

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

<https://doi.org/10.12307/2021.339>

投稿日期: 2021-02-04

送审日期: 2021-02-06

采用日期: 2021-03-06

在线日期: 2021-04-27

中图分类号:

R459.9; R452; R319

文章编号:

2095-4344(2021)36-05765-06

文献标识码: A

杨锐敏¹, 吴文正², 郑永泽¹, 郑晓辉²

文章快速阅读:

材料获取:

选取1名健康志愿者的CT扫描数据。

有限元建模流程:

(1) 将CT原始数据导入Mimics重建股骨几何特征;
(2) 在hypermesh中进行网格收敛性分析, 设置合适的网格尺寸和类型;
(3) 导入到Abaqus中分别赋予骨质疏松皮质骨、松质骨相应材料参数, 通过局部单元均匀删除脚本, 构建不同松质骨体积分数的股骨模型。

结论:

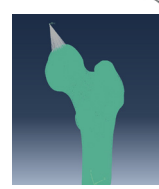
(1) 松质骨在股骨整体弹性响应中承担不可或缺的作用;
(2) 随着骨体积分数下降, 颈外侧张应力变化更为敏感。

主要观察指标:

(1) 等效应力、主应力云图应力分布情况;
(2) 对比峰值等效应力、张应力、压应力差异, 计算对比不同松质骨体积分数模型间位移、刚度差异。

设置边界条件:

(1) 约束股骨远端的平动自由度;
(2) 通过coupling功能对股骨头施加载荷, 模拟单足站立姿势。



文题释义:

骨体积分数: 表示骨组织体积与组织体积比值, 可直接反映骨量变化情况, 是皮质骨和松质骨骨量评价的常用指标。相关文献指出, 松质骨体积分数与骨硬度的相关性为80%-90%, 与屈服强度的相关性为79%, 在骨小梁强度及弹性性能的预测方面存在着重要的价值。

强度理论: 强度理论是材料力学中判断材料在复杂应力状态下是否破坏的理论。现有的骨科有限元模型多采用材料强度的建模方法, 即基于施加的载荷/应力和断裂载荷/屈服强度/极限强度的相互对比来评估骨的断裂敏感性, 但强度理论中任何一条都无法完全解释骨折断裂失效的所有现象, 故在预测骨折中选择哪一理论作为断裂起始判据, 现仍存在争议。

摘要

背景: 目前评估骨折风险仍依靠骨密度测试, 然而, 骨密度检测忽略了影响骨折的其他机制, 包括多个尺度上的骨三维结构和材料特性。尽管骨密度提供了有用的信息, 但其在预测骨折风险方面的价值有限。

目的: 通过构建不同松质骨体积分数股骨近端三维有限元模型, 探究微观参数松质骨体积分数对股骨近端表观力学响应的影响。

方法: 收集1例健康志愿者股骨近端CT数据, 以DICOM格式导入Mimics重建三维模型, 并赋予骨质疏松皮质骨、松质骨相应材料参数, 导入Abaqus中通过单元均匀删除脚本, 构建35%, 30%, 25%, 20%, 15%松质骨体积分数的有限元模型。在股骨头上方建立参考点并施加载荷于股骨头上方与髌白接触区域, 分析股骨近端在生理站立位应力下的力学响应差异。

结果与结论: ①站立位载荷条件下, 股骨颈上侧所受张应力始终大于颈内下侧压应力值, 随着松质骨体积分数降低, 股骨近端所受张应力、压应力均逐渐增大, 15%模型最大张应力、最大压应力分别是35%模型的1.91倍和1.42倍, 最大主应变增加4.76倍, 股骨整体刚度下降58%; ②单足站立状态下, 股骨皮质骨较松质骨相比承担了更多的应力, 而松质骨在股骨整体弹性响应中承担不可或缺的作用; ③随着松质骨体积分数的下降, 股骨颈上侧张应力增加幅度更大, 结合颈上侧区域作为骨量丢失最为显著的区域, 在跌倒载荷下同样处于应力集中区域, 在临床中常常为骨折断裂的起点, 这提示着颈上侧的相关参数(如骨密度和体积分数)是否可能成为预测脆性股骨颈骨折更为敏感的指标, 值得进一步探究。

关键词: 骨体积分数; 松质骨; 股骨; 骨质疏松; 单足站立姿势; 有限元法; 生物力学; 强度理论

Finite element analysis of the effect of different cancellous bone volume fraction on the apparent mechanical response of proximal femur

Yang Ruimin¹, Wu Wenzheng², Zheng Yongze¹, Zheng Xiaohui²

¹First Clinical Medical College of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China; ²Department of Orthopedics and Traumatology, First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

