不同骨强度下全膝置换过程中发生股骨前皮质切迹的三维有限元分析

周金海¹,李江伟²,王序全¹, 庄 颖¹,赵 瑛¹,杨渝勇¹,王嘉嘉¹,杨 阳¹,周仕炼¹



文题释义:

股骨前皮质切迹:是指全膝关节置换过程中股骨前髁截骨不良导致的股骨前方皮质受损现象,可能是截骨板位置放置不良、后参考技术的应用、后髁角增大、股骨前皮质解剖形态变异、股骨假体尺寸选择性缩小、后移入口点的位置等原因导致的;其与膝关节股骨假体周围骨折存在高风险性。切迹的深度是引起骨折风险的直接因素之一。

膝关节股骨假体周围骨折:指全膝关节置换后出现膝关节线15 cm范围内或者距离假体近端5 cm范围内的股骨远端骨折。近年来膝关节股 骨假体周围骨折的发生率越来越高,导致其发生的原因与术中的失误操作关系密切,有研究表明股骨前皮质切迹是主要原因之一。

摘要

背景:全膝关节置换后发生膝关节股骨假体周围骨折是常见并发症之一,目前对不同骨质强度条件下发生膝关节股骨假体周围骨折的生物 力学研究欠缺,三维有限元分析可为临床提供生物力学基础。

目的:探讨不同骨质强度下全膝关节置换过程中发生股骨前皮质切迹的生物力学变化,为临床预防膝关节置换后发生膝关节股骨假体周围 骨折提供力学理论基础。

方法:获取健康成年人的股骨CT数据,运用Mimics、Geomagic studio、Solidworks软件建立膝关节股骨侧置换三维模型,然后构建不同深度的股骨前皮质切迹模型,将模型导入到ANSYS软件并分析不同骨强度、不同股骨前皮质切迹深度对股骨髁上生物应力的影响,并分析股骨前皮质切迹骨水泥填补前、后的股骨前髁截面应力变化。

结果与结论:①任何骨质强度下,髁上应力都随股骨前皮质切迹深度加深而增加;在正常骨质情况下,当股骨前皮质切迹深度在3 mm和 4 mm间有一个应力突变点;在骨质疏松情况下,当股骨前皮质切迹深度在2 mm和3 mm间有一个应力突变点;②膝关节置换过程中发生股骨前皮质切迹且深度超过骨皮质厚度时,随着骨质强度降低,股骨髁上应力逐渐增大;③使用骨水泥填补股骨前皮质切迹深度为3 mm的模型,股骨前髁截面应力下降;④结果显示,膝关节置换过程中应该避免股骨前皮质切迹出现,特别是骨质疏松患者;如术中出现股骨前皮质切迹且深度超过骨皮质厚度时,可以采用骨水泥均匀填充股骨前皮质切迹以降低股骨髁上应力,降低膝关节股骨假体周围骨折的发生率。

关键词:全膝关节置换;股骨前皮质切迹;骨质疏松;膝关节股骨假体周围骨折;生物力学;三维有限元分析

Three-dimensional finite element analysis of anterior femoral notching during total knee arthroplasty at different bone strengths

Zhou Jinhai¹, Li Jiangwei², Wang Xuquan¹, Zhuang Ying¹, Zhao Ying¹, Yang Yuyong¹, Wang Jiajia¹, Yang Yang¹, Zhou Shilian¹

¹Department of Orthopedics, Guiqian International Hospital, Guiyang 550024, Guizhou Province, China; ²Department of Orthopedics, Affiliated Hospital of Guizhou Medical University, Guiyang 550004, Guizhou Province, China

Zhou Jinhai, Master, Attending physician, Department of Orthopedics, Guiqian International Hospital, Guiyang 550024, Guizhou Province, China **Corresponding author:** Li Jiangwei, Chief physician, Department of Orthopedics, Affiliated Hospital of Guizhou Medical University, Guiyang 550004, Guizhou Province, China

Abstract

BACKGROUND: Periprosthetic fracture of the femoral of the knee after total knee arthroplasty is one of the common complications, and there is a lack of biomechanical research on the periprosthetic fractures of the femoral of the knee under different bone strength conditions. The three-dimensional finite element analysis can provide a biomechanical basis for clinical practice.

¹ 贵黔国际医院骨科,贵州省贵阳市 550024;²贵州医科大学附属医院骨科,贵州省贵阳市 550004 第一作者:周金海,男,1994年生,贵州省赫章县人,汉族,硕士,主治医师,主要从事骨与关节损伤方面的研究。 通讯作者:李江伟,男,主任医师,贵州医科大学附属医院骨科,贵州省贵阳市 550004 https://orcid.org/0009-0008-5374-187X(周金海) 基金资助:贵州省卫健委科学基金项目(gzwkj2021-507),项目负责人:庄颖 引用本文:周金海,李江伟,王序全,庄颖,赵瑛,杨渝勇,王嘉嘉,杨阳,周仕炼.不同骨强度下全膝置换过程中发生股骨前 皮质切迹的三维有限元分析[J].中国组织工程研究,2025,29(9):1775-1782.





中国组织工程研究

www.CITER.com Chinese Journal of Tissue Engineering Research

OBJECTIVE: To investigate the biomechanical changes of anterior femoral notching after total knee arthroplasty under different bone strengths, and to provide a mechanical basis for the clinical prevention of supracondylar femoral periprosthetic fractures after knee arthroplasty.

