RL, Ruh EL, Chen J, et al. Impact of socioeconomic factors on outcome of total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472(1): 86-97.
- [10] Clement ND, Jenkins PJ, Macdonald D, et al. Socioeconomic status affects the Oxford knee score and short-form 12 score following total knee replacement. *Bone Joint J*. 2013;95B(1): 52-58.
- [11] Vissers MM, Bussmann JB, Verhaar JA, et al. Psychological factors affecting the outcome of total hip and knee arthroplasty: a systematic review. *Semin Arthritis Rheum*. 2012;41(4): 576-588.
- [12] Gong L, Dong JY. Patient's personality predicts recovery after total knee arthroplasty: a retrospective study. *J Orthop Sci*. 2014;19(2): 263-269.
- [13] Schnurr C, Jarrous M, Gudden I, et al. Pre-operative arthritis severity as a predictor for total knee arthroplasty patients' satisfaction. *Int Orthop*. 2013; 37(7): 1257-1261.
- [14] Jacobs CA, Christensen CP, Karthikeyan T. Patient and intraoperative factors influencing satisfaction two to five years after primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014;29(8): 1576-1579.
- [15] Li C, Zeng Y, Shen B, et al. A meta-analysis of minimally invasive and conventional medial parapatellar approaches for primary total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014. [Epub ahead of print].
- [16] Lau RL, Gandhi R, Mahomed S, et al. Patient satisfaction after total knee and hip arthroplasty. *Clin Geriatr Med*. 2012;28(3): 349-365.
- [17] Burnett RS, Barrack RL. Computer-assisted total knee arthroplasty: it is currently of no proven clinical benefit: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471(1): 264-276.

- [18] Kim YH, Park JW, Kim JS, et al. Long-term clinical outcomes and survivorship of press-fit condylar sigma fixed-bearing and mobile-bearing total knee prostheses in the same patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96 (19): e168.
- [19] Lizaur-Utrilla A, Sanz-Reig J, Trigueros-Rentero MA. Greater satisfaction in older patients with a mobile-bearing compared with fixed-bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;27(2): 207-212.
- [20] Schindler OS. The controversy of patellar resurfacing in total knee arthroplasty: Ibisne in medio tutissimus? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20 (7): 1227-1244.
- [21] Pilling RW, Moulder E, Allgar V, et al. Patellar resurfacing in primary total knee replacement: a meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94 (24): 2270-2278.
- [22] Richmond JC. Surgery for osteoarthritis of the knee. *Rheum Dis Clin North Am.* 2013;39(1): 203-211.
- [23] Pulavarti RS, Raut VV, Mclachlan GJ. Patellar denervation in primary total knee arthroplasty: a randomized controlled trial with 2 years of follow-up. *J Arthroplasty.* 2014;29(5): 977-981.
- [24] Vulcano E, Memtsoudis S, Della Valle AG. Bilateral total knee arthroplasty guidelines: are we there yet? *J Knee Surg.* 2013;26 (4): 273-279.
- [25] Lamplot JD, Wagner ER, Manning DW. Multimodal pain management in total knee arthroplasty: a prospective randomized controlled trial. *J Arthroplasty.* 2014;29(2): 329-334.
- [26] 接健,夏军.全膝关节置换围手术期镇痛进展[J].国际骨科学杂志,2009,30(5):284-286.
- [27] 陈焱,王晓宁.全膝关节置换术关节周围注射镇痛术法的护理配合[J].国际骨科学杂志,2012,33(1):78-79.
- [28] Thorsell M, Holst P, Hyldahl HC, et al. Pain control after total knee arthroplasty: prospective study comparing local infiltration anesthesia and epidural anesthesia. *Orthopedics.* 2010;33(2):75-80.
- [29] Clement ND, Macdonald D, Burnett R. Predicting patient satisfaction using the Oxford knee score: where do we draw the line? *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013; 133 (5):689-694.
- [30] 郑江,杨镇,张宪,等.全膝关节置换术后疼痛的原因分析[J].陕西医学杂志,2008,37(6):711-712.
- [31] 孙振辉,刘军,王沛.人工全膝关节置换术后疼痛的诊断和治疗研究进展[J].中国修复重建外科杂志,2010,24(6): 708-711.
- [32] 刘明,王岩.全膝关节置换术后膝关节疼痛的诊断研究进展[J].中外医疗,2008,7:13-14.
- [33] 刘明.全膝关节置换术后关节线变化对膝股关节生物力学影响的有限元分析[D].中国人民解放军军医进修学院,2009.
- [34] 成亮,李康华.全膝关节置换术后并发症的现状与进展[J].中华关节外科杂志,2013,7(2):2 45-247.
- [35] Khaled JS, Kevin JM, lasada T. Revision total knee arthroplasty. In: Barrack R, Booth RE Jr, Lonner JH, eds *Orthopaedic Knowledge Update: Hip and Knee Reconstruction 3.* Chapter 11, American Academy Of Orthopaedic Surgeons: New York, 2006: 139-140.
- [36] Huizinga MR, Brouwer Rff, Bisschop R, et al. Long-term follow up of anatomic graduated component total knee arthroplasty: a 15 to 20-year survival analysis. *J Arthroplasty.* 2012;27: 1190-1195.
- [37] Parsch D, Kruger M, Moser MT, et al. Follow-up of 11-16 years after modular fixed-bearing TKA. *Int Orthop.* 2009;33:431-435.
- [38] Mcgraw P, Kumar A. Periprosthetic fractures of the femur after total knee arthroplasty. *J Orthop Trauma.* 2010;11:135-141.
- [39] Grelsamer RP, Weinstein CH. Applied biomechanics of the patella. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(389):9-14.
- [40] Iseki F, Tomatsu T. The biomechanics of the knee joint with special reference to the contact area. *Keio J Med.* 1976;25(1):37-44.
- [41] LeRoux MA, Setton LA. Experimental and biphasic FEM determinations of the material properties and hydraulic permeability of the meniscus in tension. *J Biomech Eng.* 2002;124(3):315-321.
- [42] 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 Biomech Eng.* 2001;123(4): 341-346
- [43] Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *Knee.* 2005; 12(6):424-434.
- [44] Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972;43(2):126-137.
- [45] Mason JJ, Leszko F, Johnson T, et al. Patellofemoral joint forces. *J Biomech.* 2008; 41(11): 2337-2338.