doi:10.11659/jjssx.04E021031

·基础研究·

基于有限元模型的骨盆骨折后力学研究

魏国强[1],车丽芳[1],牛晓芬[1],张 凯[2],王 一[1],史国鹏[1],白 灵[1],王海燕[3],李筱贺[3,4],许阳阳[1] (1.长治市人民医院康复医学科,山西 长治 046000;2.乌兰察布市第二医院骨科,内蒙古 乌兰察布 012000;3.内蒙古医科大学基础医学院解剖教研室,内蒙古 呼和浩特 010110;4.内蒙古医科大学数字医学中心,内蒙古 呼和浩特 010110)

[摘 要] **目的** 探讨骨盆骨折保守治疗后不同姿势下骨盆应力分布情况,以提供有关骨盆力学特征的新见解。**方法** 利用患者螺旋CT影像资料进行三维重建,建立骨盆有限元模型,在L_5上终板施加400 N的力,固定坐骨结节,模拟患者骨盆中立位、前倾位、后倾位不同姿势,观察骨盆应力分布情况。**结果** 骨盆前倾20°位在位置1(耻骨上支与右侧髂骨的骨折断面)、位置3(坐骨支的骨折断面)、位置4(耻骨下支的骨折断面)均明显增大,说明在此体位下对骨盆骨折断端影响最大,其次是骨盆后倾10°位与后倾20°位。应力大小次序:前倾20°位(5.25 MPa)>后倾20°位(3.63 MPa)>后倾10°位(3.38 MPa)>前倾10°位(2.18 MPa)>中立位(2.15 MPa)。**结论** 通过建立有限元模型,对骨折位置进行应力分析,得出不同坐位姿势下力学变化趋势,可为康复训练的动作选择提供临床参考。

[关键词] 骨盆骨折;生物力学;有限元分析;应力

[中图分类号] R496 [文献标识码] A [收稿日期] 2021-04-08

[基金项目] 国家自然科学基金(81460330,81560348,81860383,81260269);内蒙古自治区科技计划项目(2019);内蒙古教育厅青年科技英才项目(njyt-15-b05);内蒙自治区科技计划项目(2019GG115);内蒙古自治区自然科学基金(2016MS08131,2020MS08124,2020LH08021);内蒙古医科大学后续科研项目(2020);内蒙古医科大学科技转化项目(YKD2020CGZH009);内蒙古自治区“草原英才”工程青年创新人才;内蒙古医科大学“治学”人才二类(2021)

[通信作者] 许阳阳,E-mail:1459103211@qq.com;李筱贺,E-mail:798242742@qq.com

[17] Nascimento RPD, Machado APDF, Galvez J, et al. Ulcerative colitis: Gut microbiota, immunopathogenesis and application of natural products in animal models[J]. Life Sci, 2020, 258: 118129. doi: 10.1016/j.lfs.2020.118129.

[18] Liu JL, Gao YY, Zhou J, et al. Changes in serum inflammatory cytokine levels and intestinal flora in a self-healing dextran sodium sulfate-induced ulcerative colitis murine model[J]. Life Sci, 2020, 263: 118587. doi: 10.1016/j.lfs.2020.118587.

[19] Neurath MF. IL-23 in inflammatory bowel diseases and colon cancer[J]. Cytokine Growth Factor Rev, 2019, 45: 1-8. doi: 10.1016/j.cytogfr.2018.12.002.

[20] Shen J, Cheng J, Zhu S, et al. Regulating effect of baicalin on IKK/IKB/NF-kB signaling pathway and apoptosis-related proteins in rats with ulcerative colitis[J]. Int Immunopharmacol, 2019, 73: 193-200. doi: 10.1016/j.intimp.2019.04.052.

[21] Castro-Dopico T, Dennison TW, Ferdinand JR, et al. Anti-commensal IgG drives intestinal inflammation and type 17 immunity in ulcerative colitis[J]. Immunity, 2019, 50(4): 1099-1114. e10. doi: 10.1016/j.immuni.2019.02.006.