Yang Ruimin, Master candidate, First Clinical Medical College of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

Corresponding author: Zheng Xiaohui, Department of Orthopedics and Traumatology, First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

¹ 广州中医药大学第一临床医学院, 广东省广州市 510405; ² 广州中医药大学第一附属医院创伤骨科, 广东省广州市 510405

第一作者: 杨锐敏, 男, 1992年生, 广东省揭阳市人, 汉族, 广州中医药大学在读硕士。

通讯作者: 郑晓辉, 广州中医药大学第一附属医院创伤骨科, 广东省广州市 510405

<https://orcid.org/0000-0002-3534-2380> (杨锐敏)

基金资助: 广州中医药大学第一附属医院“创新强院”临床研究专项项目(2019IIT29), 项目负责人: 郑晓辉

引用本文: 杨锐敏, 吴文正, 郑永泽, 郑晓辉. 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.



Abstract

BACKGROUND: The assessment of fracture risk still depends on bone mineral density testing. However, it ignores other mechanisms that affect fractures, including three-dimensional bone structures and material properties on multiple scales. Although bone mineral density provides useful information, its value in predicting fracture risk is limited.

OBJECTIVE: A three-dimensional finite element model of proximal femur with different cancellous bone volume fractions was constructed to explore the effect of bone volume fraction on the apparent mechanical response of proximal femur.

METHODS: The CT data of a volunteer's proximal femur were collected and imported into Mimics to reconstruct the three-dimensional model in DICOM format. The osteoporotic cortical bone and cancellous bone were given corresponding material parameters. Then, the model was imported into Abaqus and the finite element model with 35%, 30%, 25%, 20% and 15% cancellous bone volume fractions was constructed by uniform deletion of the script. A reference point was established above the femoral head and a concentrated load was applied to the area of contact with the acetabulum above the femoral head to analyze the difference of mechanical response of the proximal femur under orthostatic stress.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Under the condition of standing load, the tensile stress on the upper and outer side of the femoral neck was always greater than the compressive stress on the medial and inferior side of the neck. With the decrease of cancellous bone volume fraction, the tensile stress and compressive stress of proximal femur increased gradually, and the maximum tensile stress and maximum compressive stress of 15% model were 1.91 times and 1.42 times of 35% model, respectively. The maximum principal strain increased by 4.76 times, and the overall stiffness of the femur decreased by 58%. (2) Under the condition of standing on one foot, the cortical bone of the femur bore more stress than the cancellous bone, and the cancellous bone played an indispensable role in the overall elastic response of the femur. (3) With the decrease of the volume fraction of cancellous bone, the tensile stress of the lateral superior side of the femoral neck increased greatly. The region of the lateral superior side of the neck is the most significant area of bone mass loss, and it is also in the area of stress concentration under the fall load. This suggests whether the relevant parameters of the lateral superior side of the neck (such as bone mineral density and volume fraction) may become a more sensitive index for predicting brittle femoral neck fracture, which is worth further exploring.

Key words: bone volume fraction; cancellous bone; femur; osteoporosis; single foot erect attitude; finite element method; biomechanics; strength theory

Funding: Special Clinical Research Project Named "Innovation and Strengthening Hospital" of the First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, No. 2019IIT29 (to ZXH)

How to cite this article: YANG RM, WU WZ, ZHENG YZ, ZHENG XH. Finite element analysis of the effect of different cancellous bone volume fraction on the apparent mechanical response of proximal femur. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2021;25(36):5765-5770.

0 引言 Introduction

老年髋部骨折已成为全世界范围内的公共健康威胁。随着中国社会进入老龄化,骨质疏松症及骨质疏松骨折发生率呈上升趋势^[1-3]。骨量减少是造成骨质疏松骨折的重要危险因素,双能X射线吸收法测量骨密度作为诊断骨质疏松的金标准,间接反映骨量的高低、骨骼强度从而预测骨质疏松骨折的发生风险。然而,仅依靠骨密度一项预测能力有限,超过50%以上的骨质疏松骨折患者骨密度值未达到骨质疏松症的诊断标准^[4],这可能与双能X射线吸收法测定具有较低的空间分辨率、结果仅反映面骨密度有关^[5]。

随着高分辨率外周定量计算机断层扫描及微型计算机断层扫描的发展,骨小梁的三维微结构得到了广泛的研究^[6-7],骨微结构作为骨强度的关键影响因素越来越受到人们的关注。骨密度可以解释40%–50%的年龄相关弹性模量的下降,而仅松质骨体积分数这项指标能解释预测大部分的屈服强度(76%)和刚度(89%)^[8-12],对骨小梁的强度及弹性性能存在重要的预测作用。当前已有多项微观有限元研究局限于对单独骨小梁力学特性的研究^[13-14],但松质骨体积分数对股骨整体力学的影响尚未有人涉及。文章拟通过构建股骨近端有限元模型,探究松质骨体积分数对股骨近端表观力学响应的影响,为髋部骨折发生机制研究及临床骨质疏松骨折预防提供参考。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 计算机模拟,生物力学试验。

