

股骨远端前缘骨缺损对股骨假体稳定性影响的有限元分析

刘明昊^{1,2}, 殷庆丰^{1*}

¹山东大学齐鲁第二医院关节外科/运动医学科, 山东 济南

²济南市第七人民医院骨外科, 山东 济南

收稿日期: 2026年6月17日; 录用日期: 2026年7月11日; 发布日期: 2026年7月21日

摘要

背景: 骨缺损是膝关节翻修术中最困难的挑战之一, 对骨缺损进行正确的评估和分型至关重要。Anderson 骨科研究所分型系统(AORI)是广为接受的骨缺损分型系统, 在临床上最为常用, 但该分型系统没有提及股骨远端前缘缺损类型。本研究旨在通过有限元分析来模拟股骨远端前缘骨缺损对翻修假体应力分布的影响。此外, 本研究还探讨了针对这类缺损的合理治疗方案。方法: 使用健康志愿者的计算机断层扫描图像构建股骨远端的三维有限元模型。首先, 在该模型的前缘上, 人为构建两种不同大小的骨缺损模型。然后模拟三种膝关节翻修方案: 未填充、骨水泥填充、以及用患者个性化钛合金骨小梁(TTM)填充, 并根据缺损大小、缺损填充方式以及假体的类型, 通过不同的组合方式模拟了7种翻修膝关节有限元模型。研究设定在膝关节屈曲不同角度(15°、45°和60°), 并在统一载荷和边界条件下进行了有限元研究。选取两个感兴趣区域(ROI), ROI1是骨水泥套层区域, ROI2是用TTM或骨水泥填充的缺损区域, 分析这些感兴趣区域的最大接触压力和载荷分布。结果: 骨水泥套层区和填充的缺损区域的应力分布受膝关节屈曲角度和骨缺损大小的影响。大缺损模型上的接触压力与小缺损模型相比显著增加, 最大可达737.3 MPa。在大缺损模型中, 用钛合金骨小梁(TTM)填充骨缺损可将骨水泥套层上的最大应力显著降低至91.30 MPa。此外, 翻修模型中带有延长柄假体的膝关节表现出优越的生物力学性能。结论: 股骨前缘骨缺损影响股骨远端的生物力学性能。特别是大的骨缺损可能导致骨-假体界面上的应力更加集中, 这可能会影响假体的稳定性。患者的个性化TTM可以为治疗骨缺损提供一种新颖、合理的方法。尽管现有临床观察与生物力学模拟结果提示该股骨远端前缘骨缺损具备独特力学表现, 其生物力学特征提升其可能是一种值得进一步临床研究的特殊缺损类型, 但针对该类缺损的规范化治疗方案目前尚无统一共识。因此, 有必要进行进一步的研究, 包括生物力学实验和临床试验, 以应对骨缺损的挑战。

关键词

骨缺损, 膝关节翻修术, 有限元, 股骨远端前缘, 假体稳定性

*通讯作者。

Finite Element Analysis of the Effect of Anterior Bone Defects at the Distal End of the Femur on the Stability of Femoral Prostheses

Minghao Liu^{1,2}, Qingfeng Yin^{1*}

¹Department of Joint Surgery/Sports Medicine, The Second Qilu Hospital of Shandong University, Jinan Shandong

²Department of Orthopedics, Jinan Seventh People's Hospital, Jinan Shandong

Received: June 17, 2026; accepted: July 11, 2026; published: July 21, 2026

Abstract

Background: Bone defects are one of the most difficult challenges in knee revision surgery, and their accurate assessment and classification are crucial. The Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI) classification system is a widely accepted and clinically prevalent system for classifying bone defects; however, it does not address defects involving the anterior aspect of the distal femur. This study aims to simulate the effects of distal femoral anterolateral bone defects on stress distribution in revision prostheses using finite element analysis. Additionally, this study explores reasonable treatment strategies for this type of defect. **Methods:** A three-dimensional finite element model of the distal femur was constructed using computed tomography (CT) images from healthy volunteers. First, two bone defect models of different sizes were artificially created on the anterolateral aspect of the model. Then, three knee revision scenarios were simulated: unfilled, cement-filled, and filled with patient-specific titanium trabecular metal (TTM). Seven finite element models of revision knee joints were simulated through various combinations based on defect size, filling method, and prosthesis type. The study was conducted at different knee flexion angles (15°, 45°, and 60°) under uniform loading and boundary conditions. Two regions of interest (ROIs) were selected: ROI1 was the cement sleeve region, and ROI2 was the defect region filled with TTM or bone cement. The maximum contact pressure and load distribution in these regions of interest were analyzed. **Results:** The stress distribution in the cement sleeve region and the filled defect region was influenced by the knee flexion angle and the size of the bone defect. Contact pressure on the large defect model increased significantly compared to the small defect model, reaching a maximum of 737.3 MPa. In the large defect model, filling the bone defect with titanium trabecular mesh (TTM) significantly reduced the maximum stress on the cemented liner to 91.30 MPa. Furthermore, the knee joint with an extended-stem prosthesis in the revision model exhibited superior biomechanical performance. **Conclusion:** Anterior femoral bone defects affect the biomechanical performance of the distal femur. In particular, large bone defects may lead to increased stress concentration at the bone-prosthesis interface, which could compromise prosthesis stability. Patient-specific TTMs offer a novel and rational approach to treating bone defects. Although existing clinical observations and biomechanical simulation results indicate that bone defects at the anterior aspect of the distal femur exhibit unique mechanical behavior—and their biomechanical characteristics suggest that this may be a specific type of defect warranting further clinical research—there is currently no consensus on a standardized treatment protocol for such defects. Therefore, further research, including biomechanical experiments and clinical trials, is necessary to address the challenges posed by bone defects.

