

文章编号: 1004-7220(2021)02-0284-06

股骨颈骨折术后不同复位质量的力学特性分析

王颖, 马剑雄, 柏豪豪, 卢斌, 孙磊, 王岩, 田爱现, 董本超,
秦国宁, 靳洪震, 李岩, 马信龙

(天津市天津医院(天津大学天津医院)骨科研究所, 天津 300050)

摘要:目的 探究股骨颈骨折术后不同复位质量的力学特性。方法 选用 Sawbones 人工合成股骨模型 3 例, 将 2 例造模成为 Pauwel III 型股骨颈骨折, 并在骨折模型上以倒三角方式置入 3 颗空心螺钉, 用以固定骨折, 并保持不同复位质量(定义为模型 1、2); 另外 1 例模型为无骨折模型, 即不进行任何造模操作(定义为完整模型); 在力学试验机上对股骨模型进行垂直载荷加载。结果 当股骨头位移达到 4 mm 时, 完整模型和模型 1、2 承受的平均载荷分别为 (236.30 ± 5.35) 、 (196.57 ± 3.56) 、 (69.50 ± 2.95) N, 3 组载荷具有显著性差异。当股骨头位移达到 5 mm 时, 完整模型和模型 1、2 承受的平均载荷分别为 (276.7 ± 3.40) 、 (232.93 ± 2.64) 、 (80.83 ± 4.54) N, 3 组载荷具有显著性差异。结论 股骨颈骨折术后复位质量越差, 股骨承受应力的能力越弱, 术后康复过程中并发骨不愈合、再骨折、股骨头坏死的机率越高。

关键词: 股骨颈骨折; 复位质量; 空心螺钉; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.018

Analysis on Mechanical Characteristics of Femoral Neck Fracture with Different Reduction Qualities

WANG Ying, MA Jianxiong, BAI Haohao, LU Bin, SUN Lei, WANG Yan,
TIAN Aixian, DONG Benchao, QIN Guoning, JIN Hongzhen, LI Yan, MA Xinlong*(Institute of Orthopedics Research, Tianjin Hospital (Tianjin University), Tianjin 300050, China)*

Abstract: **Objective** To investigate biomechanical characteristics of femoral neck fracture with different reduction qualities. **Methods** Three cases of Sawbones artificial femoral models were selected, and two cases of Pauwel III femoral neck fracture were modeled. Three cannulated screws were inserted into the models in the form of inverted triangle to fix the fracture. Two cases maintained different reduction qualities (defined as Model 1 and Model 2). In the third case, no modeling operation was performed (defined as intact model). Then the strain gauges were respectively pasted on regions of interest of the 3 femoral models. Finally, the femur model was applied with the vertical load on mechanical testing machine. **Results** When the displacement of femoral head reached 4 mm, the average load of intact model, Model 1 and Model 2 was (236.30 ± 5.35) , (196.57 ± 3.56) , (69.50 ± 2.95) N, showing significant differences. When the displacement of femoral head reached 5 mm, the

收稿日期: 2020-04-29; 修回日期: 2020-06-25

基金项目: 国家自然科学基金项目(11772226, 81871777), 中国博士后基金(2017M621087), 天津市博士后基金(TJQYBSH2017017), 天津市科技计划项目(16ZXZNGX00130, 18PTLCSY00070)

通信作者: 马信龙, 教授, 主任医师, 博士生导师, E-mail: maxinlong@126.com

average load of intact model, Model 1 and Model 2 was (276.7 ± 3.40) , (232.93 ± 2.64) , (80.83 ± 4.54) N, showing significant differences. **Conclusions** The lower the reduction quality of the femoral neck fracture, the weaker the ability of the femur to bear stress, the higher the probability of nonunion, re-fracture and femoral head necrosis in the process of postoperative rehabilitation.