1.2 时间及地点 于2020年9月至12月在广州中医药大学岭南医学研究中心数字骨科与生物力学实验室完成。

1.3 对象 2017年10月广州中医药大学第一附属医院健康男性志愿者1例,年龄24岁,身高175 cm,体质量70 kg。

由广州中医药大学第一附属医院伦理委员会批准,伦理批准号:NO.Y[2019]164,审批时间:2019–03–14。该志愿者既往体检无骨盆畸形、骨折、肿瘤、骨代谢性疾病及肝肾功能严重异常等病史,既往无服用影响骨代谢的药物,如双磷酸盐类和激素类药物。

1.4 仪器和软件 采用GE64排螺旋CT,范围为双侧髋关节自髋臼至胫骨中上段进行扫描,扫描条件:155 mA 120 kV,层厚2 mm,层距4 mm,以Dicom格式保存影像资料。Mimics 19.0 (Materialise 公司,比利时),由广州中医药大学国家重点学科中医骨伤科学数字骨科与生物力学实验室提供;Hypermesh 14.0 (Altair 公司,美国)、Geomagic studio 2017 (Geomagic 公司)、Abaqus 2017(Dassault Systemes SIMULIA 公司)由广州有道计算机有限公司提供。

1.5 方法

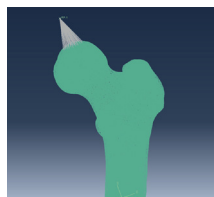
1.5.1 股骨三维模型的构建 将Dicom格式的CT资料导入Mimics 19.0中,经过区域增长、腔隙填充、编辑蒙罩、包裹和光滑等步骤初步重建股骨三维几何模型,导出为igs文件。

1.5.2 网格划分、构建不同松质骨体积分数模型 将igs文件导入Hypermesh 14.0软件进行2D表面网格划分,设置为三角形网格,随后在面网格基础上进行体网格划分。根据既往文献经验^[15-16],将网格大小分别设置为2 mm,1.5 mm,1 mm进行收敛性分析,结果发现网格大小为1.5 mm和1 mm最大等效应力相差小于5%。考虑到网格越小,计算时间越长,综合考虑网格精度及计算效率影响,将网格大小设置为1.5 mm。分别将皮质骨、松质骨导出为有限元专业分析软件Abaqus专用inp格式。在Abaqus中,编写局部单元均匀删除Python脚本,保持皮质骨单元数量不变,按百分比均匀删除松质骨部分单元,分别构建35%,30%,25%,20%和15%不同松质骨体积分数股骨近端模型。模型单元信息见表1。

表 1 | 不同松质骨体积分数股骨近端模型单元数量 (n)
Table 1 | Number of proximal femur model elements with different bone volume fractions

模型	皮质骨	松质骨
实体模型	26 790	50 971
体积分数 35% 模型	26 790	17 840
体积分数 30% 模型	26 790	15 291
体积分数 25% 模型	26 790	12 743
体积分数 20% 模型	26 790	10 194
体积分数 15% 模型	26 790	7 646

1.5.3 定义材料属性及设置边界条件 参照以往文献将人体骨组织设置为线弹性、各向同性材料^[17-18]，骨质疏松模型皮质骨的弹性模量较正常皮质骨减少 33%，松质骨则减少 66%，将皮质骨弹性模量设置为 10 117 MPa，泊松比为 0.3，松质骨弹性模量 150 MPa、泊松比 0.3，单元类型为 C3D4。约束股骨远端 X，Y，Z 方向平动自由度，在股骨头与髌臼接触区域上方建立参考点 RP-1 并设置集合，使用 Coupling 功能于股骨头上施加大小为 700 N 的集中力，载荷方向设置为矢状面成 20°，模拟人体单足站立状态^[19]，具体见图 1。分析类型设置为静力学分析，场输出中输出等效应力、等效应变、最大主应力、最大主应变和位移等参数，历程输出中通过集合输出股骨头施加载荷区域竖直方向支撑反力及位移。