Keywords

Bone Defect, Knee Revision Surgery, Finite Element Analysis, Distal Femoral Anterior Edge, Prosthesis Stability

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

全膝关节置换术(Total Knee Arthroplasty, TKA)已被广泛认为是治疗晚期膝关节炎患者的有效方法[1][2]。随着初次 TKA 数量在过去几十年中的增加, 预计 TKA 翻修数量也将大幅增加。这一趋势使得关节外科医生即将面临一系列的重要挑战, 其中骨缺损是这些挑战中最棘手的情况。骨缺损的恰当处理对于翻修手术假体的准确安放以及假体的长期生存至关重要[3]-[5]。

当前已经有多种分型系统来描述和评估骨缺损的严重程度[6]-[8]。Engh 等人提出了[9] Anderson 骨科研究所分型系统(AORI), 描述了胫骨近端(T)和股骨远端(F)骨缺损的范围和严重程度, 是目前外科医生选择治疗方案时最常用的分型方法。AORI I 型骨缺损仅涉及少量松质骨, 边缘完整。该型缺损通常采用骨水泥填充或松质骨同种异体移植修复[10]。AORI II 型骨缺损周围的骨皮质可保持完整或部分缺失, 通常呈现为干骺端的中心性或周围性骨结构缺失, 常伴有关节线位置的改变或假体下沉, 而侧副韧带的股骨和胫骨止点均保持完整。根据骨缺损涉及的范围可分为IIa 型和 IIb 型。其中 IIa 型累及单侧平台或股骨髁, IIb 型累及两侧平台或股骨髁。这可能会影响假体的稳定性。因此, 通常需要打压植骨、结构性植骨或钛合金垫块填充[10]-[13]。AORI III 型骨缺损超出了股骨或胫骨髁的范围, 累及干骺端骨质, 可导致侧副韧带功能受损。该型骨缺损, 通常需要使用特殊的假体进行翻修[14][15]。关于 AORI II (F)分型的骨缺损描述通常只局限于股骨的远端, 然而, 在临床工作中有很多病例的股骨骨缺损发生在股骨的前缘, 而不是远端, 如(图 1)。此外, 针对该类型的骨缺损采用何种治疗方案尚未达成统一。



(A) 术前 X 线平片显示骨缺损位于股骨前缘, 而非远端骨-假体界面; (B) 术中证实了股骨前缘的骨丢失。

Figure 1. Preoperative imaging and intraoperative gross manifestations of anterior bone defect at distal femur

图 1. 股骨远端前缘骨缺损术前影像学及术中大体表现

与胫骨平台的骨缺损相比, 由于其形态和受力条件的复杂性, 股骨侧的骨缺损的评估和处理面临更多挑战。在传统的分型当中前缘区域通常被忽略, 对于股骨远端的生物力学研究也较少。Berahmani 等人的一项研究[16]指出最大峰值微动(定义为在无载荷和有载荷状态之间测量的骨和假体位移的差异)出现在前缘的近端部分。因此, 我们的研究假设股骨前缘骨缺损是 AORI II (F)分型的一种新亚型。本研究通过有限元分析股骨前缘骨缺损的假体受力, 评估股骨前缘骨缺损对翻修假体应力分布的影响, 同时还针对这种类型的缺损提出更为合理的治疗方法。

2. 方法

2.1. 股骨远端模型

本研究根据一位 58 岁健康女性志愿者(身高 165 cm, 体重 68 kg)的膝关节计算机断层扫描(CT)建立股骨模型。将志愿者的 CT 图像数据导入 Mimics 18.0 图像处理软件(Mimics 18.0; Materialise Ltd., Leuven, Belgium), 设定灰度阈值为 500~3000 以区分皮质骨和松质骨。使用 Mimics 18.0 生成股骨远端的三维模型, 然后将数据导入到 NX10.0 软件(Siemens PLM Software®, Plano TX, USA)中, 并以此为基础创建一系列实验模型。

2.2. 股骨缺损模型

以股骨远端模型为基础, 在股骨侧模拟标准的膝关节置换术。选择适当的 A3®和 ACCK®股骨假体(北京爱康医疗有限公司, 中国北京), 以匹配模型的表面形态。然后根据股骨假体前髁大小来设计两个梯形缺损模型, 分别模拟小缺损模型和大缺损模型。其中: 小缺损不超过股骨假体前缘, 大缺损超出假体的前缘约 5 mm。模型中的两个缺损设计深度均为 12 mm, 且均深入到股骨的松质骨(图 2(A)和图 2(B))。