METHODS: The femoral CT data of healthy adults were obtained, and the three-dimensional model of femoral lateral replacement of the knee joint was established by Mimics, Geomagic studio, and Solidworks software. Anterior femoral notching models of different depths were constructed, and the models were imported into ANSYS software to analyze the changes of biological stress on the femoral condyle with different bone strengths and different anterior femoral notching depths. The stress changes of the femoral anterior condyle section after and before the filling of anterior femoral notching with bone cement were analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Under any bone strength, the supracondylar stress increased with the depth of anterior femoral notching. In normal bone conditions, there was a stress abrupt change point when the anterior femoral notching depth was between 3 mm and 4 mm. In the case of osteoporosis, there was a stress abrupt point when the anterior femoral notching depth was between 2 mm and 3 mm. (2) When anterior femoral notching occurred during knee arthroplasty and the depth exceeded the thickness of the bone cortex, the supracondylar stress of the femoral gradually increased as the bone strength decreased. (3) The stress of the anterior femoral notching section decreased when the model with an anterior femoral notching depth of 3 mm was filled with bone cement. (4) The results show that anterior femoral notching should be avoided during knee arthroplasty, especially in patients with osteoporosis. If anterior femoral notching occurs during surgery, bone cement can be used to evenly fill the anterior femoral notching to reduce the supracondylar stress of the femoral notching to reduce the supracondylar stress of the femoral notching to reduce the supracondylar stress of the femoral point.

Key words: total knee arthroplasty; anterior femoral notching; osteoporosis; periprosthetic fracture of knee joint and femur; biomechanics; three-dimensional finite element analysis

Funding: Guizhou Provincial Health Commission Science Fund Project, No. gzwkj2021-507 (to ZY)

How to cite this article: ZHOU JH, LI JW, WANG XQ, ZHUANG Y, ZHAO Y, YANG YY, WANG JJ, YANG Y, ZHOU SL. Three-dimensional finite element analysis of anterior femoral notching during total knee arthroplasty at different bone strengths. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2025;29(9):1775-1782.

0 引言 Introduction

全膝关节置换是膝骨关节炎的终末期治疗手段,随 着全球老龄化及膝关节假体的不断更新换代,其手术量也 逐年上升^[1];同时手术带来的并发症也逐年上升。膝关节 股骨假体周围骨折是全膝关节置换术后常见并发症之一, 不仅增加了患者的创伤及住院费用,同时导致膝关节功能 丢失,是临床医师和患者需高度重视的问题^[2-4]。相关研 究表明导致膝关节股骨假体周围骨折发生的2个主要危险 因素为股骨骨质强度和股骨前皮质切迹 (anterior femoral notching, AFN)^[5-8];然而一些研究提示正常骨质强度患者 发生 AFN 与股骨髁上假体周围骨折之间无相关性^[9-10]。骨 质疏松患者全膝关节置换术中发生 AFN 的研究尚少,而 临床中行膝关节置换患者大多为骨质疏松患者 [5],故骨质 疏松膝关节置换术中发生 AFN 相关生物力学研究迫在眉 睫。综上所述,目前 AFN 与膝关节股骨假体周围骨折的 关系尚存争议,且对出现 AFN 情况的补救措施的研究尚 缺乏,尤其是在对不同骨质强度发生 AFN 的"安全深度" 缺乏足够的认识,从而可能增加膝关节股骨假体周围骨折 的风险性。随着骨科数字化的迅速发展, 三维有限元分 析成为骨科相关力学研究中重要的工具之一。相关研究表 明,有限元分析手段相比于实体力学研究存在可重复性 高、更简洁化、更准确的优点,逐渐发展为骨科力学研 究的主流工具,对骨科关节置换领域做出了巨大贡献^[11-16]。

此次研究旨在通过三维有限元方法研究不同骨质强 度下全膝关节置换术中发生 AFN 的生物力学变化及使用 骨水泥填补 AFN 后的髁上应力变化,希望为临床预防全 膝关节置换后发生膝关节股骨假体周围骨折和指导术中 出现 AFN 的处理方案提供力学理论基础。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 单一样本的计算机模拟实验。

1.2 时间及地点 试验于 2021-05-01/2023-05-01 在贵黔 国际医院骨科完成。

1.3 对象 选择1名骨质条件正常的青年男性,年龄30岁,身高175 cm,体质量70 kg。既往无膝关节创伤病史、膝关节无内外翻畸形、膝关节 CT 检查无骨折、畸形、肿瘤及无骨质疏松病史。另外选择1名男性膝关节置换术后志愿者膝关节 CT 数据,65岁,身高165 cm,体质量75 kg。

此次研究经贵黔国际医院医学伦理委员会批准(医院伦理批件号:贵黔2021伦审第(07)号,审批时间: 2021-04-13),志愿者均知情同意并自愿参与此次研究。 1.4 仪器设备 ①电脑型号:神舟CP65S笔记本电脑;② 图像采集设备:128排双源螺旋CT;③图像编辑软件: Mimics 19.0(Materialises interactive medical images control system, Materiali, Leuve, Belgium); Geomagic studio 2013(Raindrop Company, Marble Hill USA); Solidworks 2017(Dassault Systemes Company Massachusetts USA); ANSYS 2023 R1(ANSYS Company, PA USA)。

1.5 实验方法

1.5.1 在 Mimics 进行股骨三维模型的建立及提取假体模型 志愿者常规进行右下肢全长 CT 扫描,获取医学二维 图像,将该数据以 DICOM 格式导出储存。在定义扫描解 剖姿势(前后、左右、上下)方位一致后,交互式医学影 像控制系统 Mimics 19.0 软件将自动输入 DICOM 格式的医 学文件;采用剖面线的阂值分割方法 (Profile line),建立 mask 区分骨骼和其他组织结构,将其分割为独立的完整 的右侧股骨体、股骨皮质骨 3D 模型、股骨松质骨 3D 模型(图1);该志愿者股骨骨皮质厚度为 2.96 mm。同法将 患者膝关节置换术后 CT 数据重建成三维有限元模型,在 Mimics 19.0 软件里用区域增长把股骨髁假体从膝关节置 换术后模型中把股骨假体 STL 模型提取出来(图2)。