[22] Qi Q, Liu YN, Jin XM, et al. Moxibustion treatment modulates the gut microbiota and immune function in a dextran sulphate sodium-induced colitis rat model[J]. World J Gastroenterol, 2018, 24(28): 3130-3144. doi: 10.3748/wjg.v24.i28.3130.

[23] Dong LN, Wang M, Guo J, et al. Influences of probiotics combined with sulfasalazine on rats with ulcerative colitis via the Wnt/β-catenin signaling pathway[J]. Eur Rev Med Pharmacol Sci, 2019, 3(14): 6371-6378. doi: 10.26355/eurrev_201907_18461.

[24] Zhang M, Merlin D. Nanoparticle-based oral drug delivery systems targeting the colon for treatment of ulcerative colitis[J]. Inflamm Bowel Dis, 2018, 24(7): 1401-1415. doi: 10.1093/ibd/izy123.

[25] Osafo N, Obiri DD, Danquah KO, et al. Potential effects of xylopic acid on acetic acid-induced ulcerative colitis in rats[J]. Turk J Gastroenterol, 2019, 30(8): 732-744. doi: 10.5152/tjg.2019.18389.

[26] Ganji-Arjenaki M, Rafieian-Kopaei M. Probiotics are a good choice in remission of inflammatory bowel diseases: a meta analysis and systematic review[J]. Cell Physiol, 2018, 233(3): 2091-2103.

[27] 余海平,李春耕. 双歧杆菌三联活菌片联合美沙拉嗪对溃疡性结肠炎患者免疫功能及肠黏膜屏障功能的影响[J]. 现代中西医结合杂志, 2018, 27(29): 3220-3223. doi: 10.3969/j.issn.1008-8849.2018.29.009.

[28] 吴 可,苏鹏飞,佟延新. 美沙拉秦联合双歧杆菌嗜酸乳杆菌肠球菌三联活菌治疗溃疡性结肠炎效果及对患者血清sRAGE、Vaspin、炎性因子等影响[J]. 临床误诊误治, 2020, 33(2): 37-42. doi: 10.3969/j.issn.1002-3429.2020.02.009.

[29] Wu S, Chen Z. Astragaloside IV alleviates the symptoms of experimental ulcerative colitisin vitroandin vivo[J]. Exp Ther Med, 2019, 18(4): 2877-2884. doi: 10.3892/etm.2019.7907.

[30] Wang JP, Dong LN, Wang M, et al. MiR-146a regulates the development of ulcerative colitis via mediating the TLR4/MyD88/NF-κB signaling pathway[J]. Eur Rev Med Pharmacol Sci, 2019, 23(5): 2151-2157. doi: 10.26355/eurrev_201903_17260.

(编辑:杨 颖)

Mechanical study of pelvic fracture based on finite element model

WEI Guo-qiang[1], CHE Li-fang[1], NIU Xiao-fen[1], ZHANG Kai[2], WANG Yi[1], SHI Guo-peng[1], BAI Ling[1], WANG Hai-yan[3], LI Xiao-he[3,4], XU Yang-yang[1] (1. Department of Rehabilitation Medicine, People's Hospital of Changzhi City, Changzhi Shanxi 046000, China; 2. Department of Orthopedics, The Second Hospital of Ulan Qab City, Ulan Qab Inner Mongolia 012000, China; 3. Department of Anatomy, School of Basic Medical Sciences, Inner Mongolia Medical University, Hohhot Inner Mongolia 010110, China; 4. Digital Medicine Center, Inner Mongolia Medical University, Hohhot Inner Mongolia 010110, China)