2.3. 股骨翻修模型

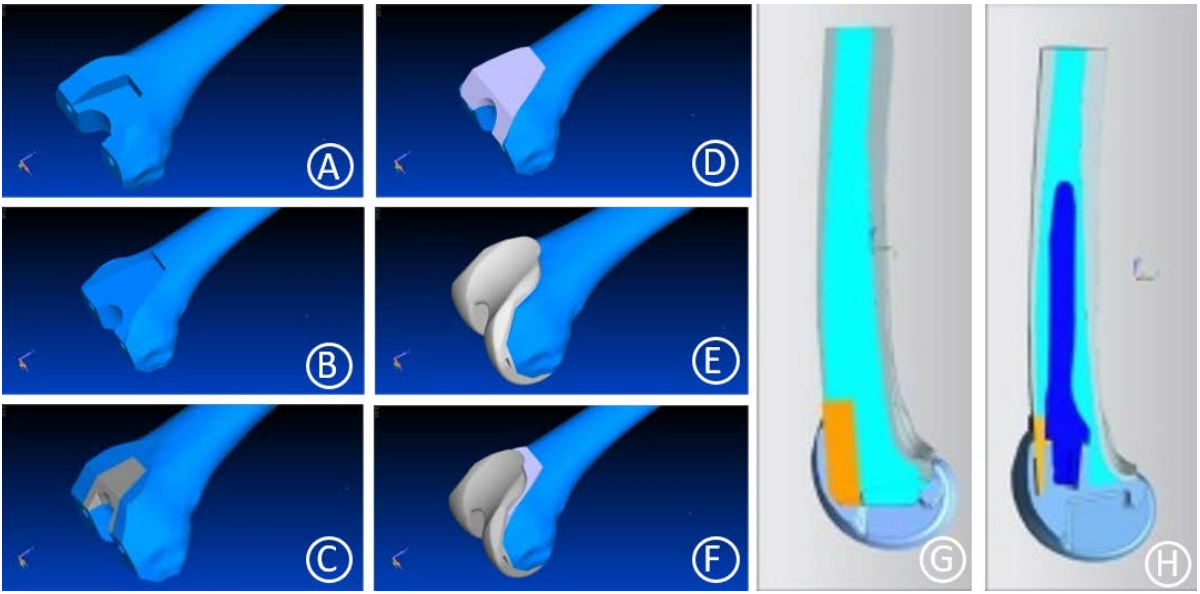
我们根据处理膝关节置换翻修术的标准流程, 首先填充前缘上的缺损(图 2(C)和图 2(D)), 然后用骨水泥固定股骨假体(图 2(E)和图 2(F))。对于前缘上的骨缺损设计了共三种处理方法: 未填充、骨水泥填充、用患者个性化钛合金骨小梁(TTM)填充, TTM 填充骨缺损在我们之前的报道中有所描述[17]。7 种模型设计如表 1 所示, 翻修模型的内部结构如图 2(G)和图 2(H)所示。ACCK®股骨假体模型是根据股骨干的几何形状选择直径为 10 mm、长度为 100 mm 的延长杆。

Table 1. Finite element analysis design model

表 1. 有限元分析设计的模型

Models	Defect size	Prosthesis	Filling	Stem
S1	Small	A3®	Blank	No
S2	Small	A3®	Cement	No
S3	Small	A3®	TTM	No
L1	Large	A3®	Blank	No
L2	Large	A3®	Cement	No
L3	Large	A3®	TTM	No
L4	Large	ACCK®	TTM	Yes

根据缺损填充物的不同, 小缺损模型标记为 S1、S2、S3, 大缺损模型标记为 L1、L2、L3。A3®和 ACCK®: 用于关节置换术的膝关节系统。



(A) 股骨远端前缘的小缺损模型, (B) 股骨远端前缘的大缺损模型, (C) 填充的小缺损模型, (D) 填充的大缺损模型, (E) 股骨小缺损的翻修模型, (F) 股骨大面积缺损的翻修模型, (G) 使用 A3 股骨假体(无股骨柄)的翻修模型, (H) 使用带柄 ACCK 股骨假体的翻修模型。

Figure 2. Schematic diagram of finite element model construction for revision surgery of distal femoral anterior bone defects of different sizes

图 2. 不同股骨远端前缘骨缺损翻修有限元模型构建示意图

2.4. 材料和施加载荷策略

皮质骨和松质骨被人为地分开并被定义为不同的材料。股骨和胫骨假体使用的材料是钴铬钼合金, 垫片由超高分子量聚乙烯组成。骨水泥是聚甲基丙烯酸甲酯, 患者个性化定制垫块是由钛合金骨小梁 (TTM) 制成的。所有材料均假定为线性、弹性和各向同性的线弹性材料(表 2)。接触面使用 0.07 的摩擦系数, 每个模型均通过 Femap 11.2 版本软件(Siemens PLM Software®, Plano TX, USA)进行网格划分和组装。

Table 2. Material properties in finite element models

表 2. 有限元模型中的材料特性

Items	Modulus of elasticity (GPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	17.00	0.30
Cancellous bone	0.35	0.25
CoCrMo ally	200.00	0.30
PMMA	2.28	0.30
TTM	30.00	0.30
UHMWPE	1.00	0.30