图 1 | 分离出股骨模型 Figure 1 | Separating the femoral mode



图 2 | 膝关节置换术后模型 Figure 2 | Model after total knee arthroplasty

1.5.2 处理假体、骨皮质和骨松质模型 将假体、骨皮质、 骨松质的 STL 文件格式分别导入 Geomagic studio 2013 软 件,进行点云数据处理,最后分别进行假体数据模型、 骨皮质、骨松质的多边形处理曲面拟合,见表 1,为后续 进行 ANSYS 精确分析打下基础。最后并以 STP 文件格式 输出(图 3)。

表 1 | 股骨假体、骨皮质、骨松质的多边形处理和曲面拟合结果 Table 1 | Polygon processing and curved surface fitting results of femoral prosthesis, cortical and cancellous bones

项目	三角形数	自相交数	较小曲面片角度数	NURB 曲面片数
假体	126 416	0	0	305
骨皮质	128 876	0	0	301
骨松质	108 710	0	0	240



图 3 | 股骨假体、皮质骨、松质骨 NURBS 曲面图 Figure 3 | NURBS curved surface of femoral prosthesis, cortical bone, and

1.5.3 股骨侧假体置换不同深度股骨前皮质切迹模型的建 立 以 CT 扫描坐标系为原始工作坐标系,现将 Geomagic studio 2013 中 Step 格式的皮质骨、松质骨模型导入至 Solidworks 2017 中装配成一个完整的股骨模型,利用该软 件模拟出股骨头的点云中心,与膝关节中心相连构成股骨 机械轴。按照全膝关节置换的常规操作流程,进行膝关节 股骨侧虚拟截骨,建立膝关节股骨置换模型(图4)。利用 Solidworks 软件分割功能制作不同深度的 AFN 模型 (图 5), 最后将各个模型以 X-T 格式进行保存,输出导入至 ANSYS 2023 R1 软件进行力学分析,得出股骨髁上区域的应力分 布特点。



图 4 | 模拟股骨假体安装图 Figure 4 | Installation of simulated femoral prosthesis



图 5 | 不同深度股骨前皮质切迹图 Figure 5 | Incisal map of anterior femoral notching at different depths

1.5.4 模型的有限元分析 ①将几何模型导入到 ANSYS 2023 R1 有限元分析软件中, 查阅既往文献, 国内外学者 基于定量 CT 测定骨密度做出了分类标准;骨质的体积密 度在 240 mg/cm³ 以上者为正常骨质,骨量减少在 25% 以 上为骨质疏松(根据诊治要求又可以分为轻、中度),减 少在 37% 以上为严重骨质疏松。此次实验采用定量 CT 测 量的骨密度作为骨质疏松的诊断标准,以方便骨密度与 不同骨质条件下骨松质、骨皮质的弹性模量换算,换算 经验公式为 E=1 780p^{1.88} [17-18]。在分析材料库中分别建立 正常皮质骨、松质骨;轻中度骨质疏松皮质骨、松质骨; 重度骨质疏松皮质骨、松质骨; 假体的材料属性参数及 Ⅲ型丙烯酸树酯骨水泥^[19-20](表 2),进入 Mechanical 工作 界面,在 Geometry 中对股骨皮质骨、松质骨、假体等模 型赋予相关的材料。②接下来对模型进行网格划分,在 ANSYS 2023 R1 目录树中,利用 Mesh 功能对从 Solidworks 中导出的 X-T 文件模型进行四面体的网格单元划分,尺寸 统一大小为5 mm(图6),为了保证计算的精度达到分析 的要求,对网格的类型和网格大小进行控制(表3)。③设 置边界条件和载荷:为尽量施加膝关节生理情况的受力 载荷,此次研究采用45%步态周期支撑相中足趾离地时 的静力学分析,将股骨模型近端所有节点的X、Y、Z 轴方

cancellous bone

● 中国组织工程研究

www.CITER.com Chinese Journal of Tissue Engineering Research

向上的自由度均被约束为 0 mm; 然后予以施加胫股关节 轴向压缩负荷 2 100 N(内侧髁 60%+ 外侧髁 40%),内外旋 转扭矩为 7 Nm,髌股关节面的压缩负荷为 225 N,股骨 髁部远端的剪切力为 220 N^[21] (图 7)。

表 2 | 骨质、股骨假体及骨水泥的材料属性

Table 2 | Material properties of bone, femoral prosthesis, and bone cement

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
正常皮质骨	12 000	0.3
轻中度骨质疏松皮质骨	9 000	0.2
严重骨质疏松皮质骨	7 560	0.2
正常松质骨	121	0.3
轻中度骨质疏松松质骨	71	0.2
严重骨质疏松松质骨	50	0.2
股骨假体(钴铬钼合金)	200 000	0.25
骨水泥(聚甲基丙烯酸甲酯)	3 000	0.41



图 6 | 股骨模型网格化 Figure 6 | Gridding of femur model



图 7 | 股骨静态受力分析图 Figure 7 | Static stress analysis diagram of the femur

表 3 | 膝关节股骨侧假体置换术后有限元网格划分的节点和单元数 Table 3 | Number of nodes and elements of mesh generation of finite element after femoral total knee arthroplasty

