

# 正常与骨质疏松髋关节模型的建立及有限元分析

郭苏童<sup>1</sup>, 冯德宏<sup>1</sup>, 郭宇<sup>1</sup>, 王凌<sup>1</sup>, 丁育健<sup>1</sup>, 刘仪<sup>1</sup>, 钱正瑛<sup>2</sup>, 李明洋<sup>3</sup>

<https://doi.org/10.12307/2023.911>

投稿日期: 2022-12-09

采用日期: 2023-02-04

修回日期: 2023-02-22

在线日期: 2023-03-04

中图分类号:

R459.9; R318; R452

文章编号:

2095-4344(2024)09-01342-05

文献标识码: A

文章快速阅读: 正常与骨质疏松髋关节有限元模型单腿站立工况下应力及形变的差异

建立髋关节三维模型

正常与骨质疏松髋关节模型材料属性赋予

观察指标:  
(1) 正常与骨质疏松髋关节模型的应力情况;  
(2) 正常与骨质疏松髋关节模型的形变情况。

结论:  
有限元分析法模拟骨质疏松症骨组织的相关参数, 可能会提高临床上对骨质疏松患者骨强度变化的监测和骨折风险的预测能力。

文题释义:

髋关节: 由股骨头及髋臼构成, 属球窝关节, 是典型的结构稳定的杵臼关节。

有限元分析: 利用数学近似的方法对真实物理系统(几何和载荷工况)进行模拟。利用简单且又相互作用的元素(即单元), 就可以用有限数量的未知量去逼近无限未知量的真实系统。

摘要

背景: 骨密度是临床上判断骨骼强度的金标准, 但骨密度对骨量变化的敏感较低, 只有骨量明显降低时骨密度才会出现大幅变化, 故骨密度对骨强度变化和骨折危险度的预测能力有限。

目的: 建立正常与骨质疏松髋关节模型, 分析单腿站立工况下正常及骨质疏松患者髋部应力及形变情况。

方法: 选择1例健康成年女性志愿者为研究对象, 年龄36岁, 获得该志愿者的髋部CT数据并以DICOM格式保存。对髋关节模型进行三维重建, 通过灰度赋值法赋予材料属性, 按照经验公式, 获得正常与骨质疏松髋关节模型。设定相同的边界条件和载荷, 模拟单腿站立位状态下正常与骨质疏松髋关节应力及形变情况。

结果与结论: ①在正常及骨质疏松髋关节有限元模型中, 股骨颈内侧区域应力分布较为集中; ②在髋骨中, 应力分布主要集中于髋臼上部; ③正常髋关节模型比骨质疏松性髋关节模型在股骨颈内侧、髋臼上部的应力峰值大, 可能是由于骨质疏松性骨骼骨强度降低导致; ④正常及骨质疏松髋关节模型的Von Mises峰值都集中于股骨颈内侧, 髋骨Von Mises峰值较小, 说明骨质疏松对髋骨受力整体影响相对较小; ⑤单腿站立位下形变方面, 正常髋关节模型最大形变位于髋臼与股骨头处, 骨质疏松髋关节模型最大形变位于股骨大转子上部; ⑥提示有限元分析法模拟骨质疏松症骨组织的相关参数, 可能会提高临床上对骨质疏松患者骨强度变化的监测和骨折风险的预测能力, 从生物力学角度解释了股骨转子间、股骨颈是骨质疏松性髋部骨折的好发部位。

关键词: 髋关节; 骨质疏松; 灰度值赋值法; 应力; 形变; 有限元

## Construction and finite element analysis of normal and osteoporotic hip models

Guo Sutong<sup>1</sup>, Feng Dehong<sup>1</sup>, Guo Yu<sup>1</sup>, Wang Ling<sup>1</sup>, Ding Yujian<sup>1</sup>, Liu Yi<sup>1</sup>, Qian Zhengying<sup>2</sup>, Li Mingyang<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Orthopedics, <sup>2</sup>Medical Engineering Division, Wuxi People's Hospital, Nanjing Medical University, Wuxi 214000, Jiangsu Province, China; <sup>3</sup>Beijing Zhongnuo Heng Kang Biotechnology Co., Ltd., Beijing 102299, China

Guo Sutong, Master candidate, Department of Orthopedics, Wuxi People's Hospital, Nanjing Medical University, Wuxi 214000, Jiangsu Province, China

Corresponding author: Feng Dehong, Chief physician, Professor, Department of Orthopedics, Wuxi People's Hospital, Nanjing Medical University, Wuxi 214000, Jiangsu Province, China

Abstract

**BACKGROUND:** Bone mineral density is the clinical gold standard for determining bone strength, but bone mineral density is less sensitive to changes in bone mass, with large changes in bone mineral density only occurring when bone mass is significantly reduced, so bone mineral density has limited ability to predict changes in bone strength and fracture risk.

