

## 不同坏死范围下股骨头坏死区应力分布的有限元分析

方斌<sup>1</sup>, 何伟<sup>1</sup>, 展磊<sup>2</sup>, 张庆文<sup>1</sup>, 魏秋实<sup>3</sup>, 陈镇秋<sup>1</sup>, 陈鹏<sup>1</sup>, 张美超<sup>4</sup>

(1. 广州中医药大学第一附属医院, 广东 广州 510407; 2. 广东药学院附属新市医院, 广东 广州 510410; 3. 广州军区广州总医院, 广东 广州 510010; 4. 南方医科大学, 广东 广州 510515)

**摘要 目的:**探讨股骨头坏死范围对坏死区应力分布的影响。**方法:**采用中国虚拟人男 1 号数据集, 利用 Mimics 软件分别建立坏死组织体积分数为 30%、50% 和 60% 的股骨头坏死有限元模型, 并利用 Ansys 软件进行分析。对上述股骨头坏死模型分别施以 1 440 N、2 400 N、4 200 N 载荷, 根据不同载荷及坏死范围, 共设置 9 个股骨头坏死模型, 分别测定坏死区表面和底部的应力分布情况、应力峰值, 并分析股骨头塌陷的可能性。**结果:**①股骨头坏死区表面应力分布情况。相同坏死范围下, 股骨头在不同载荷作用下, 坏死区表面应力分布基本一致, 载荷越大, 相应区域的应力值越大; 坏死组织体积分数为 30% 时, 应力分布越接近活骨组织其应力值越大, 表面峰值应力区位于死骨与活骨交界边缘的外后方; 坏死组织体积分数为 50%、60% 时, 股骨头坏死表面范围超过了股骨头承重面, 二者应力分布类似, 股骨头峰值应力区位于股骨头后外侧, 坏死股骨头表面后方出现多点、多区的应力集中, 前外侧则出现 1 条相对于周围应力增高的应力带。②股骨头坏死区底部应力分布情况。相同坏死范围下, 股骨头在不同载荷作用下, 坏死区底部的应力分布基本一致, 载荷越大, 相应区域的应力值越大; 坏死组织体积分数为 30% 时, 坏死区底部应力分布以外侧、后侧为主, 越接近活骨组织其应力值越大, 峰值应力区位于死骨与活骨交界边缘的后方; 坏死组织体积分数为 50%、60% 时不同载荷下股骨头坏死区底部应力分布类似, 外侧及后侧存在明显的多点、多区应力增高, 峰值应力区位于股骨头坏死区基底部的外侧, 基底部前方存在散点应力增高区。③股骨头坏死区表面与底部的峰值应力。股骨头坏死区底部的应力明显较股骨头坏死区表面高; 在 4 200 N 载荷作用下不同坏死范围的 3 种模型及 2 400 N 载荷作用下坏死组织体积分数为 30% 的坏死模型的坏死区底部的峰值应力 (0.992 MPa、0.685 MPa、0.692 MPa、0.567 MPa) 均超过坏死骨组织的临界应力 (0.55 MPa)。④不同坏死范围下股骨头塌陷的可能性。9 个坏死股骨头模型仅坏死区底部峰值应力点及附近小部分区域超过临界应力, 其余大部分区域均未超过临界应力, 即所有模型中坏死组织仅发生应力代偿不全性微骨折。**结论:**坏死范围影响股骨头坏死区的应力分布; 坏死区底部的应力高于坏死区表面; 应力峰值超过临界值时出现软骨下深部松质骨微骨折, 是导致股骨头塌陷的直接原因。

**关键词** 股骨头坏死 坏死范围 应力分布 塌陷 有限元分析

### Finite element analysis of stress distribution over femoral head necrosis zones in different necrosis areas

FANG Bin\*, HE Wei, ZHAN Lei, ZHANG Qing-wen, WEI Qiu-shi, CHEN Zhen-qiu, CHEN Peng, ZHANG Mei-chao.\*  
The First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou 510407, Guangdong, China