项目	股骨前皮质切迹深度 (mm)						
	0	1	2	3	4	5	
节点 单元数	23 528 12 474	23 785 12 644	23 754 12 593	23 811 12 622	23 605 12 462	23 455 12 421	

1.5.5 AFN 深度为 3 mm 使用骨水泥填补模型的有限元分析 根据上述实验步骤得出应力云图及应力值,发现当切迹深度由 2 mm 增加到 3 mm 时应力增大出现骤变,故在 Solidworks 软件中建立用骨水泥填补深度为 3 mm 的 AFN 模型,X-T 格式进行保存输出导入至 ANSYS 17.0 软件进行有限元网格化,有限元网格划分后节点为 23 907,单元数为 12 616。予以材料赋值后使用上诉方法进行力学分析。

1.6 统计学分析 各组数据用统计表和统计图表示,不同 骨质强度之间的比较和不同 AFN 深度之间的比较分别运 用单元线性回归分析;而骨水泥填补 AFN 深度为 3 mm、 AFN 深度为 3 mm、未发生 AFN 之间运用单因素方差分析, 其检验水准均为 α=0.05。所有数据处理都在 SPSS 25.0 软

件上完成。文章统计学方法已经贵州医科大学、贵黔国 际医院生物统计学专家审核。

2 结果 Results

2.1 股骨髁上应力分析云图 在 ANSYS 2023 R1 软件中对 模型进行网格化并赋予不同材料值,给予外力载荷后得 到应力云图如图 8-10 所示。







图 9 | 轻、中度骨质疏松条件不同股骨前皮质切迹深度 (0-5 mm) 髁上 应力云图

Figure 9 | Stress gradient of mild to moderate osteoporosis with different depths of anterior femoral notching (0–5 mm)



图 10 | 重度骨质疏松条件不同股骨前皮质切迹深度 (0-5 mm) 髁上应力 云图

Figure 10 | Stress gradient of severe osteoporosis with different depths of anterior femoral notching (0–5 mm)

研究原著

2.2 股骨髁上应力特点

2.2.1 实验结果汇总 由表 4、图 11 可看出,任何骨质强 度下,髁上应力都随 AFN 深度加深而增加。同一骨质条 件下,随着骨质条件下降,股骨髁上应力也逐渐增大; 在正常骨质情况下,当 AFN 深度在 3 mm 和 4 mm 间有一 个应力突变点;在骨质疏松情况下,当 AFN 深度在 2 mm 和 3 mm 间有一个应力突变点。

表 4 | 不同骨质强度下发生股骨前皮质切迹股骨髁上的最大等效应力

(MPa) Table 4 | The maximum equivalent stress of anterior femoral notching in different femoral bone strengths

骨质	股骨前皮质切迹深度 (mm)					
	0	1	2	3	4	5
正常骨质 轻中度骨质疏松 重度骨质疏松	34.421 35.890 37.664	36.478 40.830 43.694	41.334 42.374 45.323	46.399 54.803 60.089	58.252 59.642 60.749	60.655 61.646 62.332



图注: H 为股骨前皮质切迹深度。

图 11 | 不同骨质强度发生股骨前皮质切迹应力变化折线图

Figure 11 $\ \mid$ Line chart of stress change of anterior femoral notching with different bone strengths

2.2.2 同种 AFN 深度情况下骨质强度对股骨髁上应力的影响分析 将每一种 AFN 深度下骨质条件对髁上应力的影响 分别进行分析,将 3 种骨质条件的弹性模量作为自变量 设为 *X*,股骨髁上最大等效应力作为因变量 *Y*,选择单元 线性回归统计分析,分析自变量 *X*与因变量 *Y*之间的关系。将每种 AFN 深度情况下的数据导入 SPSS 25.0 进行单元线 性回归分析,得到分析数据如**表 5**所示。

表 5 | 不同股骨前皮质切迹深度与股骨髁上最大等效应力的线性回归分 析

 Table 5
 Linear regression analysis of different depths and maximum supracondylar stress of femoral condylar

参数	股骨前皮质切迹深度 (mm)					
	0	1	2	3	4	5
模型拟合度 R ² 回归方程系数	0.937 -0.010	0.993 -0.020	0.795 -0.010	0.995 -0.030	0.982 -0.010	0.991 0.000
<i>P</i> 值	0.162	0.052	0.299	0.044	0.086	0.059

由表 5 可以看出,在 AFN 深度为 3 mm 时, P 值为 0.044 < 0.05,具有统计学意义;回归方程系数为-0.03, 表明切迹深度超过骨皮质 (2.96 mm)厚度时,骨质强度与 髁上最大等效应力存在负相关关联;即骨质强度越低, 股骨髁上应力越大。

Chinese Journal of Tissue Engineering Research www.CITER.com

中国组织工程研究

2.2.3 同种骨质强度下 AFN 深度对髁上应力的影响分析 将每一种骨质强度下的 AFN 深度对髁上应力的影响单独 进行分析,将 AFN 深度 H 作为自变量设为 X,股骨髁上 最大等效应力作为因变量 Y,选择单元线性回归统计分析, 分析自变量 X 与因变量 Y 之间的关系。将数据导入 SPSS 25.0 进行单元线性回归分析,得到分析数据如表 6 所示。

表 6 | 不同骨质强度与股骨髁上最大等效应力线性回归分析 Table 6 | Linear regression analysis of different bone strengths and the maximum equivalent stress on the femoral condyle

参数	正常骨质	轻中度骨质疏松	重度骨质疏松
模型拟合度 R ² 回归方程系数	0.950 5.759	0.947 5.647	0.903 5.408
P 值	0.01	0.01	0.04