图注：股骨上方建立参考点 RP-1，通过 coupling 功能向股骨头上方施加载荷以模拟站立位应力

图 1 | 股骨近端有限元模型

Figure 1 | Finite element model of proximal femur

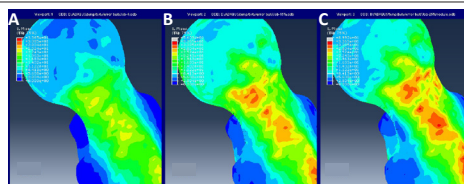
1.6 主要观察指标 观察股骨近端整体及松质骨等效应力和主应力云图变化；观察云图应力分布情况；对比峰值等效应力、张应力、压应力、主应变、轴向载荷和位移大小；计算对比不同松质骨体积分数模型间位移和刚度差异。

2 结果 Results

2.1 输出在单足站立姿势下股骨整体等效应力分布 见图 2。模型最大等效应力依次为 25.71 MPa，31.26 MPa，33.65 MPa，根据陈国栋等^[20]对单足站立姿势下股骨有限元的研究，等效应力值的合理范围为 0-50 MPa，文章各模型的最大等效应力均处于合理范围内，以 15% 模型肱骨近端最大等效应力 33.65 MPa 为阈值，超过该应力阈值的单元均显示为红色。由图 2 可见，等效应力集中于股骨颈内下侧皮质，且随着松质骨体积分数降低，高压范围逐渐扩大，应力峰值增大，且由颈中向颈上移动。体积分数 15% 模型等效压力峰值最大，但仍未达到皮质骨屈服强度。由第四强度理论可知，若股骨所受载荷继续增大，低体积分数模型将有单元最早发生塑性破坏。

2.2 不同骨体积分数股骨最大主应力分布 见图 3-5。

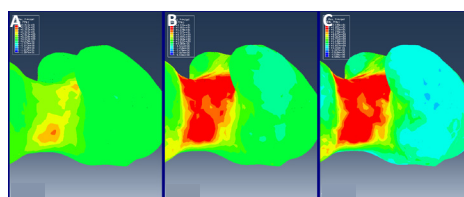
图 3 为股骨最大主应力分布情况。站立位载荷条件下，股骨颈上侧为张力侧，受到拉应力为主，随着载荷加大，拉



图注：以模型 C 最大主应力 33.65 MPa 为显示阈值，云图中超过该值区域显示为深红色，其中图 A-C 分别为体积分数为 35%，25%，15% 股骨模型

图 2 | 不同骨体积分数等效应力分布云图

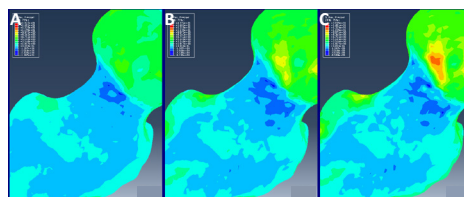
Figure 2 | Cloud map of equivalent stress distribution with different bone volume fractions



图注：图 A-C 分别为体积分数为 35%，25%，15% 股骨模型

图 3 | 不同骨体积分数股骨前面观最大主应力分布云图

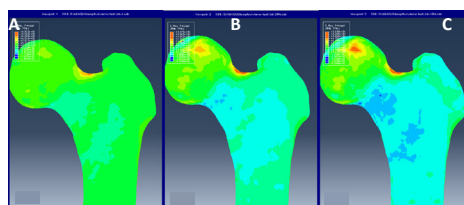
Figure 3 | Cloud map of maximum principal stress distribution in front of femur with different bone volume fractions



图注：图 A-C 分别为体积分数为 35%，25%，15% 股骨模型

图 4 | 不同骨体积分数股骨颈上面观最大主应力分布云图 (张应力侧)

Figure 4 | Cloud map of the maximum principal stress distribution in the upper view of the femoral neck with different volume fractions (tensile stress side)



图注：图 A-C 分别为体积分数为 35%，25%，15% 股骨模型

图 5 | 不同骨体积分数股骨颈底面观最大主应力分布云图 (压应力侧)

Figure 5 | Cloud map of maximum principal stress distribution at the bottom of the femoral neck with different bone volume fractions (compressive stress side)

应力集中于颈上皮质；股骨颈下侧为承受压力侧，以压应力为主，股骨颈上区域受力始终大于颈下区域。随着松质骨体积分数降低，股骨近端所受张应力、压应力均逐渐增大，15% 模型最大张应力、最大压应力分别是 35% 模型的 1.91 倍、1.42 倍。股骨颈上侧皮质应力集中范围逐渐增大。按 35% 模型最大张应力 14.81 MPa、最大压应力 4.53 MPa 设置为阈值，超过张应力阈值的单元均显示为红色，超过压应力阈值的单元均显示为深蓝色。随着松质骨体积分数降低，股骨颈上侧张应力超过阈值范围逐渐增大，见图 4，并迅速向后方延伸，35% 模型最大张应力位于股骨颈上侧偏前皮质，而 15% 模型