Abstract: Objective To investigate the distribution of pelvic stress under different postures after conservative treatment of pelvic fractures, in order to provide new insights on the mechanical characteristics of the pelvis. **Methods** Three-dimensional reconstruction was performed by using the patient's spiral computer tomograpy (CT) image data to establish the pelvic finite element model. Apply a force of 400 N to the upper end plate of L_5 to fix the ischial tuberosity. The different postures of the patient's pelvis in the neutral position, anterior position, and posterior position was simulated, and the distribution of pelvic stress was observed. **Results** The 20° anterior tilt of the pelvis increases significantly in position 1 (fracture section of the superior pubic branch and right ilium), position 3 (fracture section of the ischial branch), and position 4 (fracture section of the inferior pubic branch), which indicated that this position has the greatest impact on the pelvis fracture end, followed by the 10° and 20° posterior tilt of the pelvic. The order of stress magnitude was: 20° anterior tilt (5.25 MPa) > 20° posterior tilt (3.63 MPa) > 10° posterior tilt (3.38 MPa) > 10° anterior tilt (2.18 MPa) > neutral position (2.15 MPa). **Conclusion** Through the establishment of finite element model, the stress analysis of the fracture position is carried out, and the change trend of the mechanics under different sitting postures is obtained, which can provide a clinical reference for the selection of rehabilitation training actions.

Keywords: pelvic fracture; biomechanics; finite element analysis; stres

骨盆骨折的发生率约为3%,病死率为10%~16%,骨盆环损伤相对罕见,发生率为0.03‰~0.23‰[1-4]。骨盆骨折通常是由高冲击力创伤所致,如汽车碰撞、高处跌落、车辆撞伤,多发生于年轻人[5]。数字医学是研究数字技术、信息技术、计算机技术、通信技术、人工智能、虚拟现实等技术在医学领域的应用规律和发展趋势,探讨计算机科学、信息学、电子学等与医学相互交叉或结合而形成的新理论、新知识、新技术和新产品,挖掘基于数字化条件而衍生的新模式、新流程和新机理。本研究利用数字医学技术中三维重建方法,以真实的骨折模型去模拟探讨骨折后在不同姿势下运动康复训练的机械反应,从而为骨盆骨折的力学行为和建模提供参考,同时有助于指导骨折后康复训练。

早期康复运动对于骨盆骨折患者的术后管理非常重要。多项指南建议骨盆骨折后需早期运动,包括床椅转移、床上坐位训练、坐带有扶手的椅子、使用辅助设备行走等[6-7]。适当负重会引起相邻骨性骨折组件之间的微小运动,刺激骨折愈合。在康复训练和日常活动中虽不清楚患者实际承受的准确重量、骨愈合的具体程度,但在临床康复中很少发生过载荷导致的并发症。然而,过载和欠载都会使康复效果受到影响。康复训练中处处存在生物力学,而大多有限元分析(finite element analysis, FEA)研究没有与康复训练结合。因此,了解不同康复训练方法的潜在优势和弱点至关重要[8]。本研究基于CT影像资料,利用Mimics、Geomagic、Hypermech、Abaqus软件建立人体骨盆三维模型,利用FEA方法分析骨盆骨折在不同坐位姿势下的生物力学行为,以期为临床提供必要的生物力学依据,使患者骨折后不同坐位姿势下的力学变化可视化。

1 材料与方法

1.1 研究对象

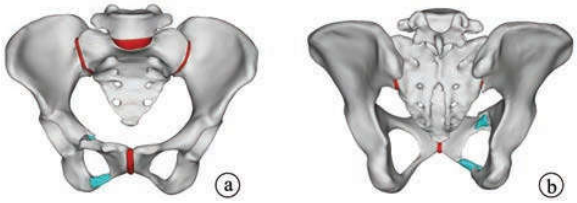
患者,女,52岁,体质量55 kg,2020年8月被两汽车连续相撞后就诊于长治市人民医院。病史:双肺挫裂伤,右侧气胸;双侧胸膜增厚;右侧胸壁多发积气;右侧锁骨及多发肋骨软骨骨折;坐骨、耻骨骨折伴盆腔积液积血;左股骨下段骨折。内科治疗:头部及口腔伤口清创缝合,补液,输注红细胞等。外科治疗:右锁骨切开复位钛板内固定术,左股骨行闭合复位髓内钉内固定术,骨盆骨折(Tile A型)保守治疗。于2020年9月转入康复医学科进行康复治疗。选取该患者DICOM格式原始骨盆影像资料进行研究。