由表 6 可看出,每种骨质条件下的预测模型拟合度 均 > 0.9, 拟合度极佳;回归方程系数均为正值,说明此 回归方程为正相关方程,自变量与因变量之间存在正相 关关联;3种情况 P 值均 < 0.05,存在统计学意义。总结 上述可得出:不同骨质强度下,AFN 深度明显影响股骨髁 上最大等效应力,且随着 AFN 深度加深,股骨髁上最大 等效应力随之增加。

2.3 骨水泥填补 AFN 对股骨髁上最大等效应力的影响 AFN 深度为 0,3 mm 及骨水泥填补深度为 3 mm 时髁上 最大等效应力结果如表 7 所示。将上述 3 组数据进行单 因素方差分析,结果如下:

表 7 | 股骨前皮质切迹深度 (H) 为 0, 3 mm 及骨水泥填补深度为 3 mm 时的股骨髁上最大等效应力 (MPa) Table 7 | The maximum equivalent stress on the supracondylar joint (0, 3 mm) and the cement filling depth of 3 mm anterior femoral notching

·····, -··· ···························					
骨质	H=0 mm	H=3 mm+ 骨水泥	H=3 mm		
正常骨质 轻中度骨质疏松 重度骨质疏松	34.421 35.890 37.664	40.470 41.687 45.045	46.399 54.803 60.089		
<i>x</i> ±s	35.99±1.62	42.40±2.37	57.76±6.90		

2.3.1 AFN 深度为0mm和3mm的比较 如图12所示,从表7中可看出,正常没有AFN组和AFN深度为3mm组股骨髁上最大等效应力分别为(35.99±1.62)及(57.76±6.90) MPa,差异近12 MPa,差异有显著性意义(*P*=0.02 < 0.05)。

2.3.2 AFN 深度为 3 mm 和采用骨水泥填充 AFN 比较 如 图 13 所 示, AFN 深度为 3 mm+ 骨 水 泥、AFN 深度为

研究原著





图注: H 为股骨前皮质切迹深度。

图 12 | H=0 mm 与 H=3 mm 的股骨髁上最大等效应力柱形图 Figure 12 | Column chart of the maximum equivalent stress on the femoral condyle with H=0 mm and H=3 mm



图注: H 为股骨前皮质切迹深度。

图 13 | H=3 mm 与 H=3 mm+ 骨水泥的股骨髁上最大等效应力柱形图 Figure 13 | Column chart of the maximum equivalent stress on the femoral condyle with H=3 mm and H=3 mm + bone cement

3 mm 时股骨髁上最大等效应力分别为 (42.40±2.37) MPa 及 (57.76±6.90) MPa,用骨水泥填补 AFN 后髁上最大等效 应力降低,差异有显著性意义 (*P*=0.018 < 0.05)。

2.3.3 正常没有 AFN 和 AFN 深度为 3 mm+ 骨水泥的比较 如图 14 所示,没有 AFN 组和骨水泥填补 3 mm 深度 AFN 组的股骨髁最大等效应力分别为 (35.99±1.62) MPa 和 (42.40±2.37) MPa,相差不到 7 MPa,在 3 组数据的单因 素方差分析的多重比较中,两个样本差异无显著性意义 (*P*=0.119 > 0.05)。



图注: H 为股骨前皮质切迹深度。

图 14 | H=0 mm 与 H=3 mm+ 骨水泥的股骨髁上最大等效应力柱形图 Figure 14 | Column chart of the maximum equivalent stress on the femoral condyle with H=0 mm and H=3 mm+bone cement

3 讨论 Discussion

3.1 结论 以上结果显示,任何骨质强度下,随着 AFN 深度加深,股骨髁上应力增大,并集中于切迹处。在正常骨质情况下,当 AFN 深度在 3 mm 和 4 mm 间有一个应力突变点;在骨质疏松情况下,当 AFN 深度在 2 mm 和 3 mm 间有一个应力突变点,再一次证明 AFN 与膝关节股

骨假体周围骨折存在相关性。使用骨水泥填补 AFN 深度 为 3 mm 的模型,股骨前髁截面应力下降。综上所述,全 膝关节置换术中应该避免 AFN 出现,特别是骨质疏松患者; 如术中出现 AFN 且深度超过骨皮质厚度时,可以采用骨 水泥均匀填充 AFN 以降低股骨髁上应力,降低膝关节股 骨假体周围骨折的发生率。

3.2 正常膝关节股骨置换有限元模型的建立 随着计算机 技术的飞速发展,有限元分析被广泛用于各大领域;有限 元技术在 1972 年应用于骨科生物力学后^[22],数字医学在 骨科领域得到迅速的发展^[23]。与传统生物建模方法相比, 三维有限元模型不仅可模拟各种传统生物力学实验无法 完成的实验研究,而且在建模速度和时间上有着明显的 优势^[24]。

使用有限元方法进行生物力学研究的关键步骤之一 是建立稳定的、准确的、更接近实际情况的模型。对于骨 科三维建模领域来说,对不同组织赋值至关重要,通过 国内外的大量研究,对骨组织的赋值方法有均值赋值法、 灰度赋值及皮-松质骨赋值法^[25];每种赋值方法各有优 缺点,均值赋值法是为了简化实验,但与真实情况存在较 大差异;灰度赋值及皮-松质骨赋值法更接近实际情况^[26], 两者无明显差异,此次实验 CT 数据为正常骨质条件志愿 者提供, 故选择皮-松质骨赋值法, 更符合真实生物力 学特征。虽然三维有限元模型的建立是基于实体数据和 真实情况,但构建好模型后需要进行模型有效性的验证, 验证方法有与实体生物力学实验结果相比较与已验证的 计算机模型做比较[27];第一种方法成本极高且很难获取 良好的实体标本,临床中大都使用第二种方法进行验证。 此次实验模型与既往向相关文献研究结果相近^[28-29],可用 于有限元的分析,对临床的应用具有一定的参考性和指 导性意义。