**OBJECTIVE:** A model of the normal and osteoporotic hip joint was developed to analyze the stresses and deformation in the hip of normal and osteoporotic patients under single-leg standing conditions.

**METHODS:** A healthy adult female volunteer at the age of 36 years was selected as the study subject. The CT data of the hip joint of this volunteer were obtained and saved in DICOM format. The hip joint model was reconstructed in three dimensions, and the material properties were assigned by the gray value

南京医科大学附属无锡人民医院, <sup>1</sup>骨科, <sup>2</sup>医学工程处, 江苏省无锡市 214000; <sup>3</sup>北京中诺恒康生物科技有限公司, 北京市 102299

第一作者: 郭苏童, 男, 1996年生, 江苏省连云港市人, 汉族, 南京医科大学在读硕士, 主要从事关节外科、生物材料与骨组织工程研究。

通讯作者: 冯德宏, 主任医师, 教授, 南京医科大学无锡人民医院骨科, 江苏省无锡市 214000

<https://orcid.org/0000-0001-5582-7249> (郭苏童)

基金资助: 无锡市社会发展科技示范(医疗卫生类)项目(N20192006), 项目负责人: 冯德宏; 无锡市卫生健康委科研项目(重大项目)(Z202010), 项目负责人: 冯德宏

引用本文: 郭苏童, 冯德宏, 郭宇, 王凌, 丁育健, 刘仪, 钱正瑛, 李明洋. 正常与骨质疏松髋关节模型的建立及有限元分析[J].

中国组织工程研究, 2024, 28(9):1342-1346.



assignment method to obtain the normal and osteoporotic hip joint models according to the empirical formula. The same boundary conditions and loads were set to simulate the stresses and deformation in the normal and osteoporotic hip joints in the single-leg standing position.

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) In the finite element model of the normal and osteoporotic hip, the stress distribution was more concentrated in the medial region of the femoral neck. (2) In the hip bone, the stress distribution was mainly concentrated in the upper part of the acetabulum. (3) The stress peaks in the medial femoral neck and upper acetabulum were larger in the normal hip model than in the osteoporotic hip model, probably due to the reduced bone strength of the osteoporotic bone. (4) The peak Von Mises of both normal and osteoporotic hip models were concentrated on the medial femoral neck, and the peak Von Mises of the hip bone was smaller, indicating that the overall effect of osteoporosis on hip bone stresses was relatively small. (5) In terms of deformation in the single-leg standing position, the maximum deformation in the normal hip model was located at the acetabulum and femoral head, and the maximum deformation was located at the upper part of the greater trochanter of the femur. (6) It is suggested that the finite element analysis method to model the values of parameters related to bone tissue in osteoporosis may improve clinical prediction of bone strength changes and fracture risk. It is explained from the biomechanical view that the intertrochanteric femur and femoral neck are good sites for osteoporotic hip fractures.

**Key words:** hip joint; osteoporosis; gray value assignment method; stress; deformation; finite element

**Funding:** Wuxi Social Development Science and Technology Demonstration (Medical and Health) Project, No. N20192006 (to FDH); Scientific Research Project of Wuxi Health Commission (Major Project), No. Z202010 (to FDH)

**How to cite this article:** GUO ST, FENG DH, GUO Y, WANG L, DING YJ, LIU Y, QIAN ZY, LI MY. Construction and finite element analysis of normal and osteoporotic hip models. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2024;28(9):1342-1346.

## 0 引言 Introduction

骨质疏松症是一种以单位体积内骨量减少、骨脆性增加、骨密度降低、骨皮质变薄及骨显微结构改变为主要特征的全身性骨代谢性相关疾病<sup>[1]</sup>。由于骨质疏松导致骨结构易损,患者极易发生脆性骨折,如桡骨骨折<sup>[2]</sup>、胸椎骨折<sup>[3]</sup>、腰椎骨折等<sup>[4]</sup>。在所有的脆性骨折及并发症中,髌部骨折是一种常见且严重的类型<sup>[5]</sup>。近年来,国内人口老龄化趋势日益明显,骨质疏松症发病率逐年升高,骨质疏松髌部骨折的发生率也随之升高<sup>[6]</sup>。骨密度是临床上判断骨骼强度的金标准,其水平降低预示骨质疏松骨折发生的风险增加,但骨密度对骨量变化的敏感较低,只有骨量明显降低时骨密度值才会出现大幅变化<sup>[7-8]</sup>。随着计算机技术和有限元理论的发展,通过计算机建立更接近真实状态的有限元模型评估骨折风险和治疗效果的方法为骨质疏松的诊治提供了重要的参考。WU等<sup>[9]</sup>基于CT图像预测骨密度和骨强度评估椎体压缩性骨折的风险,并进行了有限元分析,结果表明骨密度值不能精准预测骨质疏松导致的椎体骨折风险,通过引入基于骨密度和基于骨强度的指标,可以更精确地评估椎体骨折风险。郭文文等<sup>[10]</sup>建立了正常肱骨和骨质疏松肱骨三维有限元模型,并分析了肱骨骨折的机制。杨锐敏等<sup>[11]</sup>按梯度建立了不同松质骨体积分数的股骨近端三维模型,探究松质骨体积分对股骨近端表观力学响应的影响,为髌部骨折发生机制研究提供参考。秦大平等<sup>[12]</sup>通过有限元方法分析不同微创方法治疗骨质疏松性椎体压缩骨折伤椎高度恢复不全状态下,不同工况下脊柱及相邻椎体附属结构的应力变化,为骨质疏松性椎体压缩骨折筛选治疗策略提供依据。