1.2 实验设备及相关软件

CT扫描设备:64排128层螺旋CT机(Siemens,德国),薄片厚度1.25 mm,间距1.25 mm,重建层厚度0.625 mm,重建间距0.625 mm。3D重建软件:Mimics 21.0, 3-matic 13.0 (Materialise, 比利时); Geomagic Studio 2013 (Raindrop Geomagio Inc, 美国); Hypermesh 2019 (Atair Corporation, 美国); Abaqus 2020 (Dassault System, 法国)。台式电脑:CPU, inter(R) Core(TM) i7-9700 CPU@3.00GHz 八核;RAM内存,32.0 G。

1.3 建模方案

将患者骨盆CT影像资料以DICOM格式导入Mimics 21.0图像处理软件中读取数据,提取L_5与骨盆模型,于3-matic 13.0中模拟$L_5 \sim S_1$椎间盘,将各模型导入Geomagic Studio 2013软件中生成实体模型,再导入Hypermesh 2019软件中进行网格划分,用T3D2线单元模拟韧带,再用Mimics 21.0利用灰度值对模型进行材料属性定义与赋值,采用Abaqus 2020对生成模型进行装配、约束条件的界定等处理,然后进行力学分析;骨盆重建模型见图1。



a:正面观;b:背面观

图1 骨盆重建模型

1.4 材料特性定义

由于人体结构属于非线性的变化,属性材料若按照骨皮质和骨松质来赋值,其实是按线性属性处理,为了体现骨骼的非线性特点,可以利用Mimics 21.0按照CT资料灰度值赋属性。以大量文献为参考,定义材料杨氏模量与泊松比,骨质结构以灰度值赋值,为非线性结构;椎间盘定义为弹性结构(表1)。

表1 材料属性[9-11]

结构	杨氏模量/MPa	泊松比
骨组织	椎骨利用灰度值赋值	
软骨	15	0.45
髓核	1	0.49
纤维环	4.2	0.45
韧带	20	0.30

使用经验公式以十种材料属性对骨性部分进行赋值[12]:

$$D = -13.4 + 1\,017\ Gv$$

$$E = -388.8 + 5\,952\ D$$

D为材料密度,Gv为CT图像灰度值,E为材料弹性模量,Mimics 21.0中有限元网格(FEA Mesh)标签下(Materials)命令可设置

1.5 定义接触、设置边界条件和施加载荷

设置上、下关节突,骶髂关节软骨接触定义摩擦系数为0.15[13],设置纤维环与髓核为tie连接,椎体与韧带的接触为tie连接。于L_5上终板施加垂直地面的力400 N[14],模拟患者上半身体质量,于坐骨结节位置添加固定约束,进行骨盆中立位、前倾10°位、前倾20°位、后倾10°位、后倾20°位5个工况的研究(图2)。

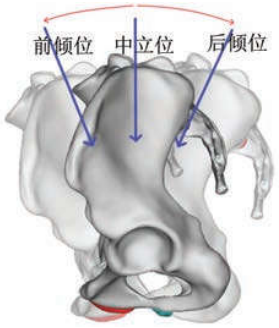
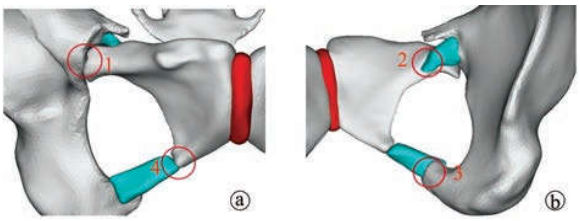


