

· 论著 (应用基础研究) ·

包含肌肉、韧带组织的骨盆、髋臼 3D 有限元模型的构建

刘欣伟^{1,7}, 闫 寒¹, 刘中洋², 陈慧群³, 彭大振⁴, 孙大志⁵, 郭慧慧⁵, 赵立刚⁶, 赵东风¹ (解放军第 210 医院 1. 骨科, 2. 药剂科, 3. 消化内科, 4. 泌尿外科, 5. 麻醉科, 辽宁 大连 116021; 6. 93392 部队 卫生队, 辽宁 大连 116011; 7. 沈阳军区总医院 骨科, 全军重症战创伤救治中心, 沈阳军区总医院博士后工作站, 辽宁 沈阳 110840)

摘要:目的 尝试建立包含肌肉、韧带组织的骨盆、髋臼 3D 有限元模型。方法 基于多层螺旋 CT 扫描图片, 经医学影像处理及建模软件 Mimics 10.01 和 Simpleware 4.0 建立起正常成人的骨盆髋臼实体模型, 将由 ScanIP 模块下生成的 8 块特征骨组件的三角网格模型分别导入逆向工程软件 Geomagic studio 10.0 中进行修补与优化并进行模型的建立。结果 建立的人骨盆髋臼 3D 模型有限元节点数 68 352 个, 单元数 263 320 个, 该 3D 有限元模型严格符合骨盆髋臼生理解剖结构, 股骨头于髋关节内可做各向活动, 于计算机中可进行模拟观察。各解剖结构可分离显示, 可通过加载应力现实力学特性。结论 包含肌肉及韧带的骨盆髋臼 3D 有限元模型, 可以更逼真的显示骨盆髋臼生理解剖结构, 更加符合人体解剖结构特点并贴近真实, 在此基础上进行的力学加载计算结果将更加可靠。

关键词: 骨盆; 肌肉; 韧带; 三维有限元; 计算力学

中图分类号: R 322.7 文献标志码: A doi:10.3969/j.issn.1671-3826.2014.04.01 文章编号: 1671-3826(2014)04-0331-05

Establishing three-dimensional finite element model of pelvis and acetabulum including muscle and ligament around hip

Liu Xinwei^{1,7}, Yan Han¹, Liu Zhongyang², Chen Huiqun³, Peng Dazhen⁴, Sun Dazhen⁵, Guo Huihui⁵, Zhao Ligang⁶, Zhao Dongfeng¹ (1. Department of Orthopedics, 2. Department of Pharmacy, 3. Department of Gastroenterology, 4. Department of Urology, 5. Department of Anesthesiology, PLA 210th Hospital, Dalian Liaoning 116021, China; 6. Air Force No. 93392 Unit, Dalian Liaoning 116011, China; 7. Laboratory of Severe and War-related Trauma Center and Postdoctoral Workstation, General Hospital of Shenyang Command, Shenyang Liaoning 110840, China)

Abstract: Objective To establish three-dimensional (3-D) finite element model (FEM) of pelvis and acetabulum including muscle and ligament around hip. **Methods** Based on CT images, the 3-D solid models were established through the medical image processing and modeling software Mimics 10.01 and Simpleware 4.0. We put the STL model of 8 special bone parts generated by ScanIP module into the reverse engineering software Geomagic studio 10.0 for repairing, optimization and establishment of the model.

Results The human pelvic and acetabulum 3-D FEM was divided into 68 352 nodes and 263 320 units. All the models were effective and clearly reflected the real pelvic anatomy. Femoral head could be moved within the hip joint to the various activities and observed in computer simulation. Various anatomical structures could be separated, according to reality by loading stress mechanical properties. **Conclusion** The 3-D FEM of pelvis and acetabulum including muscle and ligament around the hip may show anatomy of pelvis and acetabulum, in line with the characteristics of human body and close to the true. Mechanical loading of calculation results on the basis of this model will be more reliable.