Key words: femoral neck fracture; reduction quality; cannulated screw; biomechanics

股骨颈骨折又称为股骨颈囊内骨折,是临床常见的创伤性骨折,约占全身骨折 3.61%^[1]。患者年龄多在 50~70 岁,但其他年龄段人群也常有发生,并具有各自的特点。研究表明,虽然在一些欧洲发达国家髋部骨折的发病率不再升高,但中国、美国、日本等国的发病率仍逐年攀升,其中股骨颈骨折约占 53.27%^[2-7]。股骨颈骨折后极易发生骨折不愈合、股骨头坏死等并发症,给患者身心造成严重伤害。骨折不愈合是股骨颈骨折较为常见的并发症,患者一旦发生骨折不愈合,即将面临二次手术,增加患者身心及经济负担。股骨头坏死是股骨颈骨折术后高发的并发症,多发生于骨折复位固定后 1~3 年,早期不易发现。当患者出现明显疼痛时,股骨头坏死较为严重或已塌陷,严重者出现跛行或残疾^[8]。

早期在股骨颈骨折术后并发股骨头坏死的分析研究中,血运受到破坏是最早用于解释骨折术后股骨头坏死发生发展的主要因素,也由此产生影响骨折术后愈合的其他因素,如复位质量和内固定等^[9-16]。不良的术后复位质量影响骨折断端血运的通行,股骨头内血供受到破坏,骨小梁活性受到影响,直至发生囊性变,最终发生坏死塌陷^[17]。近年来,随着对股骨头坏死研究的深入,研究人员逐渐意识到力学因素在股骨颈骨折术后并发股骨头坏死的过程中起到关键作用,故提出股骨头坏死的力学学说,并有很多学者通过动物实验、临床试验验证了此学说的可靠性。然而,在股骨颈骨折术后并发症发生的生物力学因素研究中,还鲜有关于复位质量是否是骨折康复重要影响因素的相关研究报道。

因此,本文针对股骨颈骨折空心钉内固定术后不同的复位质量开展生物力学特性对比试验,从生物力学角度探究股骨颈骨折术后不同复位质量对骨折后期康复的影响。

1 材料与方法

1.1 实验标本

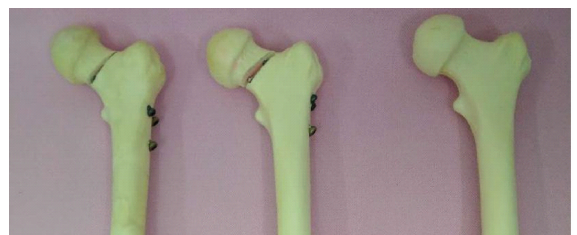
选用 Sawbones 人工合成股骨模型 3 例,股骨颈骨折治疗用空心螺钉 6 颗。

1.2 仪器设备

Light Speed 64 排螺旋 CT 影像设备(GE 公司, 美国); 医学图像三维重建软件 Mimics 22.0; ElectroForce[®] 3510 力学测试系统(Bose 公司, 美国); DH5922D 动态信号测试分析系统(江苏东华测试技术股份有限公司)。

1.3 骨折模型制备

将 2 例人工股骨造模成为 Pauwel III 型股骨颈骨折,即骨折线角度大于 50°,并仿照临床股骨颈骨折空心钉固定治疗,在骨折模型上置入 3 颗空心螺钉,用以固定骨折。置入时螺钉以倒三角方式置入,股骨线两端不完全复位,保留一定的残留移位,两例模型保留不一样的残留移位;最后 1 例模型不进行任何造模操作,保持无骨折状态(见图 1)。因此,3 例股骨分别为 1 例无移位完整模型以及 2 例移位模型(分别定义为模型 1、2)。



(a) 模型1

(b) 模型2

(c) 完整模型

图 1 模型实物

Fig.1 Pictures of the models (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Intact model

1.4 复位质量定量

对 3 组造模后的人工股骨进行 CT 扫描,获得 DICOM 数据;并将数据导入 Mimics 软件中,分别进

行三维重建(见图2)。完整模型重建后作为无骨折、无移位的标准模型,与模型1、2分别进行配准(以大转子、小转子和股骨干为标志点),测量两例移位模型的空间偏移参数,包括股骨头小凹最低点位移、股骨头中心位移、股骨头偏转角度(见图3)。