此次研究通过计算机软件系统对正常髌关节CT数据进行处理,利用Mimics软件、3-matic软件基于灰度值赋值法建立正常与骨质疏松髌关节的三维有限元模型,并利用Ansys Workbench软件进行分析,比较单腿站立工况下正常与骨质疏松髌关节有限元模型的应力及形变情况。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

**1.1 设计** 建立正常及骨质疏松髌关节模型,并进行有限元分析。

**1.2 时间及地点** 实验于2022年8-10月在南京医科大学附属无锡人民医院完成。

**1.3 对象** 选择1例健康成年女性志愿者为研究对象,36岁,身高160 cm,体质量50 kg,既往无髌关节骨折、肿瘤、畸形、骨代谢性疾病及肝肾功能严重异常等病史,既往未服用如双膦酸盐类和激素类及其他影响骨代谢的药物。获得该志愿者的髌关节CT数据后以DICOM格式保存。

志愿者及家属对实验知情同意,并与志愿者签署“知情同意书”。此次研究的实施符合《赫尔辛基宣言》和南京医科大学附属无锡人民医院对研究的相关伦理规定,伦理批件号为:(2017)伦审第(01)号。

### 1.4 材料

**1.4.1 建模设备** CT扫描机(南京医科大学附属无锡人民医院提供);华硕品牌笔记本电脑(硬件配置:CPU为intel i5-4200U处理器,硬盘750 G,内存8 G)。

**1.4.2 操作系统** Windows 7旗舰版64位软件操作系统(Microsoft公司,美国)。

**1.4.3 图像处理及分析软件** 医学影像数据处理软件Mimics 21.0(Materialise公司,比利时);网格划分软件3-matic 13.0(Materialise公司,比利时);约束条件界定的有限元分析专用软件Ansys workbench 18.2(Ansys公司,美国)。

### 1.5 方法

**1.5.1 有限元模型的构建** 志愿者取仰卧位,双膝关节并拢伸直,髌关节放松,处中立位,位于扫描视野中心,纵轴方向保持不动。采用像素512×512,层厚1.0 mm的髌关节CT数据,获取包括矢状面、横断面、冠状面的图像信息,同时以DICOM格式存储。

将DICOM格式的图像数据导入Mimics软件后,确定图像方向与人体坐标轴的方向一致。选定合适的灰度值,根据不同组织成像的差异性,显示骨骼与软组织间的区别,提取出髌部骨骼的轮廓。对图像进行阈值分割、蒙版编辑、区域增长等操作后,三维重建,得到最初的髌关节骨骼三维模型。将Mimics软件中生成的髌关节三维有限元模型导入3-matic软件中,检查三维有限元模型后进一步优化等处理。进行优化时需注意力度,保持模型的基本特征。髌关节软骨的主要

作用是润滑和缓震，为模拟真实情况下髌骨部与骨之间力的传导，添加软骨结构十分有必要。结合既往研究及此模型关节实际间隙，通过 3-matic 软件建立厚度 1.0 mm 的股骨头软骨和厚度为 1.0 mm 的髌白软骨，此方法建立的软骨与骨骼贴合较好<sup>[13-14]</sup>。

有限元模型建立过程复杂，模型处理须精确，否则将产生实验误差，甚至无法得出正确结果。在骨骼建模中，多数研究者采用逆向建模技术重建出三维模型，但不同软件之间的切换、导入，易导致模型的信息丢失，且建模费时费力，建模结果的准确性会影响后续的计算结果。此次研究基于 Mimics 软件对髌关节 CT 数据进行重建，利用 3-matic 软件生成高质量的有限元模型，在保证模型精度的同时减少了时间成本。建模结果如图 1 所示。