股骨颈后侧邻近转子间嵴处率先出现应力集中；随着松质骨体积分数降低，股骨颈下侧皮质压应力出现类似情况，见图5，但超过阈值范围较张力侧不明显，15%/35%应力比值也相对较小。

2.3 不同松质骨体积分数股骨近端最大主应变值变化 见图6。

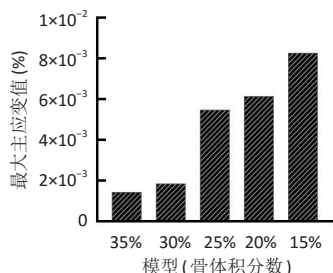


图6 | 不同骨体积分数模型股骨近端最大主应变

Figure 6 | Maximum principal strain of proximal femur with different bone volume fractions

因皮质骨刚度明显较松质骨大，正常站立位生理应力下，松质骨承担主要的弹性形变，应变产生以松质骨较为明显。随着松质骨体积分数降低，股骨近端应变值迅速上升，15%模型最大主应变值达35%模型5.76倍，但仍未达到松质骨的失效应变1%^[19]。

2.4 不同松质骨体积分数股骨整体轴向刚度变化 见图7。

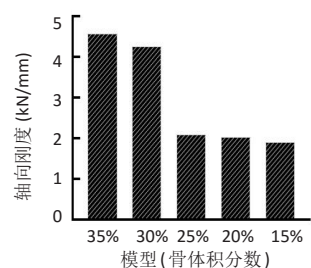


图7 | 不同骨体积分数模型股骨整体轴向刚度

Figure 7 | Femoral axial stiffness of models with different bone volume fractions

提取股骨头施加载荷区域竖直方向位移，可见股骨整体轴向位移随着松质骨体积分数减少而增加，15%模型位移为35%模型的2.4倍，当体积分数减少20%时，股骨整体刚度降低58%。

2.4 不同松质骨体积分数股骨近端最大等效应力、最大张应力值、最大压应力值、轴向位移及15%/35%比值变化 见表2。随着松质骨体积分数减少，股骨整体及松质骨等效应力、最大张应力、最大压应力、最大主应变及轴向位移均增大，股骨整体轴向刚度下降。其中不论是股骨整体或松质骨，张应力增加的幅度均远大于压应力，松质骨变化幅度大于股骨整体变化，从35%降至15%过程中，松质骨张应力增加5.51倍，最大压应力增加0.91倍，最大主应变增加4.76倍，股骨整体张应力增加0.91倍，最大压应力增加0.42倍。

3 讨论 Discussion

尽管髌部骨折与低骨密度和侧方跌倒有密切的联系，但骨密度值和跌倒都不足以预测骨折的发生。有文献报道，90%的髌部骨折是由跌倒造成的，但仅有7.3%的跌倒导致

髌部骨折^[14]。因此，除了骨量和跌倒之外，其他相关危险因素对预测髌部骨折风险要引起重视^[21-23]。松质骨的微观结构变化有明显的年龄相关性，如骨体积分数、骨表面密度、骨小梁厚度等参数。骨体积分数和微结构之间存在显著的比例关系^[8, 10, 24-25]。较小的体积分数反映骨小梁数量减少、骨小梁厚度减小和分离度增加等。多孔的松质骨主要承担内部能量吸收以及应力的重新分布，骨体积分数和微结构与松质骨的多轴力学性能有关，相同载荷条件下，骨体积分数小的松质骨则需要承受更大的应力，同时骨小梁厚度减少、微裂纹的产生将影响松质骨整体刚度，致使松质骨弹性性能进一步下降。

临床上常使用第四强度理论，在特定载荷条件下，将股骨所受最大等效压力与其屈服强度或极限强度对比，以评估该应力条件下是否容易发生骨折以及骨折起点^[26-28]。有学者对跌倒条件下的股骨进行断裂分析发现，裂纹发生并非处于应力云图中心，仅依靠应力云图并不能准确预测骨折发生的准确位置^[17]。第一强度理论适用于脆性材料，如铸铁、岩土等材料，低体积分数模型整体刚度下降，随着骨量减少，股骨整体弹性性能下降，骨质疏松骨折的发生过程其实也是一个骨骼脆性断裂的过程，因此以最大主应力作为断裂预测判据可能更为合理。有研究建立了基于最大主压力断裂起始准则、基于能量损伤演化准则的股骨扩展有限元模型^[29]，在站立位载荷下，裂纹产生于颈外上并向内下扩展，与真实实验裂纹拟合良好。文章中单足站立条件，股骨颈外上侧受到拉应力为主，股骨颈下侧为承受压力侧，以压应力为主，其中最大拉应力始终最大压应力，且随着骨体积分数的下降，拉应力变化幅度更大。

