

· 基础研究 ·

# 髋关节内侧间隙比值和臀中肌状态 对股骨头坏死塌陷影响的有限元分析

陆舜<sup>1</sup>, 林天烨<sup>2</sup>, 何敏聪<sup>2</sup>, 林锟<sup>1</sup>, 田佳庆<sup>1</sup>, 何宪顺<sup>1</sup>, 魏腾飞<sup>1</sup>, 杨帆<sup>2</sup>, 何晓铭<sup>2</sup>, 魏秋实<sup>2</sup>

(1. 广州中医药大学第三临床医学院, 广东 广州 510006;

2. 广州中医药大学第三附属医院, 广东 广州 510378)

**摘要 目的:**探讨髋关节内侧间隙比值(the medial space ratio, MSR)和臀中肌状态对股骨头坏死(osteonecrosis of the femoral head, ONFH)塌陷的影响。**方法:**基于 3 名健康志愿者的髋部 CT 数据,建立 7 种不同 MSR(14.35、16.35、18.35、20.35、22.35、24.35、26.35)的左侧 ONFH 有限元模型。基于其中 1 名健康志愿者的正常 MSR 的 ONFH 有限元模型,构建 7 种不同臀中肌状态的 ONFH 有限元模型(75%、80%、85%、90%、95%、100%、105%),其中 100% 臀中肌状态对应臀中肌肌力为 700 N。所有模型均基于日本骨坏死调查委员会分型 C1 型建模,并将股骨头前侧保留角和外侧保留角均设置为 70°,同时将坏死区体积定义为股骨头体积的 30%。模拟双下肢静立状态下模型的受力情况,测定不同 MSR 的 ONFH 有限元模型的股骨头最大应力、坏死区最大应力及坏死区最大位移,测定不同臀中肌状态的 ONFH 有限元模型的股骨头最大应力、坏死区最大应力及股骨头向外侧位移。**结果:**①模型验证结果。本研究建立的 ONFH 有限元模型的主要负重区为股骨头前、外侧区域,应力集中现象出现在坏死区上方与受力区重叠部位,股骨头最大应力为(5.050±0.377)MPa,与既往研究报道的坏死股骨头应力传导特征基本一致。②不同 MSR 的 ONFH 有限元模型应力和位移测定结果。当 MSR≤20.35 时(即 MSR 为 14.35、16.35、18.35、20.35),模型的股骨头最大应力、坏死区最大应力、坏死区最大位移的组间差异均无统计学意义。当 MSR>20.35 时(即 MSR 为 22.35、24.35、26.35),模型的股骨头最大应力、坏死区最大应力、坏死区最大位移均高于 MSR≤20.35 的模型。③不同臀中肌状态的 ONFH 有限元模型应力和股骨头向外侧位移测定结果。在正常 MSR 的 ONFH 有限元模型中,随着臀中肌状态好转,股骨头最大应力、坏死区最大应力、股骨头向外侧位移随之不断减小。**结论:**MSR>20.35 时,股骨头和坏死区应力明显增大,塌陷风险增高;良好的臀中肌状态不仅能降低股骨头和坏死区应力,而且能对抗股骨头外移,降低股骨头塌陷风险。

**关键词** 股骨头坏死;髋关节内侧间隙比值;臀中肌;限定因素分析;生物力学现象

## Effects of hip joint medial space ratio and gluteus medius status on collapse in osteonecrosis of the femoral head: a finite element analysis-based biomechanical study

LU Shun<sup>1</sup>, LIN Tianye<sup>2</sup>, HE Mincong<sup>2</sup>, LIN Kun<sup>1</sup>, TIAN Jiaqing<sup>1</sup>, HE Xianshun<sup>1</sup>, WEI Tengfei<sup>1</sup>, YANG Fan<sup>2</sup>, HE Xiaoming<sup>2</sup>, WEI Qiushi<sup>2</sup>

1. The Third Clinical Medical College of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510006, Guangdong, China

2. The Third Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510378, Guangdong, China

**ABSTRACT Objective:** To explore the effects of hip joint medial space ratio (MSR) and gluteus medius (GM) status on collapse in osteonecrosis of the femoral head (ONFH). **Methods:** Three healthy volunteers were selected, and the CT data of their hips were extracted, based on which the finite element models of left ONFH with different MSRs (14.35, 16.35, 18.35, 20.35, 22.35, 24.35 and 26.35) were established. Furthermore, based on the finite element model of ONFH with a normal MSR in one of the healthy volunteers, the finite element models of ONFH with different GM statuses (75%, 80%, 85%, 90%, 95%, 100%, and 105%) were built, among which the 100% GM status corresponded to a GM force of 700 N. The models were constructed according to the Japanese Investigation Committee (JIC) classification for

基金项目:国家自然科学基金项目(82274544,82004392);广东省基础与应用基础研究基金项目(2023A1515010551);毕节市科学技术局 2022 年度“揭榜挂帅”项目(毕科合重大专项[2022]1 号);2021 年广东省中医骨伤研究院开放课题重点项目(GYH202101-01, GYH202101-04)