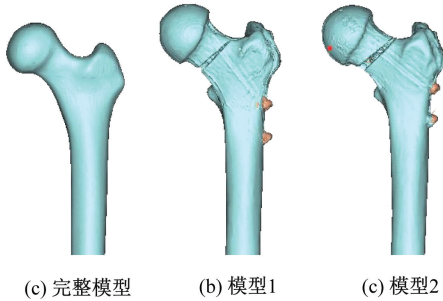
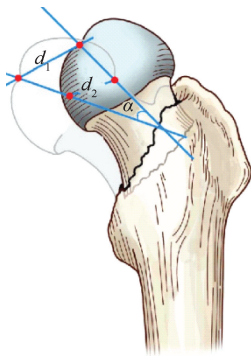


图2 模型三维重建

Fig.2 Three-dimensional reconstruction of the models

(a) Intact model, (b) Model 1, (c) Model 2



d_1 -股骨头小凹最低点位移, d_2 -股骨头中心位移, α -股骨头偏转角度

图3 股骨颈骨折复位质量量化参数

Fig.3 Quantitative parameters of reduction quality for femoral neck fracture

1.5 模型应变采集

实验中每个标本使用 DH5922D 动态信号测试分析系统 2 通道信号输入,信号采集使用高精度 BX120-3AA 应变片。在股骨颈上端骨折线头侧和颈侧、股骨颈下端骨折线头侧和颈侧、股骨外侧大转子下端和股骨内侧小转子下端分别黏附 1 个应变片,以采集股骨以上 6 个部位的应变变化。分别定义 6 个应变片为 1~6 号,每个应变片对应位置见图 4(a)。黏附时,待应变片粘胶完全风干后,应变片应紧紧粘贴于股骨干骨面,再将应变片连接导线的接线处用绝缘胶带包裹,防止短路;连接完成后,

用 DHDAS 软件平台检测每个应变片的电阻值,保证每个应变片都能正常工作,正常电阻值小于 $(120 \pm 1) \Omega$ 。每次测试前,使用 DHDAS 软件平台进行平衡再清零的操作。

1.6 载荷加载与数据采集

为保证股骨可以稳定放置于力学测试系统并接收力学加载,需对所有实验标本远端进行固定,并用牙托粉对股骨远端进行包埋,保留小转子下 5 cm 长度,包埋材料为义齿基托树脂。标本包埋后,将股骨远端放入力学测试系统卡具中卡紧,并按人体站立位摆放标本。加载前调节设备标本高度,保证力学测试系统压盘、股骨头用卡具以及标本股骨头上端三者相接触[见图 4(b)],有一定摩擦力;并在每次实验前预加载 50 N,用以确定三者接触并保证加载的压力沿股骨干方向传导,防止标本偏移。正式实验时以位移为控制单元,加载速率为 2 mm/min,直至标本位移达到 5 mm 为止,每例模型分别进行 3 次加载。采集标本在加载过程中的位移和载荷,记录标本在位移 4、5 mm 时承受的载荷,以及股骨颈附近 1~6 号应变片的应变。

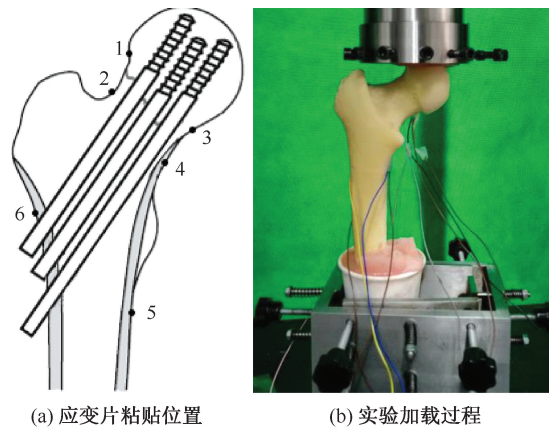


图4 股骨模型力学实验

Fig.4 Mechanical experiment of femur model (a) Sticking position of strain gauge, (b) Loading process of the experiment