Key words: pelvis; muscle; ligament; three-dimensional finite element; computational mechanics

近年来, 高能量损伤导致的骨盆、髋臼骨折的发生率逐年上升。骨盆、髋臼作为人体承上启下的重要结构, 在人体活动过程中处于重要地位, 加之其解剖的不规则性, 导致骨盆、髋臼骨折的治疗对于骨科医生依然是一大挑战^[1-4]。生物力学研究中, 很多实验力学的标本使用的是人类的尸体

骨, 这些标本之间的个体差异常常存在且具不可控性^[5]。计算力学中骨盆、髋臼的三维重建技术、三维有限元法已经成为骨科基础与临床研究的重要辅助手段, 本研究拟利用三维有限元法建立包含肌肉及韧带的骨盆有限元模型, 较以往的建模方式能更贴切的反映骨盆力学环境的变化, 现报告如下。

1 材料和方法

1.1 实验材料 (1) SOMATOM Volume Zoom

基金项目: 大连市卫生局科研项目 (大卫计发[2013]192 号)

作者简介: 刘欣伟 (1979-), 男, 黑龙江哈尔滨人, 主治医师, 医学博士后, 目前主要从事脊柱、创伤领域研究

通信作者: 赵东风 主任医师, E-mail: zhaodongfengs@126.com

CT(德国 Siemens 公司);(2) syngo CT 2006A 工作站及 syngo 3D 软件包(德国 Siemens 公司);(3) Intel Pentium 8 核 3GHz CPU、16GB 内存、1G 显存的个人计算机;(4) Windows XP 64-bit 操作系统;(5) 医学影像处理及建模软件 Mimics 10.01(比利时 Materialise 公司)、Simpleware 4.0(英国埃克赛特公司);(6) 逆向工程软件 Geomagic Studio 10.0(美国 Raindrop 公司);(7) 计算机辅助设计软件 Rhino 5.0(美国 Robert Mcneel&Assoc. 公司);(8) 三维有限元分析软件 Abaqus 6.51(美国 Abaqus 公司);(9) Hypermesh 11.0(美国 Altair 公司);(10) 人体骨盆 CT 扫描:选取正常成年男性志愿者 1 名,30 岁,身高:179 cm,体质量:85 kg,无既往腰椎及骨盆病史。

1.2 图像的获取 志愿者进入研究前详细询问病史、体检和拍骨盆平片排除肌肉骨骼系统异常并签署知情同意书。志愿者仰卧于扫描台上,以多层螺旋 CT 对 L₃ 椎体至股骨中段区域进行扫描(120 kV,70 mA,1.0 s,层厚 1 mm,螺距 1.0,矩阵 512×512,扫描野 225 mm,窗宽 2 500 mm,窗位 100)。成像过程中,要求志愿者保持不动,得到 CT 图片共 355 张,点阵物理距离为 0.798 828 mm。将所扫描的髋关节断层图像直接以医学数字图像通讯标准(Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM)3.0 格式存储,刻录存盘,从而得到表示髋关节每层横截面的图像。以通用 DICOM 3.0 格式读入医学影像处理及建模软件 Mimics 10.01 和 Simpleware 4.0 中。

1.3 三角网格模型的建立 在 ScanIP 模块下将对初始图像再次进行处理、采样,调整好分辨率,使将生成的图像尽可能精细,通过截图方法切割兴趣野,获得目标区域的图像;调节适当的参数,运用软件中的递归高斯滤波器和形态滤波器对获取的图像进行降噪处理;通过填充及利用阈值工具对兴趣野进行最后动态阈值分割,对研究目标区域的骨骼进行标示并加以不同颜色的区分。对原始图像的降噪滤波、边界处理、阈值分割与特征提取完成后骨盆髋臼的三角形面片接口模式(stereolithography interface, STL)三角网格模型建立成功。此模型包含 3 节段腰椎即 L₃、L₄、L₅、1 块骶骨、2 块髌骨、2 块股骨(含股骨头)共计 8 部分组件。把生成的 STL 三角网格模型作为 Geomagic Studio 10.0 的导入文件,如图 1 所示。

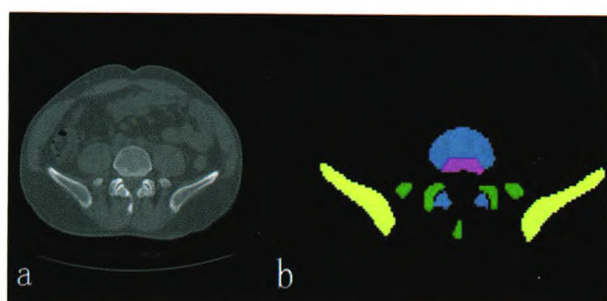


图 1 三角网格模型(横截面)