通讯作者:魏秋实 E-mail:weiqshi@126.com

ONFH(type C1), with the anterior and lateral preserved angles of the femoral head set to 70 degrees, and the volume of the necrotic zone defined as 30% of the total volume of the femoral head. The load-bearing situation of the model in the static standing state of lower limbs was simulated to measure the maximum stress of the femoral head, the maximum stress of the necrotic zone, and the maximum displacement of the necrotic zone of the ONFH finite element models with different MSRs, as well as the maximum stress of the femoral head, the maximum stress of the necrotic zone, and the lateral displacement of the femoral head of the ONFH finite element models with different GM statuses. **Results:** ①The model verification results. The main load-bearing zones of the ONFH finite element models established in this study presented in the anterior and lateral regions of the femoral head. The stress concentrated in the overlapping area of the necrotic zone with the load-bearing zone, with the maximum stress as  $5.050 \pm 0.377$  MPa in the femoral head, which was basically consistent with the stress conduction characteristics of the necrotic femoral heads reported in previous studies. ②The stress and displacement of ONFH finite element models with different MSRs. In the case of  $MSR \leq 20.35$  (i. e., MSR was 14.35, 16.35, 18.35, and 20.35, respectively), the difference was not statistically significant among the groups in the maximum stress of the femoral head, the maximum stress of the necrotic zone, and the maximum displacement of the necrotic zone, while, in the case of  $MSR > 20.35$  (i. e., MSR was 22.35, 24.35, and 26.35, respectively), the maximum stress of the femoral head, the maximum stress of the necrotic zone, and the maximum displacement of the necrotic zone in the models were all greater than those in the models with  $MS \leq 20.35$ . ③The stress and lateral displacement of the femoral head in ONFH finite element models with different GM statuses. In the finite element model of ONFH with a normal MSR, the maximum stress of the femoral head, the maximum stress of the necrotic zone, and the lateral displacement of the femoral head kept decreasing as the GM status improved. **Conclusion:** In the case of  $MSR > 20.35$ , the stresses of the femoral head and necrotic zone significantly enhanced, which increased the risk of collapse. A good status in GM can not only reduce the stresses of the femoral head and necrotic zone but also counteract the lateral displacement of the femoral head, thereby reducing the risk of collapse in the femoral head.

**Keywords** femur head necrosis; hip joint medial space ratio; gluteus medius muscle; finite element analysis; biomechanical phenomena

股骨头坏死 (osteonecrosis of the femoral head, ONFH) 是一种好发于中青年群体的骨关节疑难疾病<sup>[1]</sup>。塌陷是 ONFH 病理过程中的关键点, 一旦发生 ONFH 塌陷, 可选择的治疗方案将极为有限<sup>[2]</sup>。通过生物学和生物力学方法预测 ONFH 塌陷, 一直是国内外研究的热点<sup>[3]</sup>。除了 ONFH 病灶的位置和大小, 头臼关系的匹配程度也是影响 ONFH 预后的重要因素。股骨头与髌臼结构不匹配, 意味着关节接触面异常, 会导致股骨头受力不均, 出现应力集中现象<sup>[4]</sup>。髌关节内侧间隙比值 (the medial space ratio, MSR) 可以反映股骨头与髌臼之间的匹配程度, 精确衡量股骨头的在位状态。本团队前期研究发现, MSR 是预测 ONFH 塌陷风险的可靠指标,  $MSR > 20.35$  和  $MSR \leq 20.35$  患者的股骨头塌陷风险存在明显差异<sup>[5]</sup>。这一发现对临床中评估 ONFH 的预后和制定治疗策略具有重要价值, 但目前尚无生物力学证据支持。此外, 在髌关节正常活动中, 臀中肌对维持髌关节结构稳定和力学平衡起着重要作用。臀中肌力学强度下降会导致其对髌关节的约束力减弱, 引起股骨头外移、MSR 增大, 最终造成髌关节半脱位, 使股骨头塌陷风险增大。但目前鲜有研究探讨臀中肌状态对股骨头塌陷及髌关节结构的力学影响。因此, 本研究通过有限元分析

探讨了 MSR 和臀中肌状态对 ONFH 塌陷的影响, 现总结报告如下。

## 1 临床资料

2023 年 11—12 月在广州中医药大学第三附属医院招募 3 名健康志愿者, 男 2 名、女 1 名; 年龄 26 ~ 34 岁, 中位数 28 岁。实验方案经广州中医药大学第三附属医院伦理委员会审查通过, 伦理批件号: PJ-KY-20211207-001。

## 2 方法

### 2.1 CT 扫描

健康志愿者取仿站立平卧位, 双侧髌前上棘保持在同一水平、双膝靠拢伸直、双足并拢成中立位。采用 Siemens 64 排螺旋 CT 机进行髌部扫描, 扫描范围为髌嵴上方 1 cm 至股骨小转子下方 10 cm、扫描层厚 1 mm、扫描矩阵  $512 \times 512$ 、重建间距 1.25 mm。扫描数据以 DICOM 格式导出, 用光盘从服务器拷贝至计算机工作站进行后续实验。

### 2.2 不同 MSR 的 ONFH 有限元模型构建

**2.2.1 ONFH 骨性模型构建** 将健康志愿者的髌部 CT 数据导入 Mimics21.0 软件, 根据图像中皮质骨和松质骨的灰度值特点, 分别构建左侧髌骨皮质、髌骨松质、股骨皮质和股骨松质 4 个骨性模型, 初步光滑

处理后,导出为 STL 格式文件。将文件导入 Geomagic Wrap2017 软件,进行重画网格、光滑、网格医生检查等处理,随后转化为 NURBS 曲面,导出为 STP 格式文件。在 SolidWorks2022 软件中将上述模型在同一坐标系中进行装配,建立左侧髋关节骨性模型。