骨的三维微结构信息可以改善对骨骼强度和骨折风险的预测。股骨近端骨量随着年龄增长的丢失存在区域性的不同，其中股骨颈外上区域下降幅度最为显著，这种区域丢失量的差异可能是由于股骨近端不同区域承载不同的载荷条件^[6, 30]。股骨颈外上部的骨小梁主要承受“主拉伸系统”的拉应力，而股骨颈下部的骨小梁主要承受“主压缩系统”的压应力。其中，骨细胞更容易受到压力的影响产生抑制信号，并通过细胞突触传递给破骨细胞，以防止骨吸收。不幸的是，骨量丢失最多的股骨颈外侧区域，在跌倒过程中仍承受最大的应力，常为股骨颈骨折的起始点。随着整体松质骨体积分数的下降，张应力的增加幅度明显大于压应力。股骨颈外上侧作为骨量丢失最为显著的区域，在跌倒载荷下同样处于应力集中区域，在临床中常常为骨折断裂的起点，这提示颈外上侧的相关参数（如骨密度和骨体积分数）是否可能成为预测脆性髌部骨折更为敏感的指标，值得未来进一步探究。

文章将骨体积分数量化为单元数量，根据松质骨真实骨体积分数范围^[31]，按梯度创建不同松质骨体积分数的股骨近端模型。随着松质骨体积分数减少，股骨整体及松质骨等效应力、最大张应力、最大压应力、最大主应变及轴向位

表 2 | 不同松质骨体积分数股骨近端模型股骨整体、松质骨最大等效应力、最大主应力 (包括张应力、压应力)、轴向位移及 15%/35% 比值
Table 2 | Equivalent von mises stress, maximum principal stress (tensile stress and compressive stress), axial displacement and 15%/35% ratio of proximal femur with different bone volume fraction models

参数	骨体积分数 35%		骨体积分数 30%		骨体积分数 25%		骨体积分数 20%		骨体积分数 15%		15%/35% 比值	
	整体	松质骨	整体	松质骨	整体	松质骨	整体	松质骨	整体	松质骨	整体	松质骨
等效应力 (MPa)	25.71	4.07	26.35	4.71	31.26	7.95	32.62	10.55	33.65	13.13	1.31	3.23
最大张应力 (MPa)	14.81	2.02	15.25	2.44	25.65	7.94	27.01	8.923	28.33	13.14	1.91	6.51
最大压应力 (MPa)	4.53	0.88	4.85	0.89	6.97	1.47	7.30	1.56	6.44	1.69	1.42	1.91
轴向位移 (mm)	0.153		0.164		0.334		0.346		0.367		2.40	

表注：骨体积分数降低，股骨整体应力应变均相应增大，其中 15%/35% 为骨体积分数为 15% 和 35% 模型的应力应变比值

移均增大，股骨整体轴向刚度下降。皮质骨承担了大部分应力，这是因为皮质骨的杨氏模量远高于松质骨，但同时对于骨体积分数的变化，松质骨力学响应更为敏感，从 35% 降至 15% 过程中，松质骨张应力增加 5.51 倍，最大主应变增加 4.76 倍。临床观察中，骨量丢失跟年龄存在显著的相关性，衰老致骨小梁数量减少、厚度变薄和连接减少，更容易发生应力集中，稍高的应力或长期的疲劳应力足以使松质骨出现微裂纹。强度、硬度再大的固体材料，一旦产生裂纹，长期较低水平的张应力便足以使裂纹不断扩展，股骨整体刚度下降，裂纹扩展到一定程度将发生失稳扩展，骨骼便出现了脆性断裂。

文章存在以下不足：①人体骨骼本为不均匀、各向异性的黏弹性材料，文章主要目的在于研究站立位生理应力下股骨近端的力学响应，故将股骨简化为均匀、各项同性的线弹性材料是合理的；②文章将松质骨单元按比例均匀减少以模拟不同松质骨体积分数的骨质疏松模型，而真实情况下股骨近端骨量丢失存在区域性的不同，比如日常低应力刺激的颈外侧骨量丢失较其他区域严重，但未有临床或实验研究系统总结不同区域随着年龄骨量丢失的相关规律，文章模型存在着局限性；③文章重点在于探讨松质骨体积分数这个指标对股骨近端生物力学性能的相关贡献，并非在于精确重建不同年龄段股骨-骨质疏松模型，模型结论对不同性别、不同年龄人群不具有普遍适用性，有待进一步改良。