1.4 实体模型的建立 将由 ScanIP 模块下生成的 8 部分组件的三角网格模型再次导入 Geomagic Studio 10.0 中进行优化处理。基于曲率连续性原则对模型表面的空洞进行填充,对模型表面非特征性的压痕进行去除,从而平滑表面,避免了非特征性的高曲率及自相交面的产生。应用轮廓线对模型表面曲率的变化进行描述,再将封闭轮廓线(嵌片)的 U-V 网格线进行参数化调节,从而使非均匀有理 B 样条曲线(Non-Uniform Rational B-Splines, NURBS)曲面精细度达到满意的效果,从而生成具有 G1 连续的 NURBS 曲面模型即实体模型,图 2。

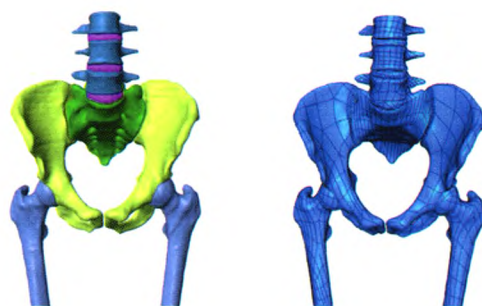


图 2 完整骨盆髋臼 STL 三角网格模型(左)及 NURBS 模型(右)

2 结果

如图 3 所示,配准后的基于 CT 建立的三维实体模型,以 IGES 格式导入软件 Hypermesh 11.0 中,进行 3D 有限元分析前处理相关设置如 Interaction、Mesh、Material、Load & Boundary、Validation 等参数。此模型验证通过,可进行 3D 有限元的图像分析、应力加载等操作。骨盆环有限元模型单元节点数、骨盆相关肌肉材料属性参数、骨盆相关韧带材料参数见表 1~3。人的骨盆髋臼三维有限元模型包括节点数 68 352 个,单元数 263 320 个,该 3D 有限元模型严格符合骨盆髋臼生理解剖结构,

股骨头于髋关节内可做各向活动,于计算机中可进行模拟观察。各解剖结构可分离显示,可通过加载应力现实力学特性。

表 1 骨盆环有限元模型单元节点数

部位	单元数	节点数
皮质骨	7 321	7 352
松质骨	19 113	5 002
肌肉	1 004	2 633
韧带	724	1 532

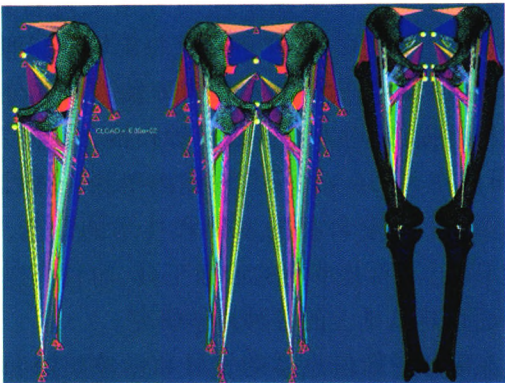


图 3 包含肌肉、韧带的骨盆髋臼 3D 模型

表 2 骨盆相关肌肉材料属性参数

肌肉	F_{peak}^M/N	L_{PEAK}^M/mm	L_{slack}^T/mm	β	L^{MT}/mm	$K_{iso}^{MT}/N \cdot mm^{-1}$	A^{ML}/mm^2	N
臀大肌	1 300	144	132	3	276	344	419	42
臀中肌	1 365	68	61	9	128	779	2 516	224
臀小肌	585	54	31	4	85	660	2 461	226
腰大肌	370	104	130	8	233	100	NA	NA
髂肌	430	100	90	7	190	167	4 233	294
股直肌(长头)	390	84	346	5	430	39	61	7
股直肌(短头)	390	84	346	5	430	39	240	25
阔筋膜张肌	155	95	425	3	520	13	208	19
缝匠肌	105	579	40	0	619	92	71	11
耻骨肌	175	133	20	0	153	306	190	19
半腱肌	330	201	262	5	462	44	121	12
半膜肌	1 030	80	359	15	436	100	210	21
股二头肌	720	109	341	0	450	74	121	12
大收肌	1 100	113	150	4	263	257	340	37
长收肌	420	138	110	6	247	134	96	9
短收肌	285	133	20	0	153	499	225	23
股薄肌	110	352	140	3	492	28	196	18
梨状肌	295	26	115	10	141	90	32	6
股方肌	255	54	24	0	78	372	232	21