3.3 不同骨质强度发生 AFN 对股骨髁上应力的影响 随着 关节外科的迅速发展,全膝关节置换术能有效缓解晚期 膝关节的疼痛,恢复患肢力线,而达到良好的膝关节功 能,提高了患者生活质量,已经成为膝骨关节炎、类风 湿关节炎、膝关节创伤性关节炎,以及其他一些非化脓 性关节病后期的有效治疗措施,被广泛应用于临床^[30]。 但其仍存在众多并发症,诸如感染、血栓、假体周围骨折、 慢性疼痛等并发症给患者及医生带来不小麻烦^[31];随着 目前膝关节置换患者高龄化,膝关节置换术后假体周围 骨折可导致较高的致死率。假体周围骨折中发生率最高 的是膝关节股骨假体周围骨折,导致其发生的原因很多, 相关研究表明骨质疏松、AFN 是其中两个重要原因。

大量研究表明 AFN 将导致膝关节股骨假体周围骨 折^[7-8],但仍有少数学者认为微小的股骨前皮质与股骨髁 上骨折无关^[9-10],目前尚存在争议,此次实验研究表明任

中国组织工程研究 Chinese Journal of Tissue Engineering Research www.CITER.com

TTeR

何骨质强度下,随着 AFN 深度的加深,股骨髁上最大等 效应力越大;在正常骨质条件下,AFN 深度在超过 3 mm 时;而骨质疏松情况下,当 AFN 深度超过 2 mm,应力 出现骤变, 且出现应力集中, 应力出现骤变后随深度的 加深应力增大幅度较前减少。此次实验骨皮质厚度约为 2.96 mm, 出现应力骤变且集中的 AFN 深度即为骨皮质完 全切除,骨松质完全暴露;这与既往研究的结果显示一致, AFN 深度超过 3 mm 时,股骨髁上应力集中,很有可能导 致膝关节股骨假体周围骨折^[32-33]。这是因为正常情况下, 骨单元作为骨皮质的基本单位,在受到外界生理载荷情 况下在间质骨交界处可适当诱发显微裂纹和释放能量, 避免应力集中^[34],在病理载荷下,骨单元可以利用最外 层间骨板尽量阻止或偏转显微裂纹的迅速生长与扩展, 防止宏观裂纹甚至应力性骨折的出现^[35]。故当皮质骨完 全切除时, 髁上应力出现应力骤变目集中, 许多研究表 明骨质疏松与假体周围骨折相关联。骨质疏松以骨皮质 变薄、骨小梁减少为特点,从而骨组织的强度及刚度降低, 受到同样的外力更容易导致骨折。此次研究受同样的外 力,不同骨质强度下膝关节股骨置换后股骨髁上的最大 等效应力与骨质强度呈现负相关,在 AFN 深度超过骨皮 质厚度时, 随着骨质强度降低, 股骨髁上应力明显增大, 说明发生AFN时,骨质疏松患者更容易出现股骨髁上骨折。 综上所述,骨质疏松患者行膝关节置换更容易出现假体 周围骨折,围术期需行抗骨质疏松治疗,术前需作充分 的术前计划,术中需仔细操作,避免 AFN 的出现,术后 需个体化降低患者功能锻炼强度。而在正常骨质情况下, 同样需避免 AFN 的发生。

3.4 膝关节置换术中骨缺损的处理 全膝关节置换术中的 膝关节骨缺损是让手术医师头疼的问题,处理不好将明 显提高关节翻修率。明确其分型是处理的前提,根据不 同的基础参照有很多分型,临床中常用的分型为 Stokley 分型^[36],根据缺损是否累及周围皮质骨分为包容性和非 包容性:另一种常用的临床分型 Rand 分型是根据缺损深 度进行分型^[37], A型为缺损深度 < 5 mm; B型为缺损深 度为5-10 mm, C型为缺损 > 10 mm, D型为空隙型骨缺损, 周围骨皮质完整; E型为D型的基础上外周骨皮质不完整。 其他的分型与上述两种分型差异不大,且临床中应用不 多,在此不一一阐述。对于膝关节置换术中骨缺损的处理, 临床中常用方法有金属垫块、自体骨移植、异体骨移植、 骨水泥填充^[38]。对于 Rand A 型缺损,使用骨水泥进行填 补缺损是一种快速、简单、经济、稳定的处理方案^[39]。 临床中常用的骨水泥分为磷酸钙骨水泥和丙烯酸酯类骨 水泥两种^[40],各有其优缺点。磷酸钙骨水泥生物组织相 容性好,对周围软组织损伤较小,常用于抗生素和骨诱导 因子的载体;但其机械强度不高,不能用于负重区域的骨

缺损修复。丙烯酸酯类骨水泥虽然其生物相容性较差,但 其由固、液双组分材料组成,具有及时塑形、机械强度良 好等优点,且大量学者正在研究避其短板,发挥其优点[41]。 目前一些学者将聚甲基丙烯酸丁酯微球与脆性聚甲基丙 烯酸甲酪共混制成低模量聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥,将 其性能进行了改良,临床中常用于人体密度高组织的置 换或修复。此次实验结合上述骨缺损分型及处理方案, 选择丙烯酸酯类骨水泥填补 AFN,研究其最大应力的变化 进而探索骨水泥的修复作用。当使用骨水泥填补 AFN 后 股骨髁上应力减少,再一次说明骨水泥对修复生物体坚 硬组织具有一定效果。