作者贡献：郑晓辉负责实验设计。杨锐敏负责图表、资料收集和论文撰写。郑永泽负责构建和完善有限元模型。吴文正负责理论指导及模型评估。

经费支持：该文章接受了“广州中医药大学第一附属医院‘创新强院’临床研究专项项目(2019IIT29)”的基金资助。所有作者声明，经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突：文章中所有作者声明，在课题研究和文章撰写过程，不存在利益冲突。

机构伦理问题：由广州中医药大学第一附属医院伦理委员会批准，伦理批准号：NO.Y[2019]164，审批时间：2019-03-14。

知情同意问题：试验中的志愿者对实验过程完全知情同意，并签署了“知情同意书”。

写作指南：该研究遵守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》。

文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符

合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明：该文统计学方法已经广州中医药大学第一附属医院生物统计学专家审核。

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。

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。

4 参考文献 References

[1] 罗令,孙晓峰,皮丕喆,等.近 10 年来我国中老年人骨质疏松症患病率的荟萃分析[J].中国骨质疏松杂志,2018,24(11):1415-1420.

[2] 唐佩福.老年髋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.

[3] 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.

[4] ASPRAY TJ. Fragility fracture: recent developments in risk assessment. Ther Adv Musculoskelet Dis. 2015;7(1):17-25.

[5] BRIGGS AM, PERILLI E, PARKINSON IH, et al. Measurement of subregional vertebral bone mineral density in vitro using lateral projection dual-energy X-ray absorptiometry: validation with peripheral quantitative computed tomography. 2012;30(2):222-231.

[6] CHALHOUB D, ORWOLL ES, CAWTHON PM, et al. Areal and volumetric bone mineral density and risk of multiple types of fracture in older men. Bone. 2016;92:100-106.

[7] PAWLOWSKA M, BILEZIKIAN JP. Beyond dxa: advances in clinical applications of new bone imaging technology. Endocr Pract. 2016; 22(8):990-998.

[8] MUSY SN, MAQUER G, PANYASANTISUK J, et al. Not only stiffness, but also yield strength of the trabecular structure determined by non-linear FE is best predicted by bone volume fraction and fabric tensor. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;65:808-813.

[9] TAGHIZADEH E, CHANDRAN V, REYES M, et al. Statistical analysis of the inter-individual variations of the bone shape, volume fraction and fabric and their correlations in the proximal femur. Bone. 2017; 103:252-261.

[10] MAQUER G, MUSY SN, WANDEL J, et al. Bone volume fraction and fabric anisotropy are better determinants of trabecular bone stiffness than other morphological variables. J Bone Miner Res. 2015; 30(6):1000-1008.

[11] PANYASANTISUK J, PAHR DH, ZYSSET PK. Effect of boundary conditions on yield properties of human femoral trabecular bone. Biomech Model Mechanobiol. 2016;15(5):1043-1053.

[12] WILI P, MAQUER G, PANYASANTISUK J, et al. Estimation of the effective yield properties of human trabecular bone using nonlinear micro-finite element analyses. *Biomech Model Mechanobiol*. 2017; 16(6):1925-1936.

[13] HAMMOND MA, WALLACE JM, ALLEN MR, et al. Mechanics of Linear Microcracking in Trabecular Bone. *J Biomech*. 2019;83:34-42.

[14] SALEM M, WESTOVER LM, ADEEB SM, et al. An equivalent constitutive model of cancellous bone with fracture prediction. *J Biomech Eng*. 2020;142(12):377-398.

[15] 陈瑛贤, 王玲, 李涤尘, 等. 全膝关节置换个体化患者右转步态的骨肌多体动力学仿真 [J]. *医用生物力学*, 2015,30(5):17-23.

[16] 许杰, 马若凡, 蔡志清, 等. 成人髌臼发育不良伴骨关节炎髌臼结构性植骨重建关节置换术的力学分析 [J]. *中华关节外科杂志 (电子版)*, 2014,8(5):618-623.

[17] 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.

[18] 郑利钦, 林梓凌, 李鹏飞, 等. 动态载荷下松质骨对骨质疏松性股骨颈骨折断裂力学影响的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2019, 23(12):1887-1892.

[19] COMPLETEO A, DUARTE R, FONSECA F, et al. Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: an in-vitro and finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013;28(3):291-298.

[20] 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.

[21] HARUN HBA, ELISE FMA, GLEN LNB, et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech*. 2004;37(1):27-35.

[22] 齐士格, 王志会, 王丽敏, 等. 2013 年中国老年居民跌倒伤害流行状况分析 [J]. *中华流行病学杂志*, 2018,39(4):439-442.