图2 骨盆不同姿势

1.6 观察位置

位置1:耻骨上支与右侧髂骨的骨折断面;位置2:上方游离骨与耻骨上支的骨折断面(未与右髂骨相连);位置3:坐骨支的骨折断面;位置4:耻骨下支的骨折断面(图3)。



a:骨折断端正面观;b:骨折断端背面观

图3 应力观察位置

2 结果

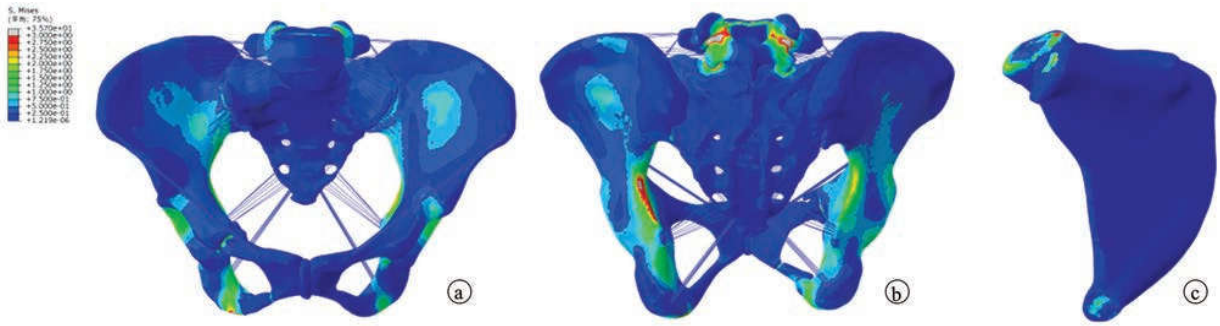
实验得到应力云图,并绘出不同坐位姿势骨盆应力云图(图4、5)。

位置1(耻骨上支与右侧髂骨的骨折断面):中立位(2.15 MPa)与前倾10°位(2.18 MPa)应力值分布相似,前倾20°位(5.25 MPa)应力值达到峰值,后倾10°位(3.38 MPa)与后倾20°位(3.63 MPa)应力值分布相似。

位置2(上方游离骨与耻骨上支的骨折断面):不同姿势下此处应力值分布较小,中立位(0.11 MPa),前倾10°位(0.11 MPa),前倾20°位(0.27 MPa),后倾10°位(1.71 MPa)应力值达到峰值,后倾20°位(0.13 MPa)。

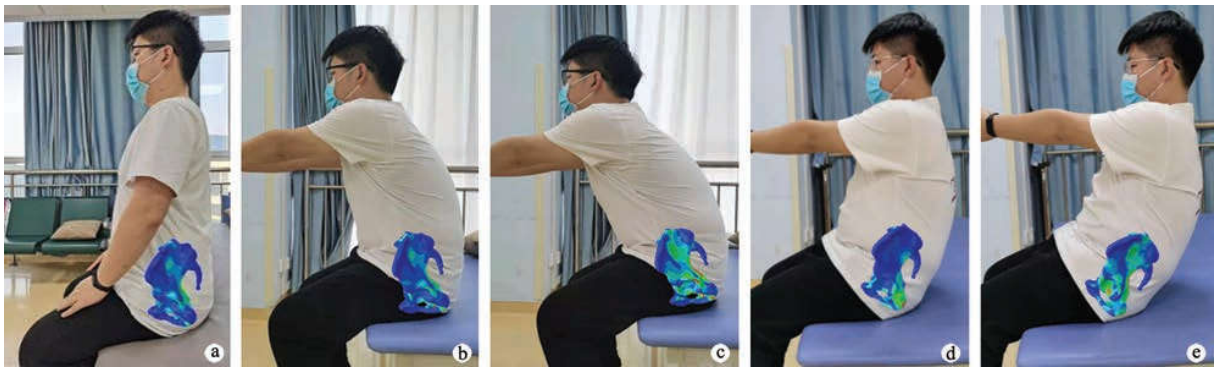
位置3(坐骨支的骨折断面):中立位(2.50 MPa)与前倾10°位(2.55 MPa)应力值分布相似,前倾20°位(6.08 MPa)应力值达到峰值,后倾10°位(4.17 MPa)到后倾20°位(3.33 MPa)应力值略有下降。

位置4(耻骨下支的骨折断面):中立位(1.56 MPa)与前倾10°位(1.59 MPa)应力值分布相似,前倾20°位(3.78 MPa)应力值达到峰值,后倾10°位(1.53 MPa)到后倾20°位(1.94 MPa)应力值略有上升。



a:骨盆前面观;b:骨盆后面观;c:骨折断端

图 4　骨盆中立位应力云图



a:中立位;b:前倾 10°位;c:前倾 20°位;d:后倾 10°位;e:后倾 20°位

图 5　不同坐位姿势骨盆应力云图

骨盆前倾 20°位的应力值在位置 1(耻骨上支与右侧髂骨的骨折断面)、位置 3(坐骨支的骨折断面)、位置 4(耻骨下支的骨折断面)均明显增大,说明在此体位下对骨盆骨折断端影响最大,其次是骨盆后倾 10°位与后倾 20°位。应力大小次序:前倾 20°位 > 后倾 20°位 > 后倾 10°位 > 前倾 10°位 > 中立位(图 6)。

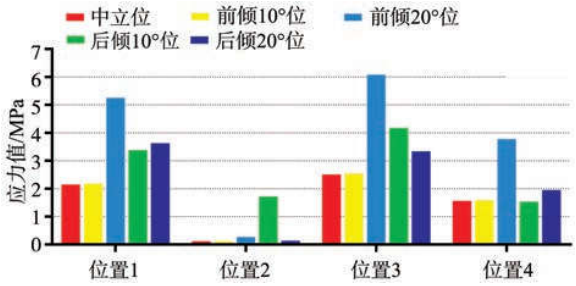


图 6　骨折断端位置应力值

3　讨论

基于计算机断层扫描的股骨有限元模型已被广泛用于估计骨的刚度和强度。FEA 也已广泛应用于矫形支具研究[15-18]、脊柱内固定生物力学研究[19-20]、外科器械的设计[21]、椎间盘退变生物力学研究[22]、脊柱动态生物力学研究[11]等医学领域,且在骨盆生物力学中具有非常重要的地位[23]。很多学者通过有限元模型对骨盆进行了研究,高应超等[24]建立坐位骨盆三维有限元模型分析其生物力学特征,指出建立的人体骨盆三维有限元模型可以较客观地反映人体骨盆的解剖结构和力学特性,具有较高真实性和精确度,能满足临床骨盆重建模拟仿真分析的需要。Li 等[25]通过建立有限元模型对外固定下的骨盆骨折在不同姿势包括站立时的力学特征进行了研究,指出骨盆上的应力区域随着姿势的变化而变化,骨盆在中立位更稳定,这意味着骨盆中立位可能比其他倾斜位置骨折愈合更好。Xu 等[26]通过建立骨盆有限元模型,指出通过手法使骶髂关节产生位移与韧带产生应变可能是骶髂关节疼痛缓解的一种机制。张玉东等[23]通过构建人体跌坐条件下骨盆有限元模型与瓷砖地面碰撞,发现应力与应变在骶髂关节处最大。因此,通过有限元方法对骨盆进行生物力学分析是目前比较常用的方法之一。

本研究利用真实患者的骨盆模型,通过骨折断端接触位置的应力变化,探索其在骨盆不同坐位姿势下的力学变化,结果显示骨盆中立位对于骨折断端影响最小,而骨盆前倾位与骨盆后倾位应力分布均变大,而且倾斜角度越大,应力会越大;对于骨折部位而言,坐骨支与耻骨下支连接处较耻骨上支应力分布更大,提示患者进行早期康复时,推荐骨盆中立位或较小角度

(<10°)的倾斜位置进行训练;骨盆前倾20°位的应力值在位置1(耻骨上支与右侧髂骨的骨折断面)、位置3(坐骨支的骨折断面)、位置4(耻骨下支的骨折断面)均明显增大,说明在此体位下对骨盆骨折断端影响最大,其次是骨盆后倾10°位与后倾20°位;应力大小次序:前倾20°位(5.25 MPa)>后倾20°位(3.63 MPa)>后倾10°位(3.38 MPa)>前倾10°位(2.18 MPa)>中立位(2.15 MPa);应力增大为骨盆前倾或后倾对骨折处产生了剪切力所致;并且可很明显发现断端接触面存在明显应力集中现象,由于不同患者恢复速度存在差异性,人体修复环境的复杂性,无法确定不同骨折愈合时期,但是通过此案例可以得出以下观点:①骨折会改变骨盆形态学特征,造成力学分布改变;②骨折后愈合处会比以往承受更大负荷,使得稳定性下降;③骨盆FEA可以预测骨骼稳定性。

综上,坐位姿势下,骨盆倾斜角度越大,骨盆的应力值越大,且相同角度下,前倾比后倾应力值大,而中立位骨盆应力分布最小,提示骨盆骨折后运动训练早期应在中立位,逐渐变化倾斜角度。本研究通过探讨康复训练(不同坐位训练)在骨盆骨折中的力学变化,可为临床康复训练的体位选择提供参考,但为了训练过程中安全,康复训练方法需谨慎选择。

[参考文献]

[1] Balogh Z, King KL, Mackay P, et al. The epidemiology of pelvic ring fractures: a population-based study[J]. J Trauma, 2007, 63(5): 1072-1073. doi: 10.1097/TA.0b013e3181589fa4.

[2] Laird A, Keating JF. Acetabular fractures: a 16-year prospective epidemiological study[J]. J Bone Joint Surg Br, 2005, 87(7): 969-973. doi: 10.1302/0301-620X.87B7.16017.

[3] Mclachlin S, Lesieur M, Stephen D, et al. Biomechanical analysis of anterior ring fixation of the ramus in type C pelvis fractures[J]. Eur J Trauma Emerg Surg, 2018, 44(2): 185-190. doi: 10.1007/s00068-017-0788-4.

[4] Adrian CK, Axel G, Christian K, et al. Biomechanical comparison of minimally invasive treatment options for Type C unstable fractures of the pelvic ring[J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2020, 106(1): 127-133. doi: 10.1016/j.otsr.2019.09.032.

[5] Coccolini F, Stahel PF, Montori G, et al. Pelvictrauma: WSES classification and guidelines[J]. World J Emerg Surg, 2017, 12(1): 1-18. doi: 10.1186/s13017-017-0117-6.

[6] Ftouh S, Morga A, Swift C. Management of hip fracture in adults: summary of NICE guidance[J]. BMJ, 2011, 7(2): 342-350. doi: 10.1136/bmj.d3304.

[7] Swierstra BA, Vervest AM, Walenkamp GH, et al. Dutch guideline on total hip prosthesis[J]. Acta Orthopaedica, 2011, 82(5): 567-576. doi: 10.3109/17453674.2011.623575.

[8] Lee KJ, Um SH, Kim YH. Postoperative rehabilitation after hip fracture: a literature review[J]. Hip & Pelvis, 2020, 32(3): 125-131. doi: 10.5371/hp.2020.32.3.125.

[9] Akrami M, Craig K, Dibaj M, et al. A three-dimensional finite element analysis of the human hip[J]. J Med Eng Technol, 2018, 42(5): 546-552. doi: 10.1080/03091902.2019.1576795.

[10] Jia S, Li Y, Xie J, et al. Differential response to vibration of three forms of scoliosis during axial cyclic loading: a finite element study[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2019, 20(2): 1-10. doi: 10.1186/s12891-019-2728-4.

[11] 白锦毅. 人体动态生物力学优化的Lenke 1型青少年特发性脊柱侧凸仿真三维有限元模型的建立[D]. 上海: 中国人民解放军海军军医大学, 2019.

[12] 张馨元, 丁晓红, 段朋云. 基于骨骼材料分布特征的髋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. doi: 10.3969/j.issn.1002-3208.2020.05.003.

[13] 高加智, 辛 杰, 王洪玉. 不同桥接组合式内固定系统重建骨盆后环稳定性的有限元分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2020, 28(4): 342-348. doi: 10.3977/j.issn.1005-8478.2020.04.12.

[14] 束 晖, 黄晓微. 不同构型前路双钢板固定B、C型骶髂关节脱位的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(12): 1810-1814.

[15] 张 彬. 脊柱侧弯发展趋势的预测和矫形的有限元分析[D]. 昆明: 昆明理工大学, 2016.

[16] 易红蕾. 新型脊柱侧凸三维矫形支具的有限元分析、顺应性监测及临床应用初探[D]. 上海: 第二军医大学, 2014.

[17] Sattout A, Clin J, Cobetto N, et al. Biomechanical assessment of providence nighttime brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis[J]. Spine deformity, 2016, 4(4): 253-260. doi: 10.1016/j.jspd.2015.12.004.

[18] Cooper L, Gullane A, Harvey J, et al. Experimental platform to facilitate novel back brace development for the improvement of spine stability [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2019, 22(15): 1163-1173. doi: 10.1080/10255842.2019.1645837.

[19] Su Y, Wang X, Ren D, et al. A finite element study on posterior short segment fixation combined with unilateral fixation using pedicle screws for stable thoracolumbar fracture[J]. Medicine, 2018, 97(34): 23-41. doi: 10.1097/MD.0000000000012046.

[20] Zhou C, Cha T, Li G. An upper bound computational model for investigation of fusion effects on adjacent segment biomechanics of the lumbar spine[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2019, 22(14): 1126-1134. doi: 10.1080/10255842.2019.1639047.

[21] Guan W, Sun Y, Qi X, et al. Spinal biomechanics modeling and finite element analysis of surgical instrument interaction [J]. Comput Assist Surg, 2019, 24(1): 151-159. doi: 10.1080/24699322.2018.1560086.

[22] Hu BW, Lv X, Chen SF, et al. Application of finite element analysis for investigation of intervertebral disc degeneration: from laboratory to clinic[J]. Curr Med Sci, 2019, 39(1): 7-15. doi: 10.1007/s11596-019-1993-7.

[23] 张玉东, 吴 涛, 孟 璐, 等. 人体跌坐条件下骨盆有限元模型构建及生物力学分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2019, 34(12): 1274-1276. doi: 10.7531/j.issn.1672-9935.2019.12.014.

[24] 高应超, 郭 征, 付 军, 等. 坐位骨盆的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(22): 3997-4001. doi: 10.3969/j.issn.1673-8225.2011.22.003.

[25] Li L, Lu J, Yang L, et al. Stability evaluation of anterior external fixation in patient with unstable pelvic ring fracture: a finite element analysis[J]. Ann Transl Med, 2019, 7(14): 1-10. doi: 10.21037/atm.2019.05.65.

[26] Xu Z, Li Y, Zhang S, et al. A finite element analysis of sacroiliac joint displacements and ligament strains in response to three manipulations [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2020, 21(1): 709-719. doi: 10.21203/rs.3.rs-33684/v2.

(编辑:贺绍梅)