注： F_{peak}^M :解剖下肌肉收缩产生的力值； L_{PEAK}^M :解剖下肌肉放松后的长度； L_{slack}^T :肌肉松弛长度； L^{MT} :肌纤维初始位与肌动蛋白插入肌凝蛋白后之间的距离长度； K_{iso}^{MT} :肌肉和韧带材料的均值刚度； A^{ML} :附着肌肉和韧带的皮质骨总面积；N:应力

表 3 骨盆相关韧带材料参数

韧带	$K^L/N \cdot mm^{-1}$	A^S/mm^2	N
髋髌关节韧带	5 000	1 391	525
髋棘韧带	1 500	112	12
髋结节韧带	1 500	539	56
髋腰韧带	1 000	506	50
腹股沟韧带	250	45	9
耻骨上韧带	500	97	10
耻骨弓韧带	500	156	15

注： F^L :韧带材料的刚度； A^S :韧带附着处皮质骨的面积，N:应力

3 讨论

3.1 多排螺旋 CT 与 DICOM 的应用 多排螺旋 CT(MSCT)的发明是 20 世纪医学发展的一个里程

碑,并且仍然是 21 世纪 CT 机的发展趋势^[6]。多排螺旋 CT 扫描时,被扫描组织的层厚由探测器宽度、排数或两者共同来控制,根据探测器不同的排列组合便可以得到不同的层厚。30 多年来,CT 的扫描速度越来越快,扫描方式从非螺旋到螺旋,检测器发展至当前的 64 排,扫描时间从将近 5 min 缩短到 0.5 s 左右,层厚从 5 mm 降低到 0.5 mm^[7-8]。多排螺旋 CT 并不仅仅提高了采集效率,还可得到各向同性(Isotropic)的图像质量,即 XYZ 三轴方向的分辨率一致性。在 CT 的二维平面图像上,是由像素(Pixel)组成的,而在三维重建时,图像是由体素(Voxel)组成的。在进行图像重建

时,我们需要将体素在不同的方向上进行重组。Light speed16 型多排 CT 的球管每旋转 1 圈即可获得 16 层图像,扫描速度及人体 Z 轴方向的分辨率均大幅度提高,均为亚秒或半秒扫描,配合多层采集,可以在 3~10 s 的采集时间内得到人体目标部位的图像。随着科技的发展和技术的革新,多排螺旋 CT 已不再是单纯的诊断工具,而且可以进行多平面重建基础上的各种科学研究。

在医学影像信息学的发展和影像归档和通信系统(PACS)的研究过程中,由于医疗设备生产厂商的不同造成与各种设备有关的医学图像存储格式千差万别。为此,美国放射学会和全美电子厂商联合会认识到急需建立一种规范化的标准。DICOM 即应运而生,目前已广泛地应用于各医学成像设备及 PACS、放射学信息系统(RIS)、医院信息系统(HIS)等信息系统的网络互联中^[9-11],并已发展成为医学影像信息学领域的国际通用标准。DICOM 标准中涵盖了医学数字图像的采集、归档、通信、显示及查询等几乎所有信息交换的协议;以开放互联的架构和面向对象的方法定义了一套包含各种类型的医学诊断图像及其相关的分析、报告等信息的对象集;定义了用于信息传递、交换的服务类与命令集,以及消息的标准响应;详述了唯一标识各类信息对象的技术;提供了应用于网络环境[开放式系统互联(OSI)或传输控制互联(TCP)、因特网互联协议(IP)]的服务支持;结构化地定义了制造厂商的兼容性声明(Conformance Statement)。DICOM 标准的推出与实现,大大简化了医学影像信息交换的实现,推动了远程放射学系统、PACS 的研究与发展,并且由于 DICOM 的开放性与互联性,使得与其他医学应用系统(HIS、RIS 等)的集成成为可能。