参考既往研究<sup>[6]</sup>中构建坏死区的方法,在 SolidWorks2022 软件中以上述髋关节骨性模型正位视图为基准面,根据日本骨坏死调查委员会(Japanese Investigation Committee, JIC)分型 C1 型的特征,通过草图功能设置 1 个圆形轮廓将原股骨松质模型分割为 2 部分,其中体积较小的部分设置为坏死骨,另一部分重新定义为股骨松质,从而建立坏死区模型。为准确描述坏死区的位置,定义股骨头前侧保留角及外侧保留角<sup>[7]</sup>均为 70°,且坏死区体积为股骨头体积的 30%<sup>[8]</sup>。参考既往研究中构建软骨模型的方法<sup>[9]</sup>,在 SolidWorks2022 软件中使用加厚、放样等功能构建股骨头软骨和髌臼软骨模型。所建立的股骨头和髌臼软骨模型厚度分别为  $(1.62 \pm 0.18) \text{ mm}$  和  $(1.34 \pm 0.22) \text{ mm}$ ,与既往研究<sup>[10]</sup>接近。最后通过装配、布尔运算等功能构建出 3 个 ONFH 骨性模型[图 1(1)]。

**2.2.2 不同 MSR 的 ONFH 骨性模型构建** 本团队前期临床研究发现,  $\text{MSR} > 20.35$  和  $\text{MSR} \leq 20.35$  患者的股骨头塌陷风险存在明显差异<sup>[5]</sup>。因此,本研究以 2 为变化梯度设计 MSR 从 14.35 ~ 26.35 的 7 种 ONFH 骨性模型。具体方法为:在 SolidWorks2022 软件中以髋关节正位视图为基准面,通过平移功能移动 ONFH 骨性模型中的股骨构建不同 MSR 的 ONFH 骨性模型,共构建 21 个不同 MSR 的 ONFH 骨性模型。检查确认各部件之间无干涉后,导出为 X\_T 格式文件。

**2.2.3 网格划分和收敛性分析** 将上述不同 MSR 的 ONFH 骨性模型的 X\_T 格式导入 Abaqus2021 软件进行网格划分。考虑到模型的几何不规则性,选择以四面体网格进行划分,网格类型为 C3D10M;通过收敛性分析,相邻单位网格划分模型结果误差在 10% 以内,网格尺寸为 1.3 mm。最终建立的模型由 1 844 683 个单元,3 221 369 个节点构成。

**2.2.4 材料属性赋值** 根据文献[11]将骨骼定义为各向同性,且连续均匀的线弹性材料,材料属性参数见表 1。

表 1 股骨头坏死有限元模型材料参数

材料	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨	15 100.0	0.300
松质骨	4 457.0	0.220
坏死组织	124.6	0.152
软骨	10.5	0.450

**2.2.5 载荷、边界条件及肌肉模拟** 本实验模拟人体双下肢静立状态下单侧髋关节受力情况,设置髌髋关节和耻骨联合处的 6 个自由度为 0,关节反作用力为志愿者体重的 1.6 倍<sup>[12]</sup>,并且方向垂直向上加载到与股骨远端连接的刚体上<sup>[13]</sup>;股骨头软骨表面与髌臼软骨定义为无摩擦接触关系,其他各部件之间定义为绑定关系。根据 Sverdlova 等<sup>[14]</sup>的报道,将臀中肌、臀大肌、臀小肌、长收肌、大收肌在站立状态下肌力的正常值分别设置为 700 N、550 N、300 N、560 N、600 N。参考既往研究<sup>[15]</sup>定义上述 5 条肌肉的附着区域位置和面积,在有限元模型中创建肌肉耦合面,建立线条特征和连接截面,并以轴向连接作用力加载在附着点对应的耦合面上。最终构建 7 种(21 个)不同 MSR 的 ONFH 有限元模型[图 1(2)]。

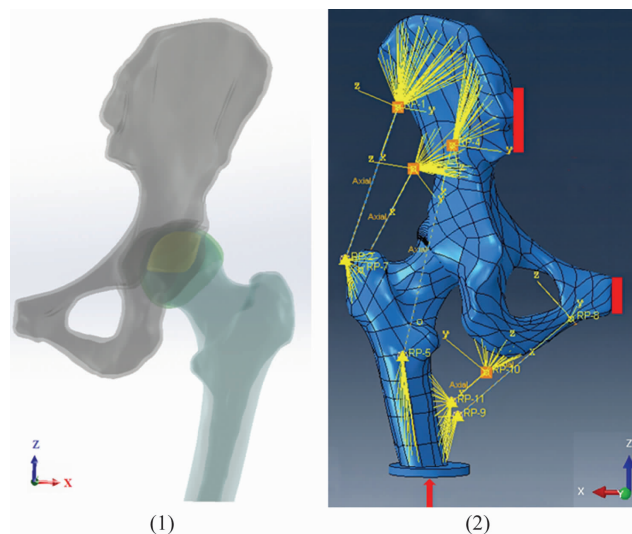


图 1 股骨头坏死有限元模型

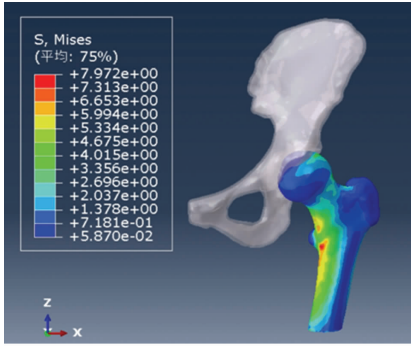
注:(1)股骨头坏死骨性模型;(2)模型载荷、边界条件及肌肉模拟,红色箭头代表在股骨近端刚体施加垂直向上的关节反作用力,髌髋关节及耻骨联合处的红色线段代表髌髋关节及耻骨联合完全约束。

## 2.3 不同臀中肌状态的 ONFH 有限元模型构建

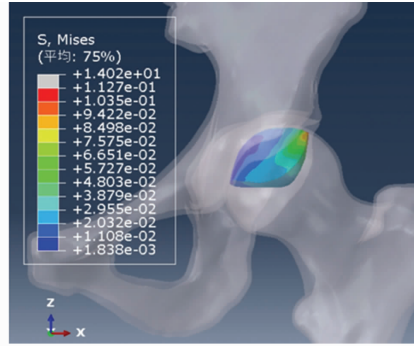
随机选取 1 名健康志愿者的正常 MSR 的 ONFH 骨性模型,以 5% 为变化梯度设计从 75% ~ 105% 的 7 种不同臀中肌状态,模拟不同萎缩程度及加强锻炼后的臀中肌肌力。定义正常臀中肌肌力(700 N)为



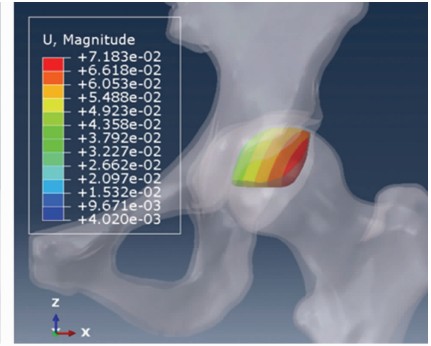




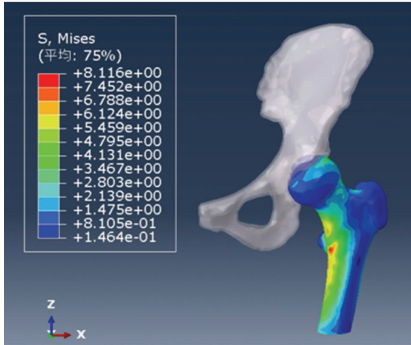
(1)



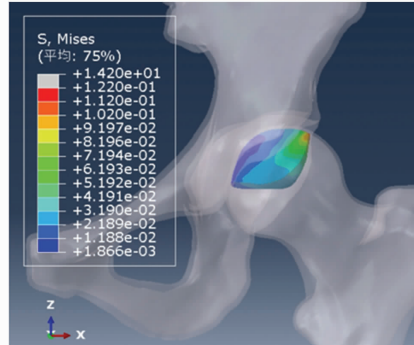
(2)



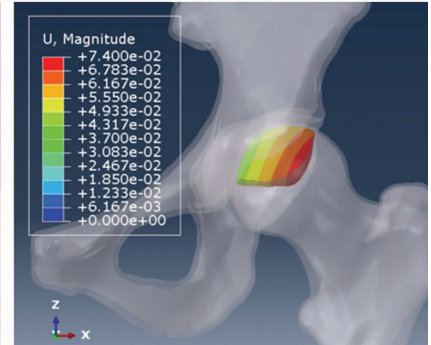
(3)



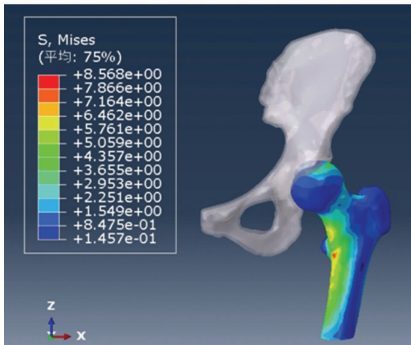
(4)



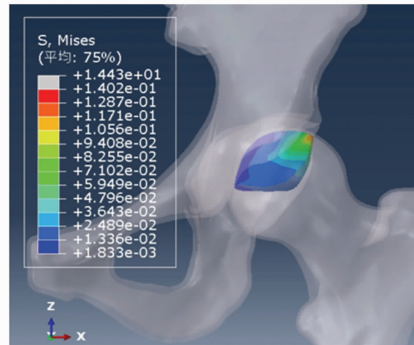
(5)



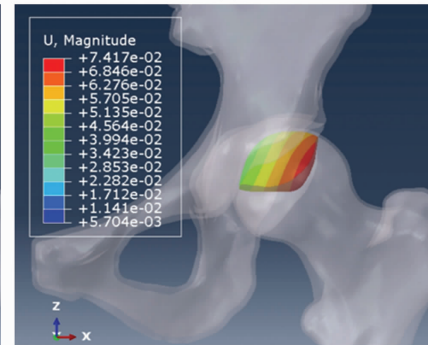
(6)



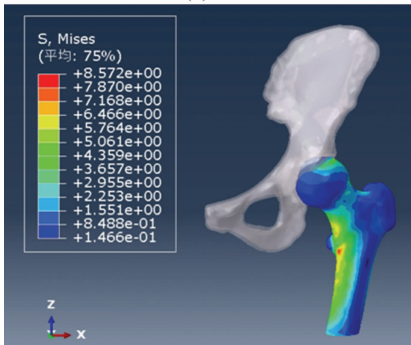
(7)



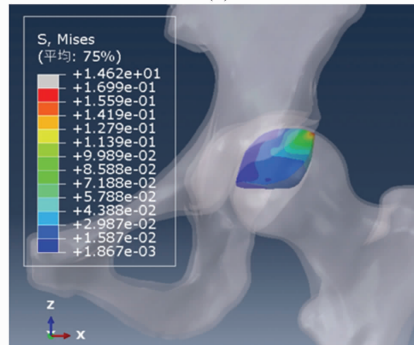
(8)



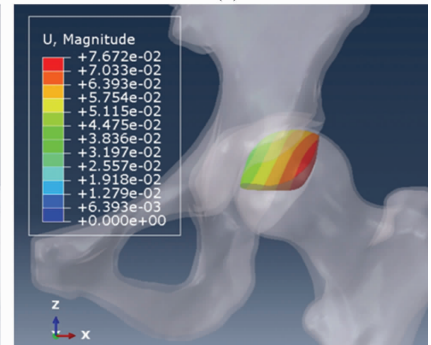
(9)



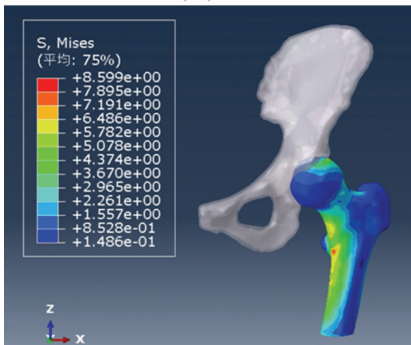
(10)



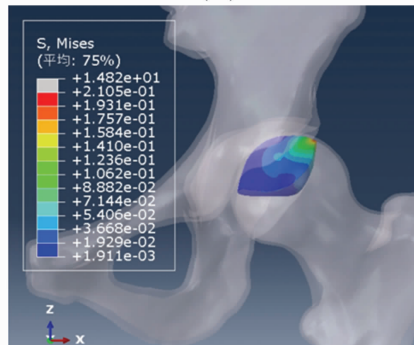
(11)



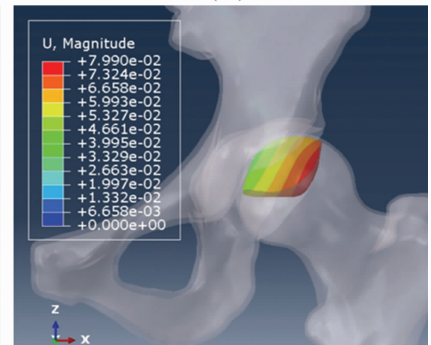
(12)



(13)



(14)



(15)

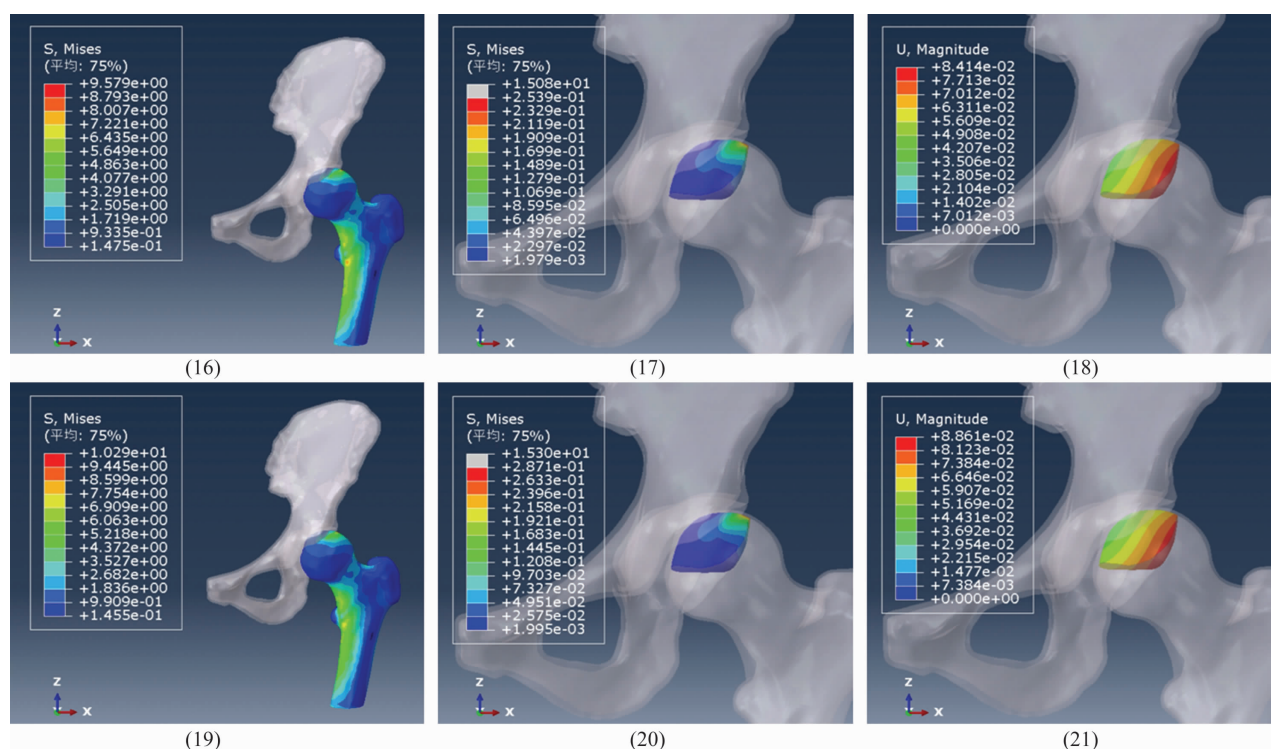
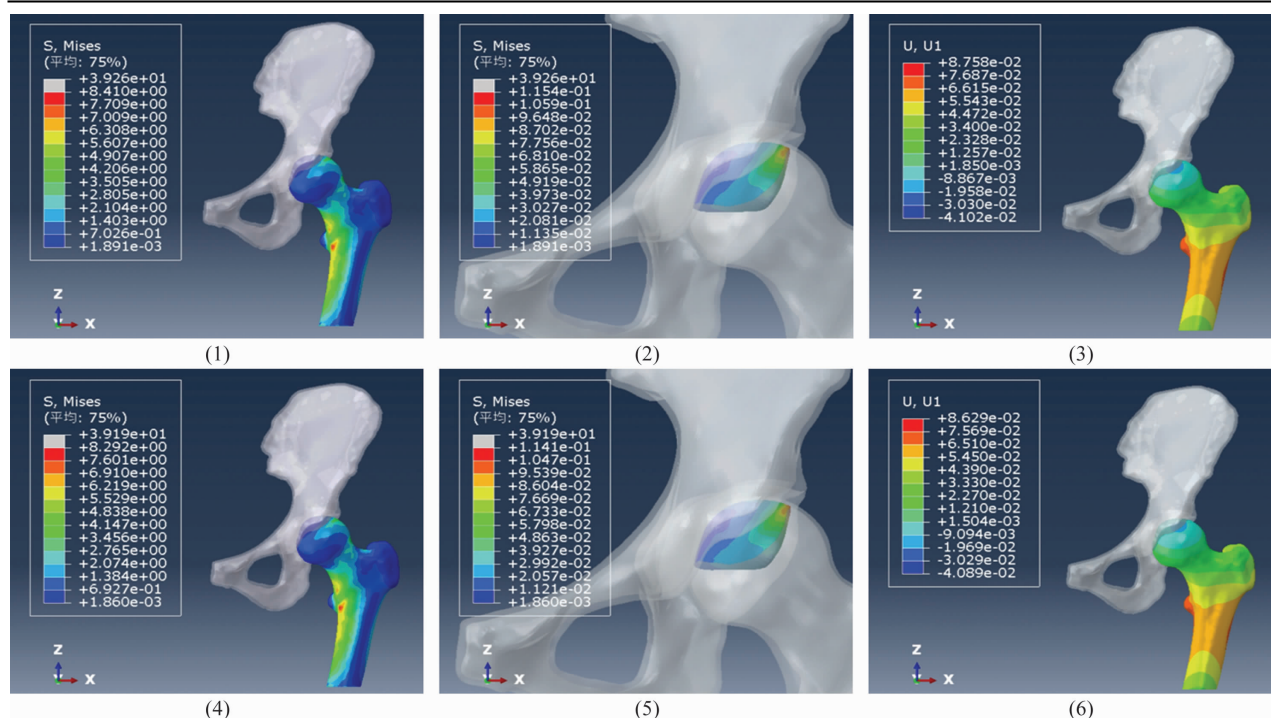


图 2 不同髋关节内侧间隙比值股骨头坏死有限元模型应力和位移云图

注:(1)~(3)、(4)~(6)、(7)~(9)、(10)~(12)、(13)~(15)、(16)~(18)、(19)~(21)分别为髋关节内侧间隙比值为 14.35、16.35、18.35、20.35、22.35、24.35、26.35 的模型的股骨头最大应力、坏死区最大应力和坏死区最大位移云图。

表 4 不同臀中肌状态股骨头坏死有限元模型应力和股骨头向外侧位移测定结果

臀中肌状态	样本量/例	股骨头最大应力/MPa	坏死区最大应力/MPa	股骨头向外侧位移/ $\mu\text{m}$
75%	1	4.899	0.115 4	30.76
80%	1	4.845	0.114 1	30.66
85%	1	4.793	0.112 7	30.55
90%	1	4.749	0.111 6	30.46
95%	1	4.702	0.110 4	30.36
100%	1	4.659	0.109 2	30.27
105%	1	4.625	0.108 3	30.20





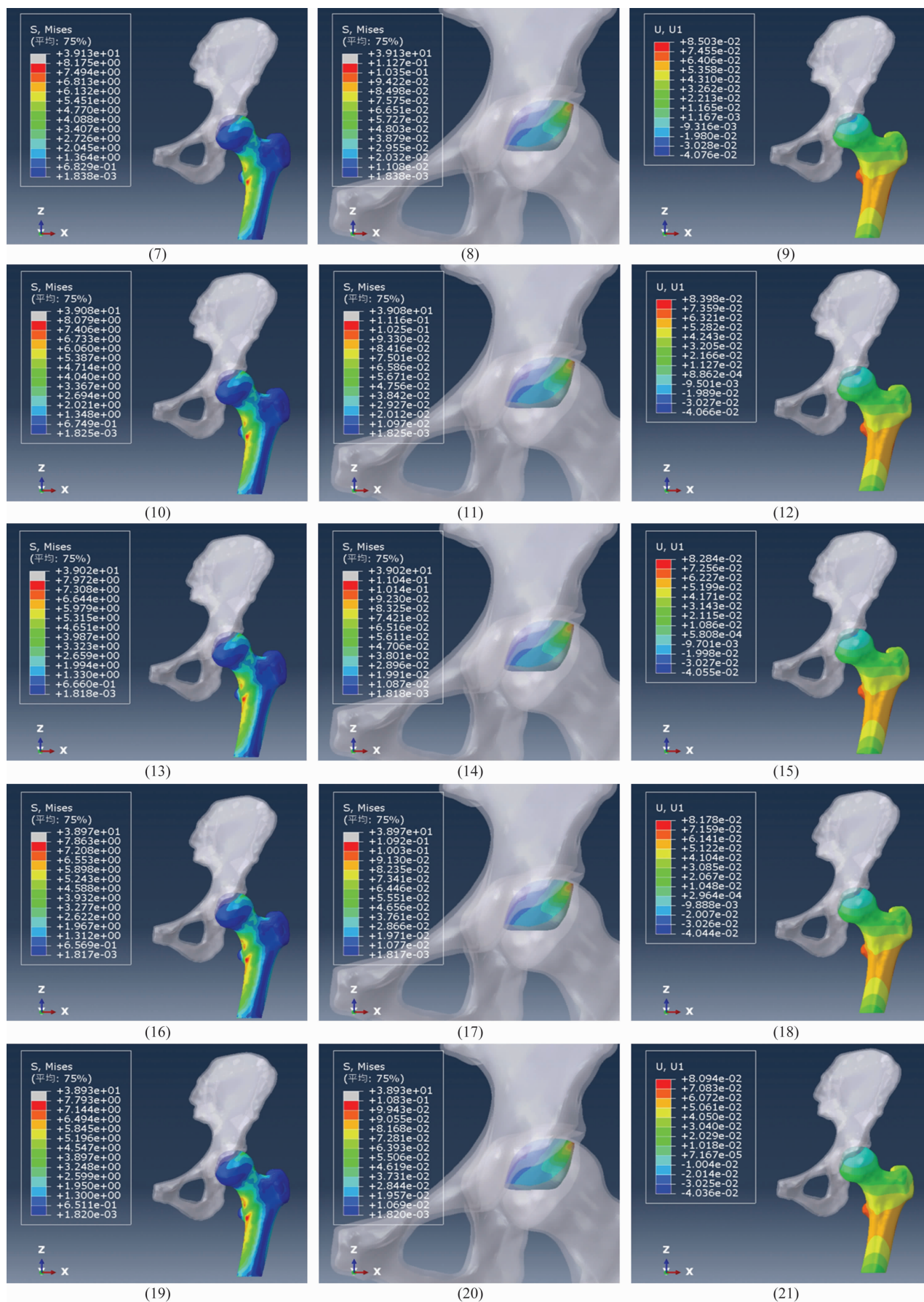


图 3 不同臀中肌状态股骨头坏死有限元模型的应力和位移云图

注:(1)~(3)、(4)~(6)、(7)~(9)、(10)~(12)、(13)~(15)、(16)~(18)、(19)~(21)分别为臀中肌状态为 75%、80%、85%、90%、95%、100%、105%的模型的股骨头最大应力、坏死区最大应力和股骨头向外侧位移云图。

## 4 讨 论

由于在可控性、可重复性和可视化等方面存在的特殊优势,有限元分析已被广泛用于股骨头塌陷风险预测的研究中<sup>[19-20]</sup>。前期研究表明,股骨头前侧和外侧保留角大于  $60^\circ$  时,股骨头塌陷风险明显降低<sup>[21]</sup>。为减少坏死区位置和体积对塌陷的影响,本研究中的 ONFH 有限元模型均基于 JIC C1 型构建,设置股骨头前侧保留角和外侧保留角均为  $70^\circ$ ,且将坏死区体积定义为股骨头体积的 30%。这些设置虽有一定的局限性,但也比较符合临床中早期 ONFH 的情况,具有一定的代表性。本研究构建的模型统一了坏死区的位置和体积这 2 个影响塌陷的重要因素,能够更为直观的探讨 MSR 在生物力学方面对股骨头塌陷的影响。既往研究表明,股骨头应力水平与塌陷密切相关,坏死区应力集中也会影响股骨头应力传递,二者均为评估股骨头塌陷风险的可靠指标<sup>[16]</sup>。Escudier 等<sup>[22]</sup>的研究发现,股骨头受力区与坏死区重叠部分的位移是导致股骨头塌陷的重要因素,坏死区的最大位移可以评估塌陷的风险。因此我们选择了股骨头和坏死区最大应力、坏死区最大位移来评估股骨头塌陷的风险。此次研究中模型的 MSR 从 14.35 ~ 26.35 变化,股骨头外移程度逐渐增大,模拟了股骨头从正常在位关系到半脱位的情况。头臼关系的改变会导致髋关节接触面改变。本研究中随着模型的 MSR 增大,股骨头外移,关节接触面积逐渐减小,股骨头应力集中现象会更加明显。同时我们发现,当  $MSR \leq 20.35$  时,各模型中股骨头最大应力、坏死区最大应力、坏死区最大位移的变化均不明显;  $MSR > 20.35$  模型的股骨头最大应力、坏死区最大应力、坏死区最大位移均高于  $MSR \leq 20.35$  模型。这一结果与前期临床研究结果<sup>[5]</sup>相符,从生物力学角度证实了 MSR 预测股骨头塌陷风险的可靠性。

ONFH 患者会因疼痛等原因出现髋关节活动受限,导致髋周肌群力量失衡<sup>[23]</sup>。臀中肌属于髋外展肌,当其发生萎缩、肌力下降时,髋关节的稳定性会随之受到影响<sup>[24]</sup>。本研究构建了不同肌力臀中肌的 ONFH 有限元模型来模拟不同状态臀中肌对髋关节的影响,结果发现随着臀中肌肌力下降,股骨头和坏死区的应力随之升高,意味着股骨头塌陷的风险增大。另一方面,臀中肌状态会影响股骨头外移程度,当臀中肌出现萎缩时,对抗股骨头外移的能力减弱,

MSR 随之增大,继而出现髋关节半脱位,导致股骨头塌陷风险增大。因此,我们认为臀中肌可通过约束股骨头外移来维持髋关节稳定,降低股骨头塌陷风险。

本研究的局限性:①本研究只选择了 3 名健康志愿者的 CT 数据进行建模,样本量偏少,后期有待于进行大样本的研究;②本研究只考虑了人体双下肢静立状态下的力学情况,忽略了完整的行走步态周期对股骨头生物力学特征的影响,因此后期还需要完善下肢动态下的有限元分析;③基于现有条件,无法针对真实的髋周肌肉进行研究,因此本研究通过参数建模模拟髋周肌肉,所得结论还有待进一步的研究进行验证。

本研究的结果表明,  $MSR > 20.35$  时,股骨头和坏死区应力明显增大,塌陷风险增高;良好的臀中肌状态不仅能降低股骨头和坏死区应力,而且能对抗股骨头外移,降低股骨头塌陷风险。

## 参考文献

- [1] 郭晓忠,岳聚安. 一个世界性难题:股骨头坏死早期治疗的挑战与机遇[J]. 中华损伤与修复杂志(电子版), 2020, 15(2): 81-83.
- [2] CHEN L, HONG G, FANG B, et al. Predicting the collapse of the femoral head due to osteonecrosis: from basic methods to application prospects [J]. J Orthop Translat, 2017, 11: 62-72.
- [3] BOONTANAPIBUL K, STEERE J T, AMANATULLAH D F, et al. Response to letter to the editor on "diagnosis of osteonecrosis of the femoral head: too little, too late, and independent of etiology" [J]. J Arthroplasty, 2021, 36(2): e12-e13.
- [4] SCHUR M D, LEE C, ARKADER A, et al. Risk factors for avascular necrosis after closed reduction for developmental dysplasia of the hip [J]. J Child Orthop, 2016, 10(3): 185-192.
- [5] LIN T, LI K, CHEN W, et al. Relationship between hip joint medial space ratio and collapse of femoral head in non-traumatic osteonecrosis: a retrospective study [J]. J Hip Preserv Surg, 2021, 8(4): 311-317.
- [6] LIN T, ZHANG Z, ZHONG Y, et al. Erratum to "effect of femoral head necrosis cystic area on femoral head collapse and stress distribution in femoral head: a clinical and finite element study" [J]. Open Med (Wars), 2022, 17(1): 1508.
- [7] WEI Q S, LI Z Q, HONG Z N, et al. Predicting collapse in



- osteonecrosis of the femoral head using a new method; preserved angles of anterior and lateral femoral head [J]. J Bone Joint Surg Am, 2022, 104 (Suppl 2): 47–53.
- [8] 梁学振, 刘光波, 刘金豹, 等. 基于 CT 三维重建的激素性股骨头坏死患者股骨头坏死组织分布研究[J]. 中国修复重建外科杂志, 2020, 34(1): 57–62.
- [9] WU H, WANG D, MA A, et al. Hip joint geometry effects on cartilage contact stresses during a gait cycle[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2016, 2016: 6038–6041.
- [10] PUSTOC' H A, CHEZE L. Normal and osteoarthritic hip joint mechanical behaviour; a comparison study [J]. Med Biol Eng Comput, 2009, 47(4): 375–383.
- [11] GRECU D, PUCALEV I, NEGRU M, et al. Numerical simulations of the 3D virtual model of the human hip joint, using finite element method[J]. Rom J Morphol Embryol, 2010, 51(1): 151–155.
- [12] BROWN T D, PEDERSEN D R, BAKER K J, et al. Mechanical consequences of core drilling and bone-grafting on osteonecrosis of the femoral head[J]. J Bone Joint Surg Am, 1993, 75(9): 1358–1367.
- [13] ZHOU G Q, PANG Z H, CHEN Q Q, et al. Reconstruction of the biomechanical transfer path of femoral head necrosis: a subject-specific finite element investigation [J]. Comput Biol Med, 2014, 52: 96–101.
- [14] SVERDLOVA N S, WITZEL U. Principles of determination and verification of muscle forces in the human musculoskeletal system; muscle forces to minimise bending stress[J]. J Biomech, 2010, 43(3): 387–396.
- [15] 杨鹏, 魏秋实, 陈镇秋, 等. 基于多模态图像配准技术构建半骨盆全髋关节有限元模型[J]. 中医正骨, 2017, 29(5): 1–6.
- [16] LI T X, HUANG Z Q, LI Y, et al. Prediction of collapse using patient-specific finite element analysis of osteonecrosis of the femoral head[J]. Orthop Surg, 2019, 11(5): 794–800.
- [17] ZHANG Z, LIN T, ZHONG Y, et al. Effect of femoral head necrosis cystic area on femoral head collapse and stress distribution in femoral head; a clinical and finite element study[J]. Open Med (Wars), 2022, 17(1): 1282–1291.
- [18] WEN P, ZHANG Y, HAO L, et al. The effect of the necrotic area on the biomechanics of the femoral head—a finite element study[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2020, 21(1): 211.
- [19] DERIKX L C, VAN AKEN J B, JANSSEN D, et al. The assessment of the risk of fracture in femora with metastatic lesions; comparing case-specific finite element analyses with predictions by clinical experts [J]. J Bone Joint Surg Br, 2012, 94(8): 1135–1142.
- [20] 胡翰生, 王静成, 卢志华, 等. 髋关节三维有限元模型的构建及关节囊修复预后分析[J]. 南方医科大学学报, 2020, 40(12): 1826–1830.
- [21] 陆舜, 林天烨, 何敏聪, 等. 基于前外侧保留角预测股骨头坏死塌陷的有限元分析[J]. 中国修复重建外科杂志, 2023, 37(11): 1394–1402.
- [22] ESCUDIER J C, OLLIVIER M, DONNEZ M, et al. Superimposition of maximal stress and necrosis areas at the top of the femoral head in hip aseptic osteonecrosis [J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2018, 104(3): 353–358.
- [23] ABD-ELTAWAB A E, AMEER M A, ELADL M A, et al. Sexual dimorphism impact on the ground reaction force acting on the mediolateral direction during level walking: hip abductor muscle biomechanics and its correlation to GRF moment arm[J]. Front Bioeng Biotechnol, 2022, 10: 863194.
- [24] TSUTSUMI M, NIMURA A, AKITA K. Clinical anatomy of the musculoskeletal system in the hip region[J]. Anat Sci Int, 2022, 97(2): 157–164.

(收稿日期: 2024-05-14 本文编辑: 李晓乐)