根据 Berahmani 等人[16]和 Villa 等人的研究[18], 采用了简化的力学加载配置。当 Cr-Co 合金股骨假体屈曲 15°、45°和 60°时施加载荷(图 3)。沿胫骨后表面轴线施加载荷, 以此来模拟假体和骨之间的表面接触。骨与假体的接触模拟表面接触, 股骨近端完全固定。因此, 对三个弯曲角度中的每一个进行静态有限元分析。骨和假体的连接处是 1 mm 厚的骨水泥, 以模拟骨水泥固定后的膝关节假体。

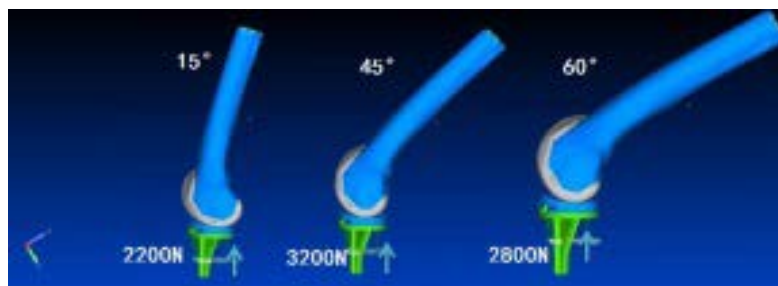


Figure 3. Load the simplified peak tibiofemoral force at three knee flexion angles: 2200 N at 15°, 3200 N at 45°, and 2800 N at 60°

图 3. 在三种膝关节屈曲角度下加载简化的股胫峰值力: 15°时 2200 N、45°时 3200 N 和 60°时 2800 N

3. 结果

骨水泥套层和 TTM 或骨水泥填充的缺损区是本研究的两个感兴趣区域, 分别定义为 ROI 1 和 ROI 2, 其应力分布和最大应力分别如图 4 和图 5 所示。

如图 4 所示, 应力分布受膝关节屈曲角度和骨缺损大小的影响。本研究评估缺损大小对 ROI 1 应力分布的影响, 在小缺损模型中, ROI 1 的最大应力随着膝关节屈曲而增加, 而在大缺损模型中, ROI 1 的最大应力随着膝关节屈曲而减少。这些结果表明, 大缺损模型中的最大应力显著高于小缺损模型。在大缺损模型中, 使用 TTM 重建修复后的骨缺损的最大应力显著降低至 91.30 MPa。在小缺损模型中, 处理方法对应力分布几乎没有影响, 但在大缺损模型中, 未处理的骨缺损出现了应力的显著增加(737.3 MPa)。

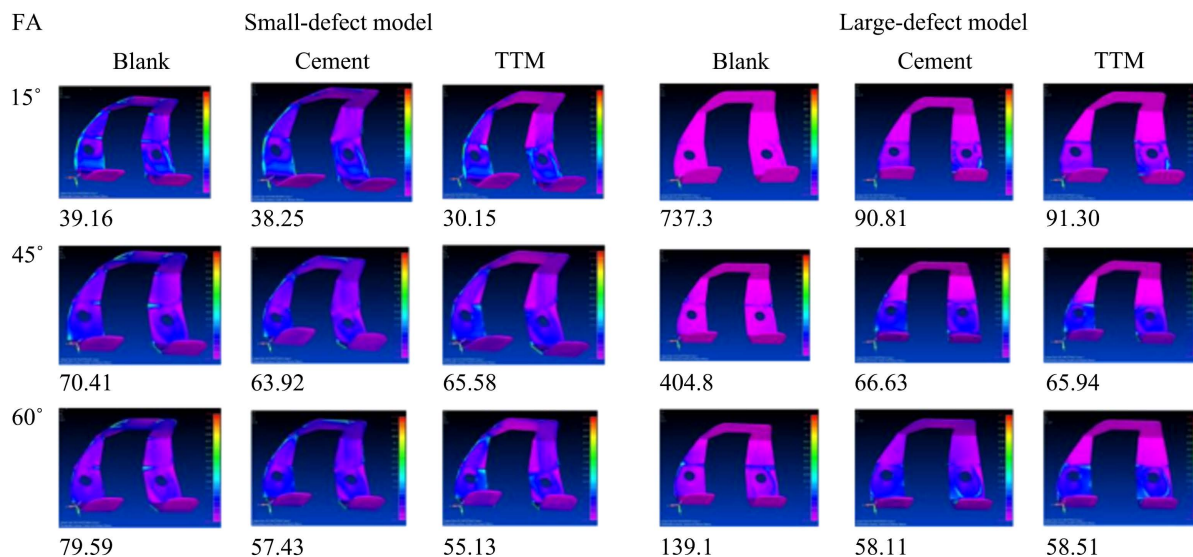


Figure 4. Stress distribution and maximum stress of the cement sheath. The numbers below the figure are the maximum stresses (MPa). FA: Knee joint flexion angle; TTM: Titanium alloy trabeculae