DICOM 不仅可直接读入 CT 机输出的数据文件、存储在计算机中,而且还可以改善 CT 图像质量,DICOM 文件提供了非常精细的组织密度信息,样本完成 CT 扫描后产生的数据信息可依照 DICOM 标准进行传输或存取。本研究使用 DICOM 医学数字图像通讯标准和 Mimics 软件辅助建模,为有限元模型的建立提供了极大的方便,而且由于 DICOM 格式的图像可以直接导入 Mimics 三维重建软件进行建模,减少了人为干扰,提高了建模精度。

3.2 骨盆、髌臼 3D 有限元模型建立的意义 进入 21 世纪以来,骨盆、髌臼骨折的治疗现状由原

来的“无法手术”而出现居高不下的病残率、病死率逐渐改观,外科医生们开始尝试手术治疗,并于 20 世纪 80 年代后期蓬勃发展。为提高手术疗效,科研人员开始利用尸体标本进行医学实验^[12-13],但是由于尸体标本来源较少,且价格昂贵,一些很有意义的生物力学实验,常因为找不到充足的实验材料而无法顺利进行,或因为样本量较少而缺乏说服力。尤其是进行破坏性的力学实验时,标本来源更是需要想方设法解决的重要问题,且尸体标本的运输、保存、维护也是一项高成本的工作;另外,尸体标本的使用次数有限,重复性一般。因此,利用数字化力学模型进行生物力学测试越来越成为一种重要的实验手段。

从骨的分类角度而言,人体骨盆、髌臼属于不规则骨,其外形多为自由形状的曲面,难以用准确的数学解析方程进行描述,且由于骨骼局部材料特性表现为塑性等非线性 and 各项异性的特征,其受力后的应力和应变的计算涉及到非线性计算问题。而 3D 有限元法在模拟、分析骨盆、髌臼此类不规则骨的应力、应变分布情况具有明显优势,并且被广泛应用于计算力学领域。数字化力学骨骼模型可以反映标本的力学性能,可代替大体标本进行很多力学实验^[14-16]。Phillips 等^[17]建立了正常骨盆的三维模型,并对髌关节静力载荷作用后的力学分布及载荷影响进行分析,发现加载肌肉及韧带后的骨盆三维有限元模型应力分布更加逼真,与骨盆标本膜片法进行的生物力学分析结果基本接近。本实验通过参考正常人解剖结构参数,利用 3D 有限元法基于正常骨盆 CT 图像重建骨盆 3D 有限元模型并验证成功、有效,我们所构建的 3D 有限元模型具备较高的仿真度,并能够比较好地反映标本的解剖学特点及力学特性,为今后利用骨盆、髌臼 3D 有限元模型进行再次建模及其他生物力学实验提供了经验和研究基础。

(致谢!感谢加拿大 British Columbia 大学 Tian XG 博士、沈阳军区总医院全军重症战创伤实验室柳云恩博士后在本实验中对 Hypermesh 11.0 软件应用的指导和帮助)。

参考文献:

- [1] Liu XW, Xu SG, Zhang CC, et al. Application of a shape-memory alloy internal fixator for treatment of acetabular fractures with a follow-up of two to nine years in China[J]. Int Orthop,