1.7 统计分析

应用 SPSS 21 进行统计分析,计量资料首先使用 Shapiro-Wilk 检验判断数据是否为正态分布,模型载荷与应变均为正态分布数据,且方差齐性,以均数 \pm 标准差表示。将 3 组模型标本位移达到 4、5 mm 时的载荷采用单因素方差分析进行比较;同时

对每个应变片在 3 组模型中的应变极值采用组间单因素方差分析进行比较。 $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 复位质量量化结果

经三维重建,空间移位测量后,模型 1 股骨头小凹最低点位移为 10.5 mm,股骨中心位移为 6.63 mm,股骨头偏转角度为 11.3°;模型 2 股骨头小凹最低点位移为 13.21 mm,股骨中心位移为 8.35 mm,股骨头偏转角度为 18.2°。

2.2 位移-载荷关系

在载荷加载过程中,随着轴向压力逐渐增加,3 例股骨模型标本的股骨头位移呈现逐渐增大的趋势。可以明显看出,模型 2 变化趋势较为平缓,说明其在承受较小的外力载荷时就会产生较大的位移;相较模型 2 而言,完整模型、模型 1 承受外力载荷的能力更强,而完整模型承受外力载荷的能力最强(见图 5)。

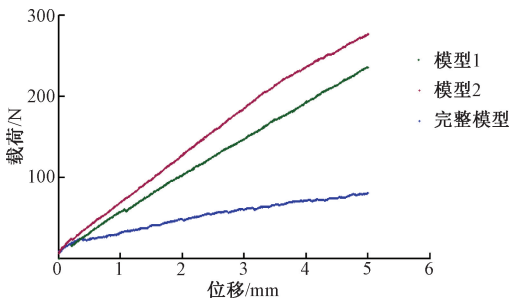


图 5 股骨颈不同移位程度股骨模型位移-载荷曲线
Fig.5 Displacement-load curve of femoral model with different reduction

当股骨头位移达到 4 mm 时,完整模型、模型 1、模型 2 平均载荷分别为 (236.30 ± 5.35) 、 (196.57 ± 3.56) 、 (69.50 ± 2.95) N,3 组模型承受的平均载荷均有显著性差异。当股骨头位移达到 5 mm 时,完整模型、模型 1、模型 2 平均载荷分别为 (276.7 ± 3.40) 、 (232.93 ± 2.64) 、 (80.83 ± 4.54) N,3 组模型承受的平均载荷也存在显著性差异($P < 0.05$)。

2.3 股骨应变结果

比较 3 组模型 6 个应变片的平均应变发现,3 组模型在 1、2 号应变片位置承受的是张力,在 3~6 号应变片位置承受的是压力。同时,3 组模型均

在 5 号应变片位置产生最大应变。经统计学分析,每个应变片的应变极值在 3 组模型之间具有统计学差异(见表 1)。

表 1 3 组模型上应变片应变极值

Tab.1 Strain extreme of strain gauges on three groups of models

应变片	完整模型	模型 1	模型 2	P
1	143.70±7.36	135.74±6.02	82.98±7.06	0.00
2	89.02±7.73	109.80±2.98	65.60±5.21	0.00
3	-75.32±4.28	-183.21±3.02	-244.93±6.77	0.00
4	-98.11±4.75	-85.29±3.13	-1087.24±8.42	0.00
5	-356.42±6.04	-623.63±5.50	-1372.8±5.67	0.00
6	-28.01±5.57	-27.33±2.08	-295.89±8.43	0.00

根据模型 2 股骨颈附近 6 个应变片的应变曲线(纵坐标为感兴趣区域应变变化后与变化前的比值)可以看出,5 号应变片在股骨受到轴向应力时应变变化幅度最大,说明股骨在 5 号应变片位置承受的压力最大。其次,应变变化较大的是 4 号应变片,3、6 号应变片位于骨折线附近产生幅度相对较小的变化;1、2 号应变片位置股骨受到的是张力,且应变很小。同时,1 号应变片在载荷加载过程中应变波动明显,也许是由于该应变片距离载荷加载位置最近,同时又位于骨折线上端股骨头侧边缘,加载时处于不稳定状态造成(见图 6)。