图 4. 水泥套层的应力分布和最大应力。图下的数字是最大应力(MPa)。FA: 膝关节屈曲角度; TTM: 钛合金骨小梁

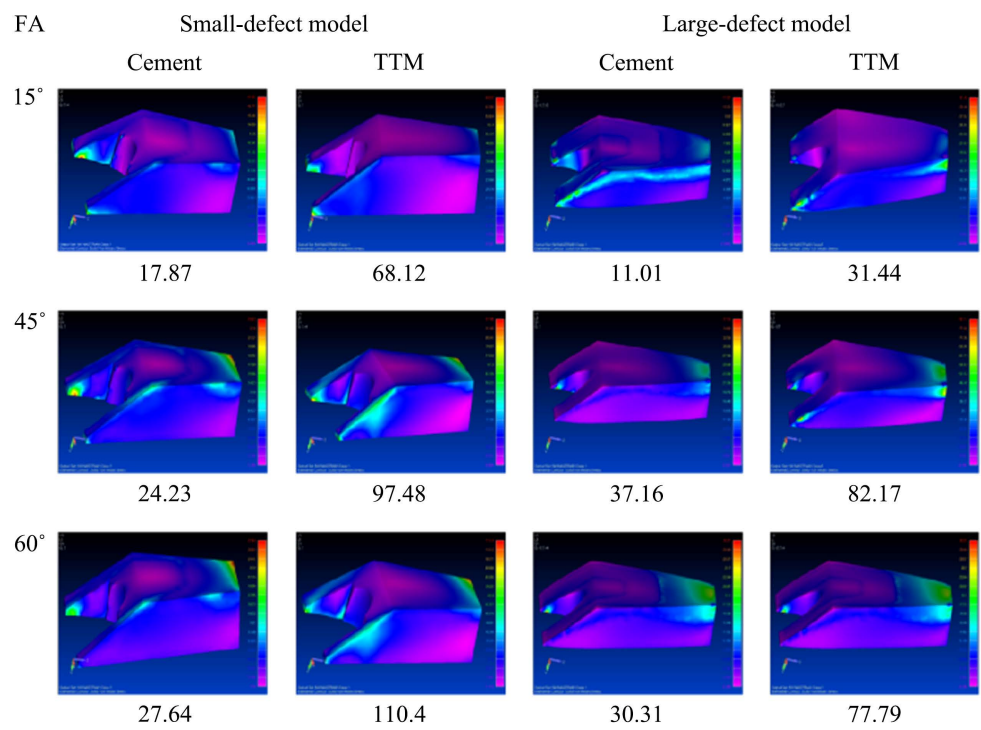
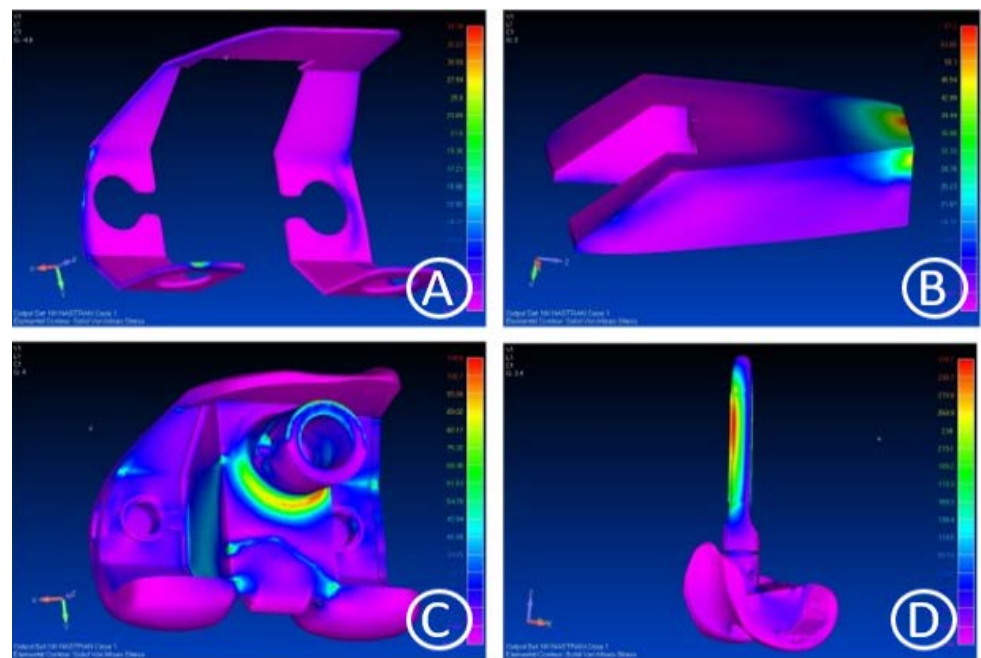


Figure 5. Filling body stress distribution and maximum force (MPa). FA: Knee joint flexion angle; TTM: Titanium alloy trabecula. (The numbers below the figure are the maximum stress)
图 5. 充填体应力分布及最大力(MPa)。FA: 膝关节屈曲角度; TTM: 钛合金骨小梁。(图下的数字是最大应力)



(A) 骨水泥套层上无明显应力集中, (B) 填充块上的分布与无柄假体的分布相似, (C) 假体 - 股骨柄连接处出现显著应力集中, (D) 股骨柄近端区域出现显著应力集中。

Figure 6. Schematic stress distribution of each region in stemmed prosthesis revision model
图 6. 带柄假体翻修模型各区域应力分布示意图