3.5 此次研究的不足之处及对未来的展望 此次实验通过 构建不同骨质条件下 AFN 的膝关节股骨置换模型,探索 了不同骨质强度下 AFN 深度对股骨髁上应力的影响,但 骨组织是一种极为复杂的生物复合材料, 故其生物力学 是十分复杂的,骨组织周围组织对其力学特点也存在影 响,因此以下方面是此次实验的不足之处及对今后的展 望: ①膝关节的组成复杂,周围软组织对其运动起到非 常重要的作用,此次实验基于实验条件及技术,简化了 实验模型,今后的研究需全面、更加真实地构建模型; ②有限元分析法模型的单元划分、节点选择及材料赋值 在一定程度上是被假定的,并不能真实代表人体骨组织, 不能准确代表骨组织内不同区域的弹性模量变化;③此 次实验进行了既往文献中常用的静力学分析, 而膝关节 的运动是极为复杂的,上下楼梯、平地行走、游泳、爬 山时其所受的应力是不一样的,今后应探索膝关节各方 面运动的动力学研究,更加真实、全面地体现膝关节的 生物力学特点;④此次实验中 AFN 深度分组较少,数据 样本不大, 未进行 AFN 长度和横截面积的影响研究: 今 后应研究 AFN 的长度、横截面积对股骨髁上应力的影响; ⑤皮质骨、松质骨是骨组织的宏观组成,此次研究基于 宏观概念,不能准确体现骨组织的生物复杂性,今后应 在骨组织的微观结构层面作生物力学研究。

作者贡献:周金海、周仕炼、杨阳负责实验设计、实施、撰写文章; 赵瑛、杨渝勇、王嘉嘉负责资料检索; 庄颖、李江伟、王序全负责审阅。 利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程中不

存在利益冲突。 开放获取声明:这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》

"署名-非商业性使用-相同方式共享4.0"条款,在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任 何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为 之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让: 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。 出版规范: 该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究 实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专 业反剽窃文献检测系统进行3次文字和图表查重,文章经小同行外审专 家双盲审稿,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

中国组织工程研究

www.CITER.com Chinese Journal of Tissue Engineering Research

4 参考文献 References

TTOR

- WANG JC, PIPLE AS, HILL WJ, et al. Computer-Navigated and Robotic-Assisted Total Knee Arthroplasty: Increasing in Popularity Without Increasing Complications. J Arthroplasty. 2022;37(12):2358-2364.
- [2] LOMBARDO DJ, SILJANDER MP, SOBH A, et al. Periprosthetic fractures about total knee arthroplasty. Musculoskelet Surg. 2020;104(2):135-143.
- [3] CARON É, GABRION A, EHLINGER M, et al. French society of orthopedic surgery and traumatology (SOFCOT); Complications and failures of non-tumoral hinged total knee arthroplasty in primary and aseptic revision surgery: A review of 290 cases. Orthop Traumatol Surge Res. 2021;107(3):102875.
- [4] MA LL, YU XR, WENG XS, et al. Possible Risk Factors for Severe Complications Occurring after Primary Total Knee Arthroplasty. Chin Med Sci J. 2022;37(4):303-308.
- [5] DELSMANN MM, SCHMIDT C, MÜHLENFELD M, et al. Prevalence of osteoporosis and osteopenia in elderly patients scheduled for total knee arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 2022;142(12):3957-3964.
- [6] SKIBICKI HE, PONZIO DY, BRUSTEIN JA, et al. A cautionary case: osteoporotic femur fracture after robotic-assisted total knee arthroplasty. Osteoporos Int . 2021;32(10):2125-2129.
- [7] STAMIRIS D, GKEKAS NK, ASTERIADIS K, et al. Anterior femoral notching ≥ 3 mm is associated with increased risk for supracondylar periprosthetic femoral fracture after total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2022;32(3):383-393.
- [8] ZHANG JC, ZHANG LS, ZHOU H, et al. Stress distribution patterns during the gait cycle in patients with anterior femoral notching following total knee replacement. BMC Musculoskelet Disord. 2022;23(1):718.
- [9] CHATURONG P, AKRAPORN S, PAKPOOM R, et al. Risk factors of early periprosthetic femoral fracture after total knee arthroplasty. BMC Musculoskelet Disord. 2021;22(1):1009.
- [10] PURANIK HG, MUKARTIHAL R, PATIL SS, et al. Does Femoral Notching During Total Knee Arthroplasty Influence Periprosthetic Fracture. A Prospective Study. J Arthroplasty. 2019;34(6):1244-1249.
- [11] WANG DG, LI Y, YIN HL, et al. Three-dimensional finite element analysis of optimal distribution model of vertebroplasty. Ann Palliat Med. 2020; 9(3):1062-1072.
- [12] XIE XJ, CAO SL, TONG K, et al. Three-dimensional finite element analysis with different internal fixation methods through the anterior approach. World J Clin Cases. 2021;9(8):1814-1826.
- [13] 李志帅,张红倩,李丽,等.有膝关节有限元分析的研究热点及趋势[J]. 中国组织工程研究,2022,26(15):2412-2418.
- [14] FALCINELLI C, WHYNE C. Image-based finite-element modeling of the human femur. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2020;23(14): 1138-1161.
- [15] KANAIZUMI A, SUZUKI D, NAGOYA S, et al. Patient-specific threedimensional evaluation of interface micromotion in two different short stem designs in cementless total hip arthroplasty: a finite element analysis. J Orthop Surg Res. 2022;17(1):437.
- [16] 熊恒恒,聂伟志.三维有限元分析对骨关节和相关软组织损伤时应 力状态的精准模拟[J].中国组织工程研究,2022,26(36):5875-5880.
- [17] RHO JY, HOBATHO MC, ASHMAN RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. Med Eng Phys. 1995;17(5): 347-355.
- [18] HOU YJ. Investigation in the dependency of stiffness of cancellous bone on apparent density—based on the combination model of rod-rod structure and perforated plate structure. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi. 2006;23(1):78-81.
- [19] JETHANANDANI R, PATWARY MB, SHELLITO AD, et al. Biomechanical consequences of anterior femoral notching in cruciate-retaining versus posterior-stabilized total knee arthroplasty. Am J Orthop. 2016; 45(5):E268.
- [20] WIJAYATHUNGA VN, JONES AC, OAKLAND RJ, et al. Development of specimen-specific finite element models of human vertebrae for the analysis of vertebroplasty. Proc Inst Mech Eng H. 2008;222(2):221-228.