- 2010, 34(7): 1033-1040.
- [2] 刘欣伟, 魏显招, 王志伟, 等. 髌臼骨折 ABC 分类系统的可信度评价[J]. 第二军医大学学报, 2012, 33(5): 510-512.
- [3] 刘欣伟, 苏佳灿, 张春才, 等. 髌臼骨折 Letoumel 分型系统评价及分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2009, 17(10): 731-733.
- [4] 刘欣伟, 王攀峰, 张春才. 髌臼骨折的外科治疗进展[J]. 实用医学杂志, 2009, 25(22): 3735-3736.
- [5] 刘欣伟, 王攀峰, 张春才. 髌臼骨折生物力学研究进展[J]. 实用医学杂志, 2010, 26(15): 2851-2853.
- [6] Wang JW, Tang C, Pan BR. Data analysis of low dose multi-slice helical CT scan in orbital trauma[J]. Int J Ophthalmol, 2012, 5(3): 366-369.
- [7] Lee SJ, Jang KH, Spangberg LS, et al. Three-dimensional visualization of a mandibular first molar with three distal roots using computer-aided rapid prototyping[J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006, 101(5): 668-674.
- [8] Viceconti M, Zannoni C, Testi D, et al. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2007, 85(2): 138-151.
- [9] Anderson DE, Cotton JR. Mechanical analysis of percutaneous sacroplasty using CT image based finite element models[J]. Med Eng Phys, 2007, 29(3): 316-325.
- [10] Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD. Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies[J]. J Biomech Eng, 2005, 127(3): 364-373.
- [11] Mabouwana T, Qian Y. Determining scanned body part from DICOM Study description for relevant prior study matching[J]. Stud Health Technol Inform, 2013, 192: 67-71.
- [12] Liu XW, Xu SG, Zhang YT, et al. Biomechanical study of acetabular tridimensional memoryalloy fixation system[J]. J Mater Eng Perform, 2011, 20(4-5): 671-678.
- [13] Liu XW, Xu SG, Zhang CC, et al. Biomechanical study of posterior wall acetabular fracture fixation using acetabular tridimensional memoryalloy-fixation system[J]. Clin Biomech, 2010, 25: 312-317.
- [14] Amid R, Raoofi S, Kadkhodazadeh M, et al. Effect of micro-thread design of dental implants on stress and strain patterns: a three-dimensional finite element analysis[J]. Biomed Tech (Berl), 2013, 9: 1-11.
- [15] Butz KD, Merrell C, Nauman EA. A three-dimensional finite element analysis of finger joint stresses in the MCP joint while performing common tasks[J]. Hand (NY), 2012, 7(3): 341-345.
- [16] Harshitha Gowda BH, Satish Babu CL. Connector design in a long-span-fixed dental prosthesis: A three-dimensional finite element analysis[J]. Indian J Dent Res, 2013, 24(2): 178-182.
- [17] Phillips AT, Pankaj P, Howie CR, et al. Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions[J]. Med Eng Phys, 2007, 29(7): 739-741.

(收稿日期: 2013-09-18; 修回日期: 2013-10-14)

· 病例报告 ·

肋骨尤文瘤 1 例

戴放, 石金艳 (解放军第 210 医院 放射科, 辽宁 大连 116021)

关键词: 骨肿瘤; 肋骨; 尤文瘤

中图分类号: R 738.7

病人, 男, 22 岁。发热, 右侧胸痛、乏力 1 月, 加重 1 周。专科查体: 胸廓对称无畸形, 右侧胸壁压痛明显, 拒按, 但无软组织肿胀, 两侧呼吸音及语颤对称, 无皮下捻发感。实验室检查: WBC $6.0 \times 10^9/L$, N 0.700, 血沉 40 mm/h。X 线平片示: 右侧第 7 后肋可见局部骨质破坏区, 密度不均匀, 界限不清。诊断: 右侧第 7 后肋骨质破坏, 多考虑为恶性病变。穿刺检查, 未查到肿瘤细胞。手术所见: 右侧第 7 肋骨中段肿块, 约 6.0 cm $\times$ 3.0 cm 大小, 质硬边界不清, 肿块侵犯肋间肌, 未侵及上下肋骨及胸壁肌肉, 右肺门及纵隔内未见结节肿块。病理: (右) 肋骨尤文瘤。

讨论 尤文瘤(Ewing stumor)又称尤文肉瘤(Ewing's

Sarcoma), 本病占恶性骨肿瘤的 4%, 好发年龄为 10~25 岁, 全身骨骼均可发病, 以四肢长骨多见, 其中下肢骨约占 2/3, 肋骨较少见, 全身症状类似骨感染表现, 如发热、白细胞增高、局部软组织肿等。本例患者年轻, 发热, 血沉加快, 局部疼痛及肋骨骨质破坏, 符合尤文瘤的临床及影像改变。尤文瘤主要应与急性骨髓炎相鉴别, 早期两者临床和影像学表现相似, 但骨髓炎常有弥漫性软组织肿胀, 而尤文瘤可见局限性软组织肿块, 急性骨髓炎病史短, 以周计, 多有明确急性病史, 可有死骨, 骨增生与破坏同时存在; 尤文瘤无骨增生, 病变进行性加重。在组织学上, 尤文瘤骨组织为不成熟的网状骨, 无板层结构, 骨细胞无异性性, 周围有成骨细胞包绕等特征^[1]。

参考文献:

- [1] 谢元忠, 吴化民, 李长勤, 等. Ewing 肉瘤 X 线平片分析[J]. 中国医学影像学杂志, 2002, 10(3): 166-168.

(收稿日期: 2013-10-24)