根据图 5 所示的结果, TTM 模型中的应力分布与骨水泥模型中的应力分布相似, 但无论缺损大小如何, TTM 模型中的最大应力均显著高于骨水泥模型。在应力集中方面, TTM 组在近端应力较高, 而在前斜界面应力较低。

此外, 使用 ACCK® 假体进行翻修的模型的结果表明, 骨水泥套层上没有明显的应力集中, 最大应力低于使用 A3® 假体(无柄)翻修的模型的应力。值得注意的是, 在假体-股骨柄连接处和股骨柄近端区域出现显著的应力集中(图 6)。

4. 讨论

在膝关节置换术的翻修过程中, 股骨远端的骨缺损是常见的[19]。这种骨缺损的治疗对翻修手术的成功至关重要。骨缺损的治疗策略通常基于 AORI 分型, 该分型涉及缺损的位置和严重程度[20]。在 AORI I 型轻度缺损与 AORI III 型巨大缺损之间, AORI II 型是中间型, 也是最常见的类型。然而, AROI 分类仅包括冠状平面上缺损的形态和严重程度。目前已经提出了其他分类来弥补 AROI 分类的不足, 包括 Hutten 等人[21]提出的分类, 他描述了股骨后髁上的缺损。虽然有很多补充分类, 但仍有很多病例主要表现为股骨前缘(而不是远端)的缺损, 迄今为止该缺损类型尚未纳入任何分型中。

股骨前缘后方的应力屏蔽被认为是导致骨密度降低的原因之一。当前认为股骨前、后表面骨质丢失的主要原因是聚乙烯磨损颗粒诱发的骨溶解。假体的植入和手术取出假体可能会加重骨缺损的情况[19][22]。由于体外实验装置加载条件的复杂性, 使得有关于股骨远端的研究较少[16][23]。Berahmani 等人[16]进行了一项关于无骨水泥型股骨膝关节假体的骨-假体界面微运动的有限元研究。该研究验证了简化的加载条件, 并发现最大微运动位于前缘。此外, 最近观察到, 在高屈曲全膝关节置换术后, 股骨前缘后方出现松动的风险增加, 建议采用更加精细的骨床准备技术[24]。

在膝关节翻修关节置换术中, 多见的股骨缺损类型主要是 AORI I 型缺损和 II 型缺损, 其股骨髁完整并不累及韧带。并且我们发现股骨远端前缘缺损的边缘始终平行于股骨假体前缘的边缘。因此, 我们根据股骨假体的大小在本次有限元研究中构建了两个缺损模型。其中小缺损可被股骨假体的前缘完全覆盖, 而大缺损则超过前缘的边缘。有限元分析结果表明, 如果在大缺损模型中未对缺损进行处理, 则存在显著的应力集中, 但在小缺损模型中则不存在这种情况, 应力分布也存在差异。这些结果表明, 如果前缘存在大的缺损将对股骨的生物力学性能产生更大的影响。

在翻修过程中, 骨缺损区域的重建是翻修手术的首要操作, 也是所植入假体保持稳定的关键。根据骨缺损分型的不同, 可采用多种方法来处理骨缺损。翻修时楔形垫块的植入主要应用于胫骨。轻微的前缘骨皮质缺损可以直接覆盖翻修假体前缘。研究证实疲劳性能差的骨水泥长期效果不佳[25]。然而, 对于小的缺损, 通常深度小于 5 mm, 通常建议使用骨水泥填充[26]。自体骨移植和同种骨异体移植都是治疗骨缺损的传统有效方法。然而, 骨移植填充缺损也有许多不足, 主要包括移植物的再吸收、移植物和宿主组织的不愈合以及疾病传播的风险[27]。大约在二十年前出现了金属垫块的使用, 并且越来越受欢迎, 特别是自从引入具有良好生物相容性和高孔隙率的钛合金骨小梁以来, 其特点是促进骨的长入[28][29]。干骺端骨丢失往往比较严重, 通常需要使用以下一种或几种方法: 骨水泥填充、骨移植、金属垫块(锥形或套筒)、定制或铰链式膝关节[30]。

虽然我们设计的模型包括一个未经治疗的大缺损模型和另一个使用骨水泥填充缺损的模型, 除了效果不佳, 另外这种情况在临床上也很少遇到。在我们之前的研究中, 为一名患者选择了一种新的选择, 利用三维打印技术使用患者个性化定制的 TTM 来重建缺损, 患者的短期效果良好[17]。根据本次有限元分析的结果, 由于其弹性模量较高, TTM 在同等条件下可以承受比骨水泥更大的应力。此外, TTM 具有骨小梁结构, 可以增强骨骼长入并维持假体的长期稳定性。同样, 皮质骨的弹性模量也会降低界面上的

应力。ACCK®假体与 A3®假体是在相同的平台上设计的髌限制性膝关节假体系统。还使用了带柄的 ACCK®修订模型(通常是用于大块骨缺损的常见选项)。结果表明, 骨柄的使用降低了骨水泥套层上的应力集中, 提高了假体的稳定性。此外, TTM 区块近端与皮质缺损区边缘的交界处是应力集中的区域, 这表明 TTM 区块的边缘需进行机械加固。

这项研究存在几个局限性。首先, 简化了加载策略, 使其只包括峰值胫股关节力。因此, 根据 Berahmani 等人的建议省略了髌股关节力[16]。其次, 有限元模型是在三个屈曲角度的静态加载条件下进行分析的, 其中没有一个角度超过 60°, 而膝关节在深屈曲时的加载方式更为复杂。第三, 这项研究是一项有限元虚拟研究, 而不是生物力学实验, 可能存在一些偏差。然而, 作为对一种新型股骨缺损的初步评估, 精心设计的有限元研究是可以接受的, 并为进一步的研究提供了一些有用的信息。

综上所述, 前缘上的骨缺损可能会影响股骨远端的生物力学。特别是, 较大的缺损可能会导致骨-假体界面上更多的应力集中, 可能影响假体的稳定性。针对患者的个性化 TTM 是一种治疗骨缺损的新方法, 与其他选择相比, 它显示出更优越的生物力学性能和更易于应用的特点。尽管现有临床观察与生物力学模拟结果提示该股骨远端前缘骨缺损具备独特力学表现, 其生物力学特征提升其可能是一种值得进一步临床研究的特殊缺损类型, 但针对该类缺损的规范化治疗方案目前尚无统一共识。因此, 应该进行进一步的研究, 包括生物力学实验和临床试验, 以应对骨缺损的挑战。

股骨前缘骨缺损的治疗策略目前正处于从“经验性修复”向“循证型个性化设计”过渡的关键阶段。个性化 TTM 显示出良好的初始力学匹配潜能, 但其长期表现仍依赖对缺损临界值、生理载荷下的微动模式、材料疲劳特性以及临床终点定义的深入探索。建议研究团队采用逆向工程 - 有限元 - 力学实验 - 临床试验四位一体的研究范式, 并积极推动多中心数据共享与标准化的缺损登记系统建设。只有通过这些更细致、更专业的后续研究, 才能真正将前缘骨缺损从一种“被识别但未解决”的影像学现象, 转变为具有明确处理流程与预后判断的独立临床实体。

声 明

本研究已获得患者知情同意, 患者均签署知情同意书。

参考文献

- [1] Mahomed, N.N., Barrett, J., Katz, J.N., Baron, J.A., et al. (2005) Epidemiology of Total Knee Replacement in the United States Medicare Population. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, **87**, 1222-1228. <https://doi.org/10.2106/jbjs.d.02546>
- [2] Cram, P., Lu, X., Kates, S.L., Singh, J.A., Li, Y. and Wolf, B.R. (2012) Total Knee Arthroplasty Volume, Utilization, and Outcomes among Medicare Beneficiaries, 1991-2010. *Journal of the American Medical Association*, **308**, 1227-1236. <https://doi.org/10.1001/2012.jama.11153>
- [3] Padegimas, E.M., Maltenfort, M., Lazarus, M.D., Ramsey, M.L., Williams, G.R. and Namdari, S. (2015) Future Patient Demand for Shoulder Arthroplasty by Younger Patients: National Projections. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, **473**, 1860-1867. <https://doi.org/10.1007/s11999-015-4231-z>
- [4] Lombardi, A.V., Berend, K.R. and Adams, J.B. (2010) Management of Bone Loss in Revision TKA: It's a Changing World. *Orthopedics*, **33**, Article 662. <https://doi.org/10.3928/01477447-20100722-37>
- [5] Vasso, M., Beaufils, P., Cerciello, S. and Schiavone Panni, A. (2014) Bone Loss Following Knee Arthroplasty: Potential Treatment Options. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, **134**, 543-553. <https://doi.org/10.1007/s00402-014-1941-8>
- [6] Engh, G.A. and Ammeen, D.J. (1998) Classification and Preoperative Radiographic Evaluation: Knee. *Orthopedic Clinics of North America*, **29**, 205-217. [https://doi.org/10.1016/s0030-5898\(05\)70319-9](https://doi.org/10.1016/s0030-5898(05)70319-9)
- [7] Rand, J.A. (1991) Bone Deficiency in Total Knee Arthroplasty. Use of Metal Wedge Augmentation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **271**, 63-71. <https://doi.org/10.1097/00003086-199110000-00009>
- [8] de Waal Malefijt, A.C., van Kampen, A. and Slooff, T.J.J.H. (1995) Bone Grafting in Cemented Knee Replacement:45

- Primary and Secondary Cases Followed for 2-5 Years. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **66**, 325-328. <https://doi.org/10.3109/17453679508995554>
- [9] Engh, G.A. and Ammeen, D.J. (1999) Bone Loss with Revision Total Knee Arthroplasty: Defect Classification and Alternatives for Reconstruction. *Instructional Course Lectures*, **48**, 167-175.
 - [10] Zanchini, F., Piscopo, D., Pola, E., Cipolloni, V., Piscopo, A., Cacciapuoti, S., Colò, G. and Fusini, F. (2023) Revision of Total Knee Arthroplasty with Press-Fit Condylar SIGMA TC3-Mobile Bearing System and Porous Metaphyseal Sleeves in Type AORI Type II and III Bone Defects. A Long-Term Follow-Up Study. *Acta Biomedica: Atenei Parmensis*, **94**, e2023183. <https://doi.org/10.23750/abm.v94i4.13117>
 - [11] Daines, B.K. and Dennis, D.A. (2012) Management of Bone Defects in Revision Total Knee Arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **94**, 1131-1139. <https://doi.org/10.2106/jbjs.100143>
 - [12] Kuchinad, R.A., Garbedian, S., Rogers, B.A., Backstein, D., Safir, O. and Gross, A.E. (2011) The Use of Structural Allograft in Primary and Revision Knee Arthroplasty with Bone Loss. *Advances in Orthopedics*, **2011**, 1-8. <https://doi.org/10.4061/2011/578952>
 - [13] Schmitz, H.R., Klauser, W., Citak, M., Al-Khateeb, H., Gehrke, T. and Kendoff, D. (2013) Three-Year Follow up Utilizing Tantal Cones in Revision Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, **28**, 1556-1560. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.01.028>
 - [14] Alexander, G.E., Bernasek, T.L., Crank, R.L. and Haidukewych, G.J. (2013) Cementless Metaphyseal Sleeves Used for Large Tibial Defects in Revision Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, **28**, 604-607. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2012.08.006>
 - [15] Vasso, M., Beaufils, P. and Schiavone Panni, A. (2013) Constraint Choice in Revision Knee Arthroplasty. *International Orthopaedics*, **37**, 1279-1284. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-1929-y>
 - [16] Berahmani, S., Janssen, D., Wolfson, D., de Waal Malefijt, M., Fitzpatrick, C.K., Rullkoetter, P.J., et al. (2016) FE Analysis of the Effects of Simplifications in Experimental Testing on Micromotions of Uncemented Femoral Knee Implants. *Journal of Orthopaedic Research*, **34**, 812-819. <https://doi.org/10.1002/jor.23074>
 - [17] Yin, Q.F., Liu, W.G. and Wang, S. (2014) Application of Customized Augments Fabricated by Rapid Prototyping for Severe Bone Defects of the Knee. *Chinese Medical Journal*, **127**, 2870-2871. <https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.0366-6999.20140057>
 - [18] Villa, T., Migliavacca, F., Gastaldi, D., Colombo, M. and Pietrabissa, R. (2004) Contact Stresses and Fatigue Life in a Knee Prosthesis: Comparison between *in Vitro* Measurements and Computational Simulations. *Journal of Biomechanics*, **37**, 45-53. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(03\)00255-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(03)00255-0)
 - [19] van Loon, C.J.M., Kyriazopoulos, A., Verdonchot, N., de Waal Malefijt, M.C., Huiskes, R. and Buma, P. (2000) The Role of Femoral Stem Extension in Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **378**, 282-289. <https://doi.org/10.1097/00003086-200009000-00039>
 - [20] Qiu, Y.Y., Yan, C.H., Chiu, K.Y. and Ng, F.Y. (2011) Review Article: Bone Defect Classifications in Revision Total Knee Arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery*, **19**, 238-243. <https://doi.org/10.1177/230949901101900223>
 - [21] Hutten, D. (2013) Femorotibial Bone Loss during Revision Total Knee Arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, **99**, S22-S33. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.11.009>
 - [22] van Loon, C.J., de Waal Malefijt, M.C., Buma, P., Verdonchot, N. and Veth, R.P. (1999) Femoral Bone Loss in Total Knee Arthroplasty: A Review. *Acta Orthopaedica Belgica*, **65**, 154-163.
 - [23] Completo, A., Fonseca, F. and Simões, J.A. (2007) Experimental Validation of Intact and Implanted Distal Femur Finite Element Models. *Journal of Biomechanics*, **40**, 2467-2476. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.11.012>
 - [24] van de Groes, S.A.W., de Waal Malefijt, M.C. and Verdonchot, N. (2013) Influence of Preparation Techniques to the Strength of the Bone-Cement Interface behind the Flange in Total Knee Arthroplasty. *The Knee*, **20**, 186-190. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.08.002>
 - [25] Dennis, D.A. (1998) Repairing Minor Bone Defects: Augmentation & Autograft. *Orthopedics*, **21**, 1036-1038. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-19980901-39>
 - [26] Whittaker, J.P., Dharmarajan, R. and Toms, A.D. (2008) The Management of Bone Loss in Revision Total Knee Replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume*, **90**, 981-987. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.90b8.19948>
 - [27] Dennis, D.A. and Little, L.R. (2005) The Structural Allograft Composite in Revision Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics*, **28**, 1005-1007. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20050901-45>
 - [28] Jensen, C.L., Winther, N., Schröder, H.M. and Petersen, M.M. (2014) Outcome of Revision Total Knee Arthroplasty with the Use of Trabecular Metal Cone for Reconstruction of Severe Bone Loss at the Proximal Tibia. *The Knee*, **21**, 1233-1237. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.08.017>

- [29] Levine, B., Sporer, S., Della Valle, C.J., Jacobs, J.J. and Paprosky, W. (2007) Porous Tantalum in Reconstructive Surgery of the Knee—A Review. *The Journal of Knee Surgery*, **20**, 185-194. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248041>
- [30] Panegrossi, G., Ceretti, M., Papalia, M., Casella, F., Favetti, F. and Falez, F. (2014) Bone Loss Management in Total Knee Revision Surgery. *International Orthopaedics*, **38**, 419-427. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-2262-1>