[23] RICARDO B, MARTA P, LUIS PS, et al. Compression failure characterization of cancellous bone combining experimental testing, digital image correlation and finite element modeling- *ScienceDirect*. *Int J Mechan Sci*. 2020. doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2019.105213.

[24] RÄTH C, BAUM T, MONETTI R, et al. Scaling relations between trabecular bone volume fraction and microstructure at different skeletal sites. *Bone*. 2013;57(2):377-383.

[25] MAQUER G, DALL'ARA E, YAN C, et al. The initial slope of the variogram, foundation of the trabecular bone score, does not predict vertebral strength in three distinct biomechanical tests. *J Bone Miner Res*. 2016;31(2):341-346.

[26] URAL A. Advanced modeling methods-applications to bone fracture mechanics. *Curr Osteoporos Rep*. 2020;18(5):568-576.

[27] SABET FA, RAEISI NAJAFI A, HAMED E, et al. Modelling of bone fracture and strength at different length scales: a review. *Interface Focus*. 2016; 6(1):20150055.

[28] ENGELKE K, VAN RIETBERGEN B, ZYSSET P, et al. FEA to Measure Bone Strength: A Review. *Clin Rev Bone Mineral Metab*. 2016;14(1):26-37.

[29] EL SALLAH ZM, SMAIL B, ABDERAHMANE S, et al. Numerical simulation of the femur fracture under static loading. *Structural Eng Mechan*. 2016;60(3):405-412.

[30] STAUBER M, MÜLLER R. Age-related changes in trabecular bone microstructures: global and local morphometry. *Osteoporos Int*. 2006; 17(4):616-626.

[31] CUI WQ, WON YY, BAEK MH, et al. Age-and region-dependent changes in three-dimensional microstructural properties of proximal femoral trabeculae. *Osteoporos Int*. 2008;19(11):1579-1587.

(责任编辑: WJ, ZN, ZH)

(上接目次 2 “社长的话”)

• 从事人胚胎干细胞的研究单位应根据本指导原则制定本单位相应的实施细则或管理规程。

3、涉及在撰写的动物实验的伦理要求

文章中需提供批准动物实验的动物伦理委员会机构名称和其批准号, 即对动物研究报告结果“方法”部分内容均应描述有这样的“该方案经 XXX 大学动物实验伦理委员会批准(批准号: xxx, 批准时间: xxx), 实验动物在麻醉下进行所有手术(如有必要应提供安乐死方法), 并尽一切努力最大限度减少其疼痛、痛苦和死亡。”医学科研人员在动物实验中需遵循国际实验动物护理和使用指南的建议, 即 Weatherall(2006) 报告和 NC3Rs 指南。涉及动物实验研究的文章应遵循 ARRIVE 写作指南 (<http://www.nc3rs.org.uk/arrive-guidelines>), 并建议在投稿时提交文章自查清单。

4、涉及人或取自人体标本的伦理要求

由国家卫生和计划生育委员会于 2016 年 10 月 12 日发布的《涉及人的生物医学研究伦理审查办法》, 自 2016 年 12 月 1 日起施行。

报告涉及人体数据的研究时, 应该说明所采用的试验程序是否经负责伦理审查的委员会(单位的或国家的)的评估。如果没有正式的伦理委员会, 是否符合 2013 年修订的《赫尔辛基宣言》(www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/index.html)

的要求。

(1) 人体试验必须确立合理、明晰的目的, 而只有符合医学目的的人体试验才是正当的;

(2) 受试者的知情同意是人体试验的重要前提。试验研究者必须告知受试者必要的、充分的、能够被正确理解的信息(试验的目的、方法、期限、预期成果与危险等), 使对方知情, 在此基础上, 由受试者在不受强迫或不正当影响、引诱、恐吓的情况下, 自主、理性地表达同意或拒绝参加人体试验的意愿(代理人问题、社区知情同意、免除知情同意问题等);

(3) 坚持受试者利益第一、医学利益第二的原则; 应当给人体受试者以必须的、负责的、全方位的保护承诺和措施(身体和精神); 公平分配受试者的负担与收益, 对特殊受试者(弱势群体等) 还须遵守特殊的伦理规则;

(4) 试验者作为人体试验的策划者、实施者, 必须具备特殊的资格并履行特殊的伦理义务。

伦理审查不会阻碍科学创新, 伦理审查的安全线也并非是一成不变的, 科学突破和人类社会伦理之间, 在规则范围之内创新, 可以减少非议, 也更有利于在全社会推广。

(部分法律法规来源于中华人民共和国国家卫生健康委员会网站-规范性文件 <http://www.nhc.gov.cn/>)

(编辑: 刘文君)