**1.5.2 网格划分** 有限元模型网格的形状、大小、疏密及分布与结果的准确性密切相关。划分网格不仅要考虑髌关节的结构特点，还需考虑运算的收敛性及分析的精确性。建立好髌关节模型后，进入 3-matic 软件自动生成面网格，过滤细小的三角片、减少网格数量、网格自动优化、填补空洞、检查相交网格并删除，最后创建体网格。此次研究共生成体网格单元数为 154 561 个，节点数为 277 913 个。经网格检验，此次研究无不合格网格。网格划分结果见图 2。

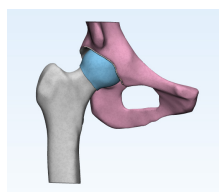


图 1 | 髌关节三维模型  
Figure 1 | Three-dimensional model of the hip joint

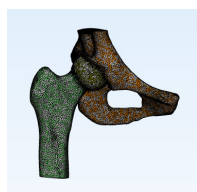


图 2 | 髌关节的三维网格模型  
Figure 2 | Three-dimensional mesh model of the hip joint

**1.5.3 骨骼材料属性赋予** 当前建模方法多采用均质材料属性，然而在实际生理状态下，人体骨骼是由多种各向异性的材料构成<sup>[15]</sup>，不同个体的骨组织在生物力学表现上不尽相同<sup>[16]</sup>，不能反映出个体的骨质特性，故建立个体化材料属性的模型对髌关节有限元分析十分重要。将 3-matic 中建立的髌关节模型体网格导入 Mimics 21.0 软件中，通过材料赋值模块可以得到 CT 数据上每一点的灰度值，通过公式计算对每个网格单元进行材料属性赋予。依据下面文献中的经验公式  $\rho = -13.4 + 1.017Gv$ ,  $E = -388.8 + 5.925\rho$  ( $\rho$  为密度,  $Gv$  为灰度值,  $E$  为弹性模量), 泊松比设为 0.3<sup>[17]</sup>, 对正常髌关节有限元模型进行材料参数赋值。以正常髌关节骨骼的弹性模量减少 66%、泊松比保持不变为条件, 赋予髌关节骨骼材料属性<sup>[10, 18]</sup>, 生成骨质疏松髌关节骨骼有限元模型。灰度值材料属性分配结果见图 3。赋予髌白软骨及股骨头软骨弹性模量为 10.5 MPa, 泊松比为 0.45<sup>[19]</sup>。

**1.5.4 设置边界条件及负载** 分别将 2 种模型以 CDB 格式导入 ANSYS Workbench 软件, 在股骨上段的下端横断面施加垂直向上的载荷<sup>[20]</sup>。因单腿站立状态下髌关节承受的负荷约

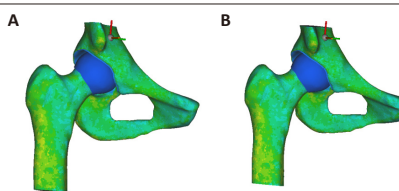


图 3 | 正常和骨质疏松髌关节模型的灰度值材料属性分配  
Figure 3 | Gray value material attribute assignment of normal and osteoporotic hip models

图注: 图 A 为正常髌关节模型的灰度值材料属性分配图; B 为骨质疏松髌关节模型的灰度值材料属性分配图

为体质量的 81%, 故施加大小为患者体质量 81% 的载荷, 为 405 N<sup>[21]</sup>。对髌骨近端及耻骨联合处进行约束, 在 X、Y、Z 三个方向上均无位移和转动。

**1.6 主要观察指标** 通过模拟加载进行有限元仿真分析, 观察单腿站立工况下正常及骨质疏松髌关节有限元模型的应力及形变情况。

## 2 结果 Results

**2.1 正常及骨质疏松髌关节模型的应力及分布情况** 此次研究建立了单腿站立工况下正常及骨质疏松髌关节有限元模型, 并在相同输出条件下进行应力分析 (图 4-6)。

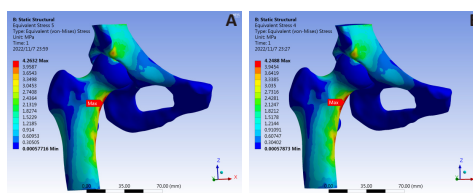


图 4 | 正常及骨质疏松髌关节模型髌部应力分布云图  
Figure 4 | Stress distribution clouds at the hip of normal and osteoporotic hip models

图注: 图 A 为正常髌关节模型髌部应力分布云图; B 为骨质疏松髌关节模型髌部应力分布云图

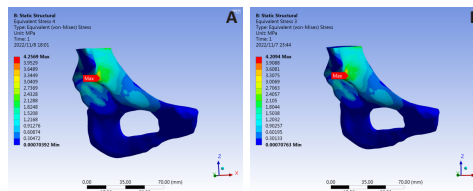


图 5 | 正常及骨质疏松髌关节模型髌骨应力分布云图  
Figure 5 | Stress distribution clouds of the hip in normal and osteoporotic hip models

图注: 图 A 为正常髌关节模型髌骨应力分布云图; B 为骨质疏松髌关节模型髌骨应力分布云图

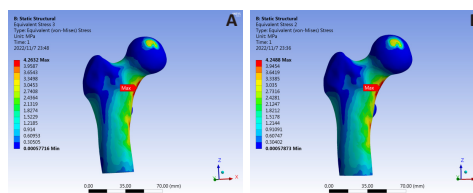


图 6 | 正常及骨质疏松髌关节模型股骨应力分布云图  
Figure 6 | Stress distribution clouds of the femur in normal and osteoporotic hip models

图注: 图 A 为正常髌关节模型股骨应力分布云图; B 为骨质疏松髌关节模型股骨应力分布云图

图 4-6 可见, 在正常髌关节有限元模型中, 股骨颈的内侧区域应力最大, Von Mises 峰值为 4.263 MPa; 在髌骨中, 髌白上部应力分布较为集中, Von Mises 峰值为 4.257 MPa。根据张馨元等<sup>[22-24]</sup>的研究, 此次研究所建模型的最大等效应力均处于合理范围内, 表明构建的髌关节有限元模型有效,

可进行应力分析。在骨质疏松髋关节有限元模型中，股骨颈内侧区域应力分布较为集中，Von Mises 峰值为 4.249 MPa；在髋骨中，应力分布主要于集中髋臼上部，Von Mises 峰值为 4.209 MPa。

**2.2 正常及骨质疏松髋关节模型的形变及分布情况** 在相同输出条件下对正常及骨质疏松髋关节模型的形变值与分布进行分析，形变值与分布云图如图 7 所示。单腿站立位下形变方面，正常髋关节模型最大形变位于髋臼与股骨头处，为 0.643 mm；骨质疏松髋关节模型最大形变位于股骨大转子上部，为 0.600 mm。

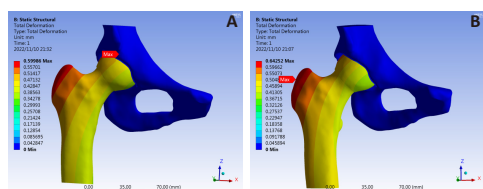


图 7 | 正常及骨质疏松髋关节模型形变分布云图

Figure 7 | Deformation distribution clouds for normal and osteoporotic hip models

图注：图 A 为正常髋关节模型形变分布云图；B 为骨质疏松髋关节模型形变分布云图

### 3 讨论 Discussion

骨质疏松性髋部脆性骨折是在无创伤或轻、中度创伤下出现的局部骨组织病变，是髋部骨强度下降的体现，是骨质疏松症的最终结果之一<sup>[25]</sup>。髋部骨折后，因活动减少会出现失用性骨丢失，这将进一步加剧骨质疏松症的严重程度。严重骨质疏松髋部骨折患者易发生医源性骨折、骨缺损及内固定失效、假体松动等并发症，而且骨质疏松骨折后二次骨折的风险明显升高<sup>[26]</sup>。且股骨头血供特殊，骨折部位血供减少，还易引发股骨头缺血性坏死。故老年髋部骨折患者功能恢复不佳，生活质量降低，甚至可能引发死亡<sup>[27]</sup>。

骨质疏松症是老年髋部骨折不容忽视的重要危险因素，但骨质疏松症缺少典型症状，往往发生骨折才开始临床干预。X 射线片、CT、MRI 和核医学等影像检查结果以及双能 X 射线骨密度测量、定量 CT 骨密度测量结果是骨质疏松症诊断、风险预测和疗效评价的主要依据<sup>[28]</sup>。作为诊断骨质疏松的金标准，骨密度测量间接反映骨量高低和骨骼强度从而预测骨质疏松骨折的发生风险<sup>[11]</sup>。然而，单纯依靠骨密度进行诊断具有一定的局限性，准确度较低，较易漏诊。约 54% 的骨质疏松髋部骨折患者骨密度值未达到骨质疏松症的诊断标准<sup>[29]</sup>。除了骨密度值外，骨骼的几何特点、密度空间分布和骨材料特性也对骨强度有影响<sup>[30]</sup>。骨质疏松症评价的最佳途径是测量骨强度的方法<sup>[31]</sup>，但是临床上鲜有对骨强度的无创测量手段。有研究表明，有限元分析比骨密度可更有效地评估骨折风险<sup>[32-33]</sup>。对于骨质疏松的有限元研究主要集中在肱骨<sup>[10]</sup>、股骨<sup>[11]</sup>、腰椎等部位<sup>[34]</sup>，鲜有使用有限元方法对骨质疏松性髋关节的研究。随着科学技术的发展，有限元法以其准确、快速地评价骨强度而得到广泛应用。有限元分析法模拟骨质疏松骨组织的相关参数，可能会提高临床上对骨质疏松患者骨强度变化的监测和骨折风险的预测能力<sup>[29]</sup>。

松质骨承担主要弹性形变，骨松质中骨小梁的断裂、减少与骨皮质的变薄、微损伤在脆性骨折的发生起着重要作用<sup>[35]</sup>。有研究表明转子间皮质骨越薄，应力范围越趋向分散于转子间部位，最终可能形成转子间骨折<sup>[36]</sup>。大部分髋关节有限元研究基于静态条件下，认为应力集中区域为骨折起始部位，这种方法预测的骨骼应力情况、骨强度与实体实验的关联性较强。但仅依靠应力云图常难以预测骨折发生的准确部位<sup>[37]</sup>。施加载荷后，骨质发生应变，若载荷超过应变范围也将发生骨折<sup>[38]</sup>。

在正常髋关节有限元模型中，股骨颈的内侧区域应力最大，Von Mises 峰值为 4.263 MPa；在髋骨中，髋臼上部应力分布较为集中，Von Mises 峰值为 4.257 MPa。在骨质疏松髋关节有限元模型中，股骨颈内侧区域应力分布较为集中，Von Mises 峰值为 4.249 MPa；在髋骨中，应力分布主要于集中髋臼上部，Von Mises 峰值为 4.209 MPa。正常髋关节模型比骨质疏松性髋关节模型在股骨颈内侧、髋臼上部的应力峰值大，可能是由于骨质疏松性骨骼骨强度降低导致。正常及骨质疏松的 Von Mises 峰值都集中于股骨颈内侧，髋骨 Von Mises 峰值较小，说明骨质疏松对髋骨受力整体影响相对较小。单腿站立位下形变方面，正常髋关节模型最大形变位于髋臼与股骨头处，为 0.643 mm；骨质疏松髋关节模型最大形变位于股骨大转子上部，为 0.600 mm。可能因为正常站立位应力下松质骨具有弹性稳定作用，随着骨质疏松患者股骨大转子处骨松质减少，应变量上升<sup>[11]</sup>。这些都从生物力学的角度上说明股骨转子间、股骨颈是骨质疏松性髋部骨折的好发部位。

髋关节的解剖复杂，模拟其应力及应变分布较为困难，而既往研究仅建立了股骨或髋骨三维模型并分析其应力，结果或存在较大误差<sup>[11, 39]</sup>。此次研究构建了含髋骨、股骨近端、髋臼软骨、股骨头软骨的有限元模型，或可在一定程度上解决这个问题。有研究构建了无骶髂韧带髋关节、无股骨近端骨盆髋关节及完整髋关节的有限元模型<sup>[40]</sup>，也有研究的建模方式不仅涉及了股骨近端、髋骨、骶骨，而且考虑到了韧带等软组织结构对应力分布的影响<sup>[41]</sup>，这些研究均表明有限元分析受到边界条件设置的影响较大。但也有研究表明构建髋骨周围的肌肉及韧带作为有限元分析的边界条件，不但费时费力，而且可能与实际情况有出入<sup>[42]</sup>。

此次研究利用 Mimics 软件基于髋关节 CT 影像数据进行三维重建，利用 3-matic 软件对模型进行优化、光顺、网格划分，生成高质量的有限元模型。后基于灰度值属性赋予正常及骨质疏松髋关节模型的材料分布特性，既减少了因不同软件的文件导入造成信息缺失而降低准确性，又保证了模型的网格划分质量。再将所建模型通过有限元分析软件 ANSYS Workbench 设定边界条件，模拟加载负荷，计算单腿站立工况下正常与骨质疏松患者髋关节的应力及形变分布情况，结果真实可信。此外，此次研究模型可通过施加不同负荷等进一步研究其他运动状态下髋关节的应力分布<sup>[20, 43]</sup>，还可根据研究内容模拟骨折、骨质增生、股骨头坏死等状态，为

患者疾病的预防、诊断、治疗、康复等提供科学的参考<sup>[16]</sup>。此次研究所建髌关节个体化有限元模型与实际高度符合，能得到更精确、更接近实际的结果，所提供方法或可成为一种预测骨质疏松性骨折的方法，为髌部骨折发生机制的研究及疾病的预防、诊治等提供参考和借鉴。

然而，此次研究存在以下不足和局限性：第一，此模型只涉及骨骼和软骨，后续研究可建立包含肌肉、韧带等软组织的有限元模型并进行力学分析，以期获得更接近人体实际的分析结果；第二，此次研究样本量小，所建髌关节模型是根据单一受试者的几何信息建立的，后续需进行更多深入且完善的研究；第三，不同研究所建立的髌关节模型的建模方法、载荷及边界条件常不同，难以定量比较；第四，髌关节的材料参数与实际或存在误差，后续应将有限元与实体试验结合进行对比分析，以求得到更为精确的结果。

**作者贡献：**冯德宏、郭苏童负责实验设计，郭苏童、冯德宏、郭宇、王凌、丁育健、刘仪、钱正瑛、李明洋等负责资料收集及实验实施，郭苏童负责论文撰写，冯德宏负责论文评估及。

**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。

## 4 参考文献 References

[1] YAVROPOULOU MP, MAKRAS P, ANASTASILAKIS AD. Bazedoxifene for the treatment of osteoporosis. *Expert Opin Pharmacother*. 2019;20(10):1201-1210.

[2] NELLANS KW, KOWALSKI E, CHUNG KC. The epidemiology of distal radius fractures. *Hand Clin*. 2012;28(2):113-125.

[3] 李祖国, 扈佐鸿, 刘浩, 等. 单侧经皮椎体成形术治疗骨质疏松性上胸椎骨折的临床疗效观察 [J]. *中华临床医师杂志 (电子版)*, 2015,9(15):2820-2823.

[4] 潘盛, 杨佳生, 赖以毅, 等. CT 与 MRI 在骨质疏松性与非骨质疏松性腰椎骨折中的临床应用 [J]. *医学影像学杂志*, 2022,32(9):1638-1641.

[5] GUZON-ILLESAS O, PEREZ FERNANDEZ E, CRESPI VILLARIAS N, et al. Mortality after osteoporotic hip fracture: incidence, trends, and associated factors. *J Orthop Surg Res*. 2019;14(1):203.

[6] KARRES J, KIEVIET N, EERENBERG JP, et al. Predicting Early Mortality After Hip Fracture Surgery: The Hip Fracture Estimator of Mortality Amsterdam. *J Orthop Trauma*. 2018;32(1):27-33.

[7] QASEEM A, FORCIEA MA, MCLEAN RM, et al. Treatment of Low Bone Density or Osteoporosis to Prevent Fractures in Men and Women: A Clinical Practice Guideline Update From the American College of Physicians. *Ann Intern Med*. 2017;166(11):818-839.

[8] SCHREIBER JJ, KAMAL RN, YAO J. Simple Assessment of Global Bone Density and Osteoporosis Screening Using Standard Radiographs of the Hand. *J Hand Surg Am*. 2017;42(4):244-249.

[9] WU S, TODO M, UMEBAYASHI D, et al. Risk assessment of vertebral compressive fracture using bone mass index and strength predicted by computed tomography image based finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2021;85:105365.

[10] 郭文文, 刘静, 曹慧, 等. 正常与骨质疏松肱骨的三维重建及有限元分析 [J]. *中国医疗设备*, 2018,33(4):34-37.

[11] 杨锐敏, 吴文正, 郑永泽, 等. 不同松质骨体积分数影响股骨近端表观力学响应的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2021,25(36):5765-5770.

[12] 秦太平, 张晓刚, 权祯, 等. 不同方法治疗骨质疏松性胸腰椎压缩骨折椎体力学稳定性变化差异的有限元分析 [J]. *中华中医药杂志*, 2021,36(8):4886-4895.

[13] PUSTOC'H A, CHEZE L. Normal and osteoarthritic hip joint mechanical behaviour: a comparison study. *Med Biol Eng Comput*. 2009;47(4):375-383.

[14] 陈凯宁, 农明善, 叶青, 等. 钙化软骨层硬度变化对骨软骨结构应力影响的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2019,23(12):1881-1886.

[15] WRONSKI S, KAMINSKI J, WIT A, et al. Anisotropic bone response based on FEM simulation and real micro computed tomography of bovine bone. *Comp Methods Biomech Biomed Eng*. 2019;22:S465-S467.

[16] 郭苏童, 郭宇, 王凌, 等. 发育性髌关节发育不良患者不同髌关节外展角度下髌部应力分布的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2023,27(27):4265-4270.

[17] YANG P, LIN TY, XU JL, et al. Finite element modeling of proximal femur with quantifiable weight-bearing area in standing position. *J Orthop Surg Res*. 2020;15(1):384.

[18] 王汝良, 张凯旋, 胡霖霖, 等. 基于 CT 的正常与骨质疏松股骨模态分析 [J]. *软件*, 2019,40(4):77-80.

[19] GRECU D, PUCALEV I, NEGRU M, et al. Numerical simulations of the 3D virtual model of the human hip joint, using finite element method. *Rom J Morphol Embryol*. 2010;51(1):151-155.

[20] 张海峰, 尹爱华, 董毅, 等. 有限元法分析不同负荷下髌白区的应力分布 [J]. *中国组织工程研究*, 2016,20(39):5867-5872.

[21] 丁海, 朱振安. 髌白的解剖形态及生物力学研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2008,23(5):411-414.

[22] 张馨元, 丁晓红, 段朋云, 等. 基于骨骼材料分布特征的髌关节有限元模型建立及其应力分析 [J]. *北京生物医学工程*, 2020,39(5):462-469.

[23] 陈国栋, 罗羽婕, 王锐英. 有限元分析在股骨生物力学研究中的应用 [J]. *实用医学杂志*, 2011,27(2):334-336.

[24] 陈诺, 邱兴, 汪帝, 等. 基于 CT 灰度值赋予材料属性的马拉松运动员髌关节有限元模型建立及其应力分析 [J]. *中华医学杂志*, 2022,102(9):679-682.

[25] HONIG S, CHANG G. Osteoporosis: an update. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2012;70(3):140-144.

[26] 石少辉, 潘伟, 吴国平, 等. 60 岁及以上髌部和椎体骨折患者血清 25-羟基维生素 D 水平分析 [J]. *中华全科医师杂志*, 2020,19(3):233-237.

[27] 唐佩福. 老年髌部骨折的诊治现状与进展 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2020,22(3):197-199.

[28] 原发性骨质疏松症诊疗指南 (2017). *中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志*, 2017,10(5):413-444.

[29] WAINWRIGHT SA, MARSHALL LM, ENSRUD KE, et al. Hip fracture in women without osteoporosis. *J Clin Endocrinol Metab*. 2005;90(5):2787-2793.

[30] BOUXSEIN ML, KARASIK D. Bone geometry and skeletal fragility. *Curr Osteoporosis Rep*. 2006;4(2):49-56.

[31] HOLLENSTEINER M, SANDRIESSER S, BLIVEN E, et al. Biomechanics of Osteoporotic Fracture Fixation. *Curr Osteoporosis Rep*. 2019;17(6):363-374.

[32] CHRISTEN D, WEBSTER DJ, MÜLLER R. Multiscale modelling and nonlinear finite element analysis as clinical tools for the assessment of fracture risk. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*. 2010;368(1920):2653-2668.

[33] KOPPERDAHL DL, ASPELUND T, HOFFMANN PF, et al. Assessment of incident spine and hip fractures in women and men using finite element analysis of CT scans. *J Bone Miner Res*. 2014;29(3):570-580.

[34] 秦太平, 张晓刚, 宋敏, 等. 有限元分析在骨质疏松性椎体压缩骨折脊柱力学动态变化中的应用 [J]. *中华中医药杂志*, 2019,34(1):206-211.

[35] 杜根发. 基于断裂力学探讨骨密度影响老年股骨颈骨折的有限元分析 [D]. 广州: 广州中医药大学, 2017.

[36] 郑利钦, 林梓凌, 何祥鑫, 等. 动态载荷下股骨转子间区域皮质骨厚度对骨折类型影响的有限元分析 [J]. *医学研究生学报*, 2018,31(10):1043-1046.

[37] 郑利钦, 林梓凌, 陈心敏, 等. 载荷速率对股骨颈骨折裂纹扩展影响的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2019,23(20):3148-3152.

[38] 丁海, 朱振安, 薛晶, 等. 骨质疏松症对松质骨骨小梁应力与微损伤关系的影响 [J]. *医用生物力学*, 2015,30(1):68-73.

[39] 高耀东, 段宇星, 郭鹏年, 等. 基于髌关节 CT 图像三维实体髌骨重建及髌骨承受力数据有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2019,23(28):4564-4569.

[40] HAO Z, WAN C, GAO X, et al. The effect of boundary condition on the biomechanics of a human pelvic joint under an axial compressive load: a three-dimensional finite element model. *J Biomech Eng*. 2011;133(10):101006.

[41] ARKUSZ K, KLEKIEL T, NIEZGODA N, et al. The influence of osteoporotic bone structures of the pelvic-hip complex on stress distribution under impact load. *Acta Bioeng Biomech*. 2018;20(1):29-38.

[42] 刘欣伟, 闫寒, 刘中洋, 等. 包含肌肉、韧带组织的骨盆、髌白 3D 有限元模型的构建 [J]. *临床军医杂志*, 2014,42(4):331-335.

[43] 骆健, 王立华, 王涛, 等. 不同材料赋值方法下踝关节三维有限元模型的应力及位移变化 [J]. *中国组织工程研究*, 2019,23(18):2822-2826.

(责任编辑: GD, ZN, QY, LJY)