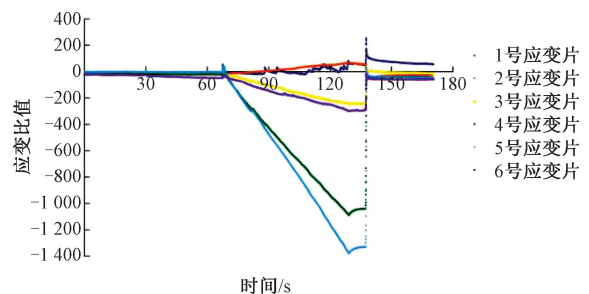


图 6 加载过程中模型 2 应变曲线
Fig.6 Strain curve of Model 2 during loading

3 讨论

本文比较了股骨颈骨折术后不同移位程度的股骨生物力学特性。实验样本移位模型采用的 Pauwel III 型股骨颈骨折,是一种临床常见的极不稳定骨折;内固定采用的空心钉固定,是临床常用内固定方式;同时,移位模型的空间偏移程度在临床股骨颈骨折术后患者平均移位范围内,更好地模拟了临床病例实际股骨颈骨折术后偏移^[18]。另外,实

验中使用的 Sawbone 人工合成骨模型是生物力学实验中常用的尸体骨替代骨,其在物理性质上已经非常接近人体骨骼,较常见于股骨骨折的生物力学研究中^[19-20]。

近年来,生物力学实验在临床骨折研究中得到快速发展。Nüchtern 等^[21]研究发现,InterTan 髓内钉在固定治疗不稳定型股骨转子间骨折时优于 Gamma 钉。匡明杰等^[22]比较分析不同内固定治疗股骨转子间骨折的力学优势。本文力学加载采用以位移为控制单元的方法,与 Krischak 等^[23]力学实验采用的方法相同,但是后者实验中以应力大小为加载终止点,主要用于探究不同内固定物在失效载荷条件下的力学特性。而本文实验依旧以位移量为应力加载终止点,当股骨整体位移达到 5 mm 时,终止应力加载,原因如下:① 临床股骨颈骨折治疗可接受的股骨最大位移量为 4 mm;② 防止模型在加载过程中发生断裂,对实验结果造成误差。

本文结果显示,完整模型具有更强的应力承受能力,而偏移程度最大模型(模型 2)承受应力的能力最差。实验中加载的轴向应力即为人体站立位时股骨受力方向,当患者股骨颈骨折术后复位质量不良时,会因为骨折断端承受更大的剪切力、扭转力和弯曲力,导致骨折再移位和不愈合,甚至发生股骨头坏死等并发症,给患者身心带来再次伤害。临床调查资料显示,骨折的移位程度越大、复位质量越差、应力因素改变越大,股骨头坏死发生率越高^[24-25]。蔡跃波等^[26]研究证实,当股骨前倾角改变时,股骨的应力分布就会发生变化,且随着前倾角的变化,股骨颈承受的有效应力峰值、最大位移、等效应变均逐渐增大。结合实验结果,本文认为,当前倾角改变时,股骨应力承受能力变差,同时还会承受更大的应力,进一步加剧了股骨颈骨折术后并发症的发生。因此,良好的解剖复位对股骨颈骨折治疗及康复起着关键性的作用。

本文发现,6 个应变片的位置中受力最大部位是 5 号位置,其次是 4 号位置。根据股骨头内骨小梁结构可知,1、2 号应变片恰位于股骨头内主张力小梁位置,3~5 号应变片位于压力小梁位置,且 4、5 号应变片恰位于股骨距表面^[27-29]。同时,从应变片的应变极值结果可以看出,应变片所受力的方向与股骨头内小梁分布相同,且 3 组模型在载荷加载过