**ABSTRACT Objective:** To explore the effect of femoral head necrosis areas on the stress distribution over the femoral head necrosis zones. **Methods:** Data set of Virtual Chinese Human male No. 1 was adopted, and the finite element models of femoral head necrosis with necrotic tissue volume fractions of 30%, 50% and 60% were established through Mimics software respectively, and then they were analysed by Ansys software. These models of femoral head necrosis were performed with loads of 1 440 N, 2 400 N and 4 200 N respectively, and 9 models of femoral head necrosis were set in total according to the different loads and different necrosis areas. Then the stress distribution and peak stress on surface and bottom of necrosis zones were measured respectively, and the possibility of femoral head collapse was analysed. **Results:** Under the same necrosis areas, stress distribution over the surface of femoral head necrosis zones were basically in the same although femoral head bore different loads. The larger the load was, the greater the stress value was in the corresponding areas. When necrotic tissue volume fraction reached 30%, the closer the stress distribution came to that of live bone tissue, the greater the corresponding stress value was, and the surface peak stress zone was located at the posterolateral approach to the edge of boundary of dead bones and live bones. When necrotic tissue volume fraction reached 50% or 60%, the similar stress distribution were shown and the scope of surface of femoral

head necrosis was larger than that of weight-bearing surface of femoral head. The peak stressed zone of femoral head was in the posterolateral approach to femoral head, also the multipoint and multiregion stress concentration appeared in the rear surface of necrotic femoral head, while one stress zone with relative higher stress compared with that of ambient stress was shown on anterolateral femoral head. Under the same necrosis areas, stress distribution over the bottom of femoral head necrosis zones were basically in the same although femoral head bore different loads. The larger the load was, the greater the stress value was in the corresponding areas. When necrotic tissue volume fraction reached 30%, the stress was mainly distributed over the lateral side and rear side of bottom of necrosis zone, and the closer it came to live bone tissue, the greater its stress value was, and the peak stress zone was located behind the edge of boundary of dead bones and live bones. When necrotic tissue volume fraction reached 50% or 60%, the similar stress distribution over the bottom of femoral head necrosis zone were shown under different loads, and the stress increased significantly in multipoint and multiregion of the lateral and rear side, while peak stress zone was located at the lateral side of basilar part of femoral head necrosis zones and sporadic stress concentrated area was located at the front of basilar part. The stress on bottom of femoral head necrosis zone was significantly higher than that on the surface of femoral head necrosis zone. For the three kinds of models under 4 200 N load in different necrosis areas and necrosis model with necrotic tissue volume fraction of 30% under 2 400 N load, the peak stress (0.992 MPa, 0.685 MPa, 0.692 MPa, 0.567 MPa) on bottom of the necrosis zones were all larger than the critical stress (0.55 MPa) of necrotic bone tissue. For the 9 models of necrotic femoral head, only the peak stress on the bottom of necrosis zones and nearby small areas were larger than the critical stress, while the peak stress on most of the rest areas were all smaller than the critical stress, namely, for all the models, the tissue necrosis was only presented as stress decompensation microfracture.

**Conclusion:** Necrosis area can affect the stress distribution over femoral head necrosis zone and stress on the bottom of necrosis zone is higher than that on the surface of necrosis zone. The microfracture of subchondral cancellous bone in the deep appear when peak stress is larger than the critical stress, which directly leads to the collapse of femoral head.

**Key words** Femur head necrosis; Necrosis area; Stress distribution; Collapse; Finite element analysis

股骨头坏死塌陷是生物学因素和力学因素综合作用的结果,坏死的范围是决定是否塌陷的主要因素<sup>[1-3]</sup>。早期准确预测股骨头塌陷的风险,并采取相应的防治措施,对保留患者自身髋关节及提高疗效有重要意义。目前,有限元力学分析已初步运用于股骨头塌陷的预测、预防和修复重建研究中<sup>[4-8]</sup>,并取得了初步的成果。本研究在前期建立的股骨头坏死三维有限元模型的基础上,采用 Ansys 软件模拟步态周期中股骨头的生物力学变化,探讨不同坏死范围股骨头应力分布特点和规律,获得了与塌陷直接相关的生物力学数据,为精确预测股骨头塌陷风险及确定早期治疗方案提供了依据。

## 1 实验材料与仪器

**1.1 实验材料** 实验所使用的股骨头原始数据来源于中国虚拟人男 1 号的断面切削数据集(南方医科大学解剖教研室提供),股骨上段共获二维断层图像 120 幅,层厚 0.2 mm,分辨率 600 万像素。将图像转换为无损的 BMP 图像格式,转入计算机进行处理。

**1.2 实验仪器** Mimics 三维图像处理软件;Ansys9.0 有限元力学分析仪;图像工作站:Windows XP 操作系统,Pentium 4 Dual Core 1.2 GHz CPU,4 G 内存,256 MB Geforce2 独立显卡,500 G 硬盘。

## 2 方 法

**2.1 建模方法** 参照史风雷等<sup>[9]</sup>的方法建立股骨头坏死有限元模型。

**2.1.1 图像处理** 在 Windows XP 操作系统中,利用 Windows 自带的画图软件,采用图像配准和图像边缘分割技术对断面图像进行处理。通过图像配准过程保证上下层图像重建过程中的连续性,通过边缘处理过程把股骨与周围组织通过灰度值区分开,保证有选择地进行重建。

**2.1.2 股骨近端三维表面模型** 图像处理完成后输入 Mimics 三维重建软件,调整好图像的层间距(0.2 mm)和像素点距(0.2 mm)。进行格式转换后,重建股骨近端三维表面模型(图 1)。

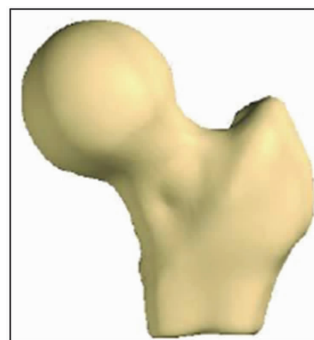


图 1 股骨近端三维表面模型

**2.1.3 股骨近端有限元网格模型** 通过 Mimics 的网格划分命令,调用 Magic 模块,对已建立的股骨近端三维表面模型进行优化处理,并转化为有限元网格模型,其中共包括 23 581 个单元、35 620 个节点(图 2)。

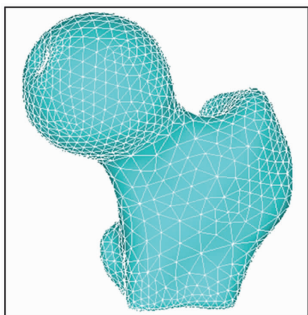


图 2 股骨近端有限元网格模型

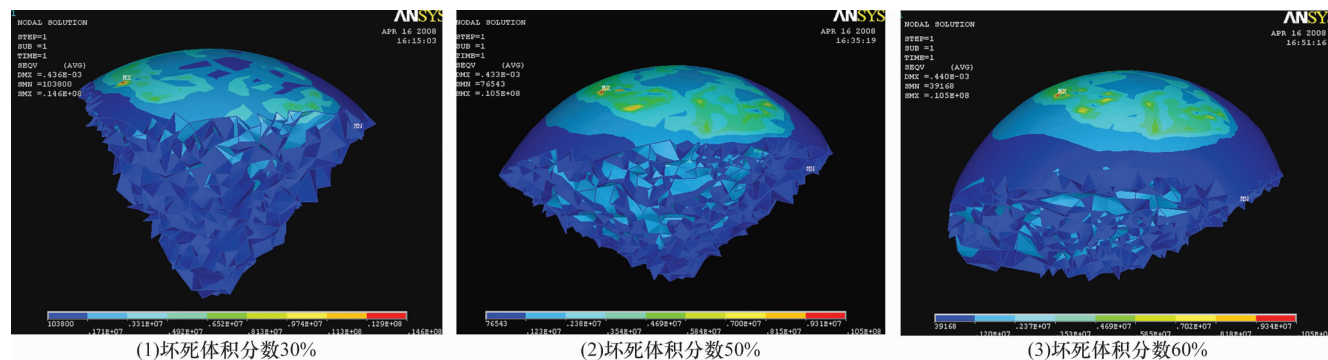


图 3 股骨头坏死区有限元模型

**2.2 施加载荷** 设置股骨头表面加载面为髋关节头臼软骨面相互接触面,呈半月形,即在股骨头表面的前后方向与股骨头中心的夹角为  $80^\circ$ ,股骨头表面内外方向与股骨头中心的夹角为  $40^\circ$  的区域。使作用于股骨头上的合力指向股骨头的形心,合力方向与股骨干的长轴成  $25^\circ$  夹角。对上述股骨头坏死模型分别施以 3 组不同载荷:1 440 N(相当于 60 kg 的人单足站立时股骨所受的载荷,等于 2.4 倍体重)、2 400 N(相当于 60 kg 的人行走时足跟着地的峰值应力,等于 4 倍体重)、4 200 N(相当于 60 kg 的人行走时足趾离地时的峰值应力,等于 7 倍体重)。

**2.3 指标观察** 根据不同载荷及坏死范围,共设置 9 个股骨头坏死模型,分别测定以下内容:①坏死区表面及底部的应力分布情况。②坏死区表面及底部的应力峰值。③不同坏死范围下股骨头塌陷的可能性:坏死组织的屈服强度为 5.5 MPa,应力指数为 0.1,故临界应力为 0.55 MPa。当超过临界应力的坏死组织较少时仅发生应力代偿不全性微骨折,若超过临界应力的坏死组织占全部坏死组织的 50% 以上时,则认

**2.1.4 不同范围股骨头坏死模型** 将坏死股骨头定义为以股骨头中心点为顶点,坏死区基底位于股骨头前、外、顶区。从正常三维有限元股骨头分离出位于前、外、顶区的部分有限元节点及网格,按其占整个股骨头有限元节点及网格量换算成百分比为 30%、50%、60% 的区域设定为股骨头坏死区(图 3)。

**2.1.5 材料属性赋值** 将有限元模型导入 Ansys 软件,采用线弹性,赋予单元材料属性为各向同性,统一规定正常股骨头弹性模量 3.3 GPa,泊松比 0.22,坏死股骨头弹性模量为 0.5 GPa<sup>[10-11]</sup>。同时对股骨下端进行边界约束,设定其自由度为 0( $U_x = U_y = U_z = 0$ ),模拟股骨下端的节点被认为是固定不动的。

为该坏死组织将发生塌陷<sup>[4]</sup>。

### 3 结 果

**3.1 股骨头坏死区表面应力分布情况** ①相同坏死范围下,股骨头在不同载荷作用下,坏死区表面应力分布基本一致,载荷越大,相应区域的应力值越大;②坏死组织体积分数为 30% 时,应力分布越接近活骨组织其应力值越大,表面峰值应力区位于死骨与活骨交界边缘的外后方;③坏死组织体积分数为 50%、60% 时,股骨头坏死表面范围超过了股骨头承重面,二者应力分布类似,股骨头峰值应力区位于股骨头后外侧,坏死股骨头表面后方出现多点、多区的应力集中,前外侧则出现 1 条相对于周围应力增高的应力带(图 4、图 5、图 6)。

**3.2 股骨头坏死区底部应力分布情况** ①相同坏死范围下,股骨头在不同载荷作用下,坏死区底部的应力分布基本一致,载荷越大,相应区域的应力值越大;②坏死组织体积分数为 30% 时,坏死区底部应力分布以外侧、后侧为主,越接近活骨组织其应力值越大,峰值应力区位于死骨与活骨交界边缘的后方;③坏死组织



体积分数为 50%、60% 时不同载荷下股骨头坏死区底部应力分布类似,外侧及后侧存在明显的多点、多区应

力增高,峰值应力区位于股骨头坏死区基底部的右侧,基底前方存在散点应力增高区(图 7、图 8、图 9)。

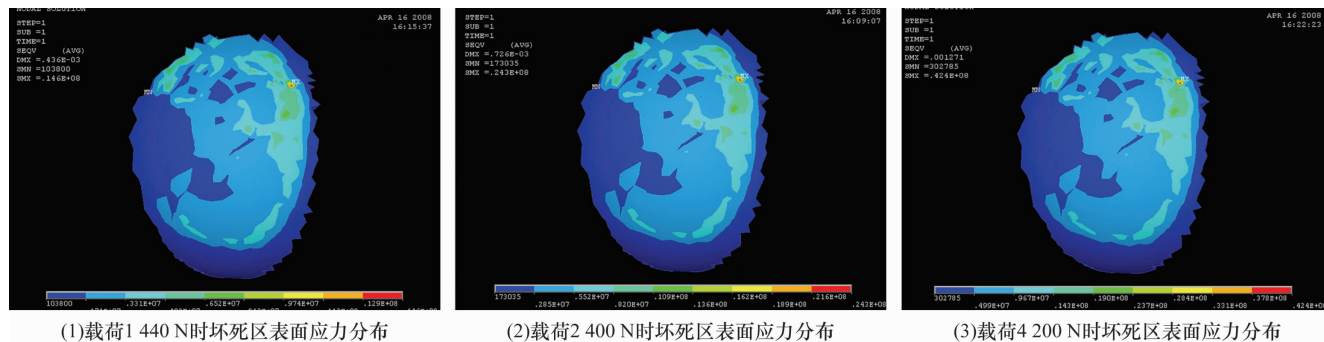


图 4 坏死 30% 时不同载荷下股骨头坏死区表面应力分布图

图片上方为坏死区后方,下方为坏死区前方,左侧为坏死区内侧,右侧为坏死区外侧

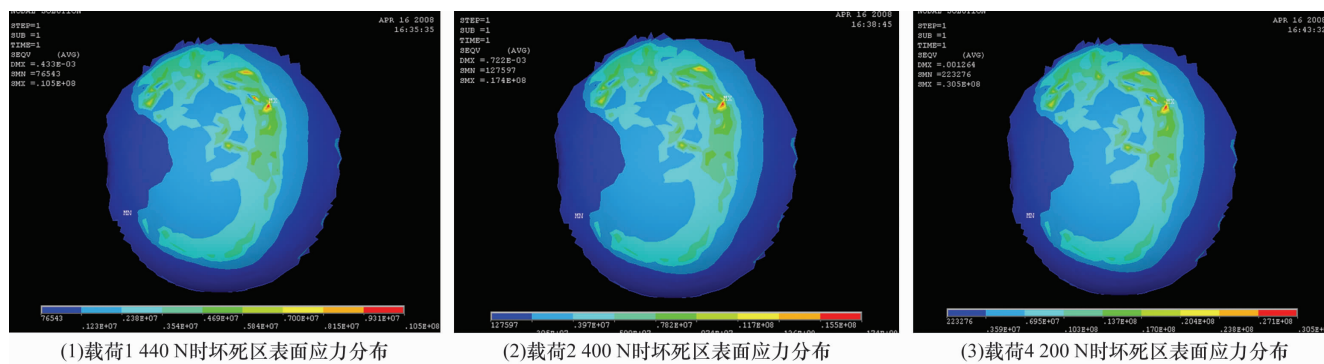


图 5 坏死 50% 时不同载荷下股骨头坏死区表面应力分布图

图片上方为坏死区后方,下方为坏死区前方,左侧为坏死区内侧,右侧为坏死区外侧

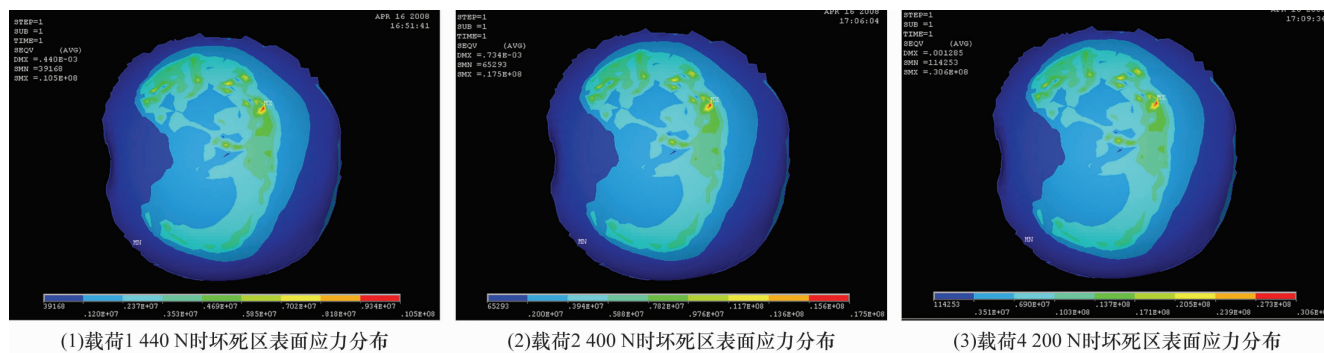


图 6 坏死 60% 时不同载荷下股骨头坏死区表面应力分布图

图片上方为坏死区后方,下方为坏死区前方,左侧为坏死区内侧,右侧为坏死区外侧

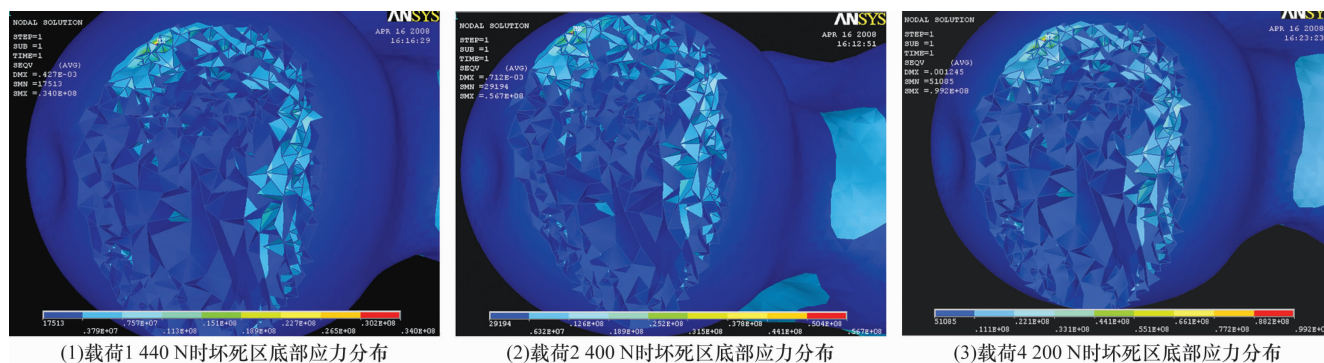


图 7 坏死 30% 时不同载荷下股骨头坏死区底部应力分布图

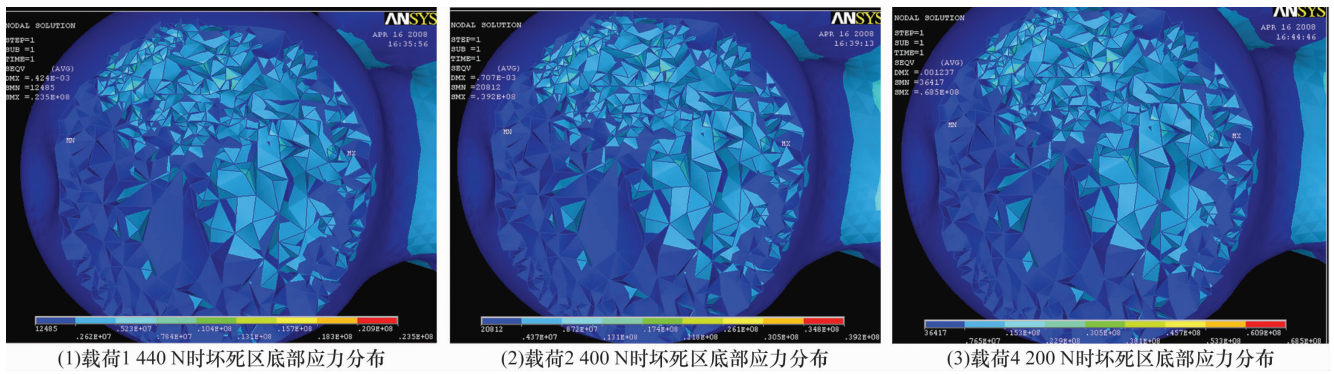


图8 坏死50%时不同载荷下股骨头坏死区底部应力分布图

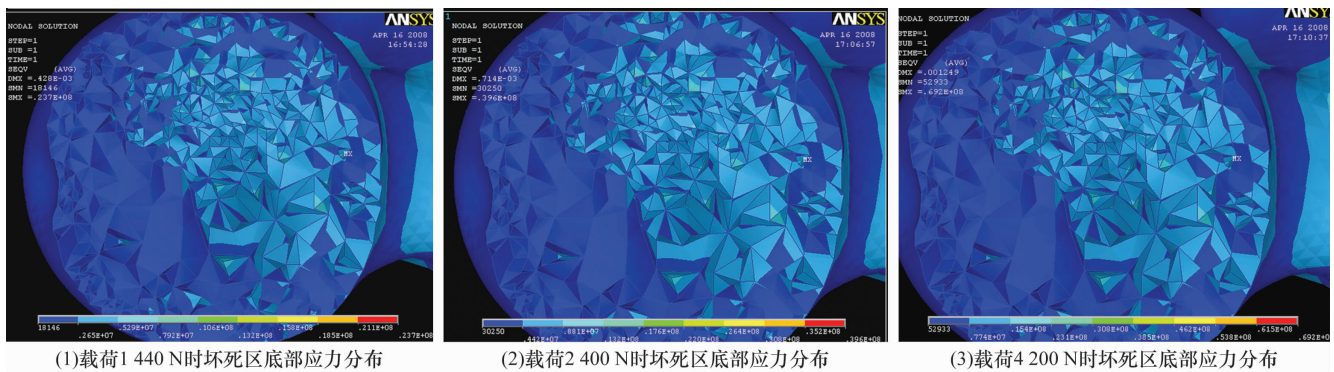


图9 坏死60%时不同载荷下股骨头坏死区底部应力分布图

**3.3 股骨头坏死区表面与底部的峰值应力** ①股骨头坏死区底部的应力明显较股骨头坏死区表面高；②在4 200 N 载荷作用下不同坏死范围的3 个模型及2 400 N 载荷作用下坏死组织体积分数为30%的坏死模型的坏死区底部的峰值应力均超过坏死骨组织的临界应力(表1)。

表1 股骨头坏死区表面与底部的峰值应力 MPa

股骨头坏死范围	部位	不同载荷下的峰值应力		
		1 440 N	2 400 N	4 200 N
30%	表面	0.146	0.243	0.424
	底部	0.340	0.567	0.992
50%	表面	0.105	0.174	0.305
	底部	0.235	0.392	0.685
60%	表面	0.105	0.175	0.306
	底部	0.237	0.396	0.692

**3.4 不同坏死范围下股骨头塌陷的可能性** 9 个坏死股骨头模型仅坏死区底部峰值应力点及附近小部分区域超过临界应力,其余大部分区域均未超过临界应力,即所有模型中坏死组织仅发生应力代偿不全性微骨折(表1、图4至图9)。

## 4 讨论

根据髌臼的解剖分区和股骨头的应力分布特点(负重区集中在顶部和前外侧)<sup>[12-13]</sup>以及坏死区域的

分布(高发部位在顶部和前外侧柱)和塌陷特点<sup>[12,14]</sup>,本研究以股骨头顶部和前外侧部为中心建立不同范围的股骨头坏死模型。本次设计的股骨头坏死模型坏死范围较大,后2种模型坏死区包含了股骨头整个负重区。因此,在一定程度上说,此3种模型可代表坏死范围较大类型的股骨头坏死。

在测定坏死股骨头表面应力变化时我们发现,坏死组织体积分数在50%以上时股骨头应力峰值区在股骨头后外侧;坏死组织体积分数为30%时,股骨头承重面既包括坏死区也涉及正常骨质区,其应力峰值区位于正常骨与死骨的交界区,应力峰值比坏死组织体积分数为50%和60%时大。这可能是因为加载合力位于坏死区表面,坏死区范围较大时坏死区表面范围超过股骨头负重区域,在坏死区底部产生应力集中;坏死区范围较小时,不但在坏死区底部有应力集中,而且在负重区坏死骨与正常骨之间也存在应力集中,这就是导致相同载荷下坏死区范围较小应力峰值却相对较大的原因。

在4 200 N 载荷作用下,不同坏死范围的3个坏死区表面峰值应力均未超过坏死骨组织的临界应力;而在同样应力情况下,不同坏死范围的3个模型的坏死区底部的峰值应力均超过坏死骨组织的临界应力。

此外,载荷为 2 400 N 时,坏死范围为 30% 的股骨头坏死模型的坏死区底部峰值应力超过坏死骨组织临界应力。这提示在坏死范围较大的情况下,峰值应力集中在股骨头坏死区底部。峰值应力超过坏死骨的承受能力易于发生局部的微骨折,而微骨折的出现将进一步降低坏死组织的屈服应力,使股骨头内微骨折如瀑布样进行性发生,最终导致股骨头塌陷。这也揭示了大范围坏死的股骨头为什么股骨头表面不出现塌陷,而塌陷最终出现在离股骨头承重面较远的坏死骨基底部的原因。在人正常行走活动中,当足跟着地期、足趾离地期的基本生理活动中的瞬间载荷较大的情况下大范围坏死骨基底部易发生应力骨折,最终导致塌陷。故建议患者一旦诊断为股骨头坏死,就应避免负重或控制负重,以减少来自于股骨头的异常应力,尽可能降低发生股骨头塌陷的风险。

一般情况下,股骨头坏死塌陷遵循应力集中→骨小梁微骨折→断层骨折→塌陷的病理过程。超过负荷应力集中区会产生一点或者几点的骨小梁突然断裂,而这种应力集中区的分布与应力峰值点的分布趋于一致,应力集中区即为骨折的危险点。因此,研究应力的峰值变化比研究均值变化更有意义。

股骨头坏死病灶的塌陷与生物力学因素有着直接的关系,其主要原因是坏死区应力水平下降、坏死骨周围的应力集中,其病理基础是骨小梁微骨折,其实质是一种生物力学不稳,我们将这种现象称为“头内不稳”。因此建议一旦诊断大范围股骨头坏死,应采用手术植入骨瓣、自体或异体腓骨、钎棒等方法,来减少股骨头内的不良应力,稳定股骨头内部结构,尽可能减少股骨头塌陷的发生。另外,本研究提供的基础数据可以验证髓芯减压术、打压植骨支撑术、钎棒植入术和截骨术等各种保髋手术的有效性。

通过本研究我们认为,坏死范围影响股骨头坏死区的应力分布;坏死区底部的应力高于坏死区表面;应力峰值超过临界值时出现软骨下深部松质骨微骨折,是导致股骨头塌陷的直接原因。

## 5 参考文献

- [1] Ha YC, Jung WH, Kim JR, et al. Prediction of collapse in femoral head osteonecrosis: a modified Kerboul method with use of magnetic resonance images[J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88( Suppl 3 ): 35 - 40.
- [2] Hernigou P, Lambotte JC. Volumetric analysis of osteonecrosis of the femur. Anatomical correlation using MRI[J]. J Bone Joint Surg Br, 2001, 83( 5 ): 672 - 675.
- [3] Nishii T, Sugano N, Ohzono K, et al. Significance of lesion size and location in the prediction of collapse of osteonecrosis of the femoral head: a new three - dimensional quantification using magnetic resonance imaging[J]. J Orthop Res, 2002, 20( 1 ): 130 - 136.
- [4] Yang JW, Koo KH, Lee MC, et al. Mechanics of femoral head osteonecrosis using three-dimensional finite element method[J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2002, 122( 2 ): 88 - 92.
- [5] Etienne G, Mont MA, Ragland PS. The diagnosis and treatment of nontraumatic osteonecrosis of the femoral head[J]. Instr Course Lect, 2004, 53: 67 - 85.
- [6] Steinberg DR, Steinberg ME, Garino JP, et al. Determining lesion size in osteonecrosis of the femoral head[J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88( Suppl 3 ): 27 - 34.
- [7] Lee MS, Tai CL, Senan V, et al. The effect of necrotic lesion size and rotational degree on the stress reduction in Transtrochanteric rotational osteotomy for femoral head osteonecrosis a three-dimensional finite - element simulation[J]. Clin Biomech( Bristol, Avon ), 2006, 21( 9 ): 969 - 976.
- [8] Floerkemeier T, Lutz A, Nackenhorst U, et al. Core decompression and osteonecrosis intervention rod in osteonecrosis of the femoral head: clinical outcome and finite element analysis[J]. Int Orthop, 2011, 35( 10 ): 1461 - 1466.
- [9] 史风雷, 张美超. 建立股骨头坏死有限元模型的方法[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12( 30 ): 5890 - 5891.
- [10] Brown TD, Ferguson AB Jr. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur[J]. Acta Orthop Scand, 1980, 51( 3 ): 429 - 437.
- [11] Brown TD, Pedersen DR, Baker KJ, 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.
- [12] Chen WP, Tai CL, Tan CF, et al. The degrees to which Transtrochanteric rotational osteotomy moves the region of osteonecrotic femoral head out of the weight-bearing area as evaluated by computer simulation[J]. Clin Biomech( Bristol, Avon ), 2005, 20( 1 ): 63 - 69.
- [13] Yoshida H, Faust A, Wilckens J, et al. Three - dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living[J]. J Biomech, 2006, 39( 11 ): 1996 - 2004.
- [14] Langlais F, Fourastier J. Rotation osteotomies for osteonecrosis of the femoral head[J]. Clin Orthop Relat Res, 1997, ( 343 ): 110 - 123.

(2011-11-28 收稿 2012-07-17 修回)