- [21] COMPLETO A1, SIMÕES JA, FONSECA F. Revision total knee arthroplasty: The influence of femoral stems in load sharing and stability. Knee. 2009; 16(4):275-279.
- [22] WU WD, HAN ZH, HU BI, et al. A graphical guide for constructing a finite element model of the cervical spine with digital orthopedic software. Ann Transl Med. 2021;9(2):169.
- [23] KAZEMI M, DABIRI Y, LI LP. Recent advances in computational mechanics of the human knee joint.Computational and mathematical methods in medicine. 2013;2013:718423.
- [24] KIM JG, KANG KT, WANG JW. Biomechanical Difference between Conventional Transtibial Single-Bundle and Anatomical Transportal Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Three-Dimensional Finite Element Model Analysis. J Clin Med. 2021; 10(8):1625.
- [25] MEHBOOB H, TARLOCHAN F, MEHBOOB A, et al. Finite element modelling and characterization of 3D cellular microstructures for the design of a cementless biomimetic porous hip stem. Mater Design. 2018;149: 101-112.
- [26] ACEVEDO C, SYLVIA M, SCHAIBLE E, et al. Contributions of material properties and structure to increased bone fragility for a given bone mass in the UCD-T2DM rat model of type 2 diabetes. J Bone Miner Res. 2018;33(6):1066-1075.
- [27] GAUTAM A, CALLEJAS MA, ACHARYYA A, et al. Shape-memory-alloybased smart knee spacer for total knee arthroplasty: 3D CAD modelling and a computational study. Med Eng Phys. 2018;55:43-51.
- [28] LI Y, GAO YH, LU D, et al. Analysis of the effect of tibial torsion on tibial osteotomy in knee arthroplasty using a three-dimensional computed tomography-based modelling technique. BMC Musculoskelet Disord . 2019;20(1):361.
- [29] PHILIPPE M, SARA C, INES K, et al. Physiological joint line total knee arthroplasty designs are especially sensitive to rotational placement – A finite element analysis. Plos One. 2018;13(2):e0192225.
- [30] JEFFREY NK, KAETLYN RA, RICHARD FL. Diagnosis and Treatment of Hip and Knee Osteoarthritis: A Review. JAMA. 2021;325(6):568-578.
- [31] BRYAN SB, JEREMIAH JM, SAMUEL FT, et al. Complication Rates in Total Knee Arthroplasty Performed for Osteoarthritis and Post-Traumatic Arthritis: A Comparison Study. J Arthroplasty. 2020;35(2):371-374.
- [32] ZALZAL P, BACKSTEIN D, GROSS AE, et al. Notching of the anterior femoral cortex during total knee arthroplasty characteristics that increase local stresses. J Arthroplasty. 2006;21:737-743.
- [33] CULP RW, SCHMIDT RG, HANKS G, et al. Supracondylar fracture of the femur following prosthetic knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1987;(222):212-222.
- [34] HOENIG T, KATHRYN EA, BELINDA RB, et al. Bone stress injuries. Nature reviews. Dis Primers. 2022;8(1):26.
- [35] CEN HP, JIA YM, WU XG, et al. Effects of the microcrack's shape, size and direction on the poroelasticbehaviors of a single osteon: a finite element study. Acta Bioeng Biomech. 2016;18(1):3-10.
- [36] STOCKLEY I, MCAULEY JP, GROSS AE. Allograft reconstruction in total knee arthroplasty. Bone Joint J. 1992;74(3):393-397.
- [37] RAND JA. Bone deficiency in total knee arthroplasty. Use of metal wedge augmentation. Clin Orthop Relat Res. 1991;271(271):63.
- [38] RÖHNER E, HEINECKE M, MATZIOLIS G. Bone defect management in revision knee arthroplasty. Der Orthopade. 2021;50(12):1004-1010.
- [39] AGGARWAL AK, BABURAJ V. Managing bone defects in primary total knee arthroplasty: options and current trends. Musculoskelet Surg. 2021;105(1):31-38.
- [40] ZOHRE Z, MAJEDEH N, MAJID N, et al. Effect of Cement Type and Cementation Technique on the Retention of Implant-Supported Restorations. J Long Term Eff Med Implants. 2020;30(1):61-67.
- [41] AJAY K, RAJESH G. Fracture Toughness of Acrylic PMMA Bone Cement: A Mini-Review. Indian J Orthop. 2021;55(5):1208-1214.