程中恰为 5 号应变片位置受力最大,该结果与股骨颈受力传导规律相一致^[30]。

4 结论

股骨颈骨折空心钉内固定术后不同复位质量对股骨后期康复过程中的受力具有一定的影响,且复位质量越差,股骨承受应力的能力越弱,这也大大增加了股骨康复过程中并发骨不愈合、再骨折、股骨头坏死的几率。因此,从生物力学角度看,复位质量依然是影响股骨颈骨折术后并发症高发的关键因素。同时,本文也证实股骨受力过程中应力主要由股骨距位置承受,并完成向股骨干方向的传导。因此,在股骨颈骨折复位时,建议尽量将股骨距完全复位,以恢复股骨受力及传导能力。然而,本研究也存在一定的局限性:① 模型数量较少,模型骨的生物力学性能与活体股骨有一定差异,均会对实验结果造成一定影响;② 模型 1、2 均以移位模型统称,并未针对两者的移位程度开展进一步分析。因此,下一步需要加大样本量,对不同复位质量量化参数间对股骨受力的影响进行验证分析,以期对临床股骨颈骨折手术复位指导意义更大。

参考文献:

- [1] SWART E, ROULETTE P, LEAS D, *et al.* ORIF or arthroplasty for displaced femoral neck fractures in patients younger than 65 years old: An economic decision analysis [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2017, 99(1): 65-75.
- [2] ICKS A, AREND W, BECKER C, *et al.* Incidence of hip fractures in Germany, 1995-2010 [J]. *Arch Osteoporos*, 2013, 8(1-2): 140.
- [3] MARAVIC M, TAUPIN P, LANDAIS P, *et al.* Change in hip fracture incidence over the last 6 years in France [J]. *Osteoporosis Int*, 2011, 22(3): 797-801.
- [4] HAGINO H, SAKAMOTO K, HARADA A, *et al.* Nationwide one-decade survey of hip fractures in Japan [J]. *J Orthop Sci*, 2004, 9(1): 1-5.
- [5] XIA WB, HE SL, XU L, *et al.* Rapidly increasing rates of hip fracture in Beijing, China [J]. *J Bone Miner Res*, 2012, 27(1): 125-129.
- [6] STEVENS JA, RUDD RA. The impact of decreasing U.S. hip fracture rates on future hip fracture estimates [J]. *Osteoporosis Int*, 2013, 24(10): 2725-2728.
- [7] TIAN FM, ZHANG L, ZHAO HY, *et al.* An increase in the

- incidence of hip fractures in Tangshan, China [J]. *Osteoporosis Int*, 2014, 25(4): 1321-1325.
- [8] AI ZS, GAO YS, SUN Y, *et al.* Logistic regression analysis of factors associated with avascular necrosis of the femoral head following femoral neck fractures in middle-aged and elderly patients [J]. *J Orthop Sci*, 2013, 18(2): 271-276.
- [9] HAIDUKEWYCH GJ, BERRY DJ. Salvage of failed treatment of hip fractures [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2005, 13(2): 101-109.
- [10] ZLOWODZKI M, WEENING B, PETRISOR B, *et al.* The value of washers in cannulated screw fixation of femoral neck fractures [J]. *J Trauma*, 2005, 59(4): 969-975.
- [11] BERIS AE, PAYATAKES AH, KOSTOPOULOS VK, *et al.* Non-union of femoral neck fractures with osteonecrosis of the femoral head: Treatment with combined free vascularized fibular grafting and subtrochanteric valgus osteotomy [J]. *Orthop Clin N Am*, 2004, 35(3): 335-343.
- [12] FOGER-SAMWALD U, VEKSZLER G, HORZ-SCHUCH E, *et al.* Molecular mechanisms of osteoporotic hip fractures in elderly women [J]. *Exp Gerontol*, 2016, 73: 49-58.
- [13] 汪松, 张骏, 马信龙. 生物力学因素在股骨头坏死发生发展中的作用研究进展[J]. *山东医药*, 2015, 55(11): 89-91.
- [14] ZHANG YL, ZHANG W, ZHANG CQ. A new angle and its relationship with early fixation failure of femoral neck fractures treated with three cannulated compression screws [J]. *Orthop Traumatol Surg*, 2017, 103(2): 229-234.
- [15] XU DF, BI FG, MA CY, *et al.* A systematic review of undisplaced femoral neck fracture treatments for patients over 65 years of age, with a focus on union rates and avascular necrosis [J]. *J Orthop Surg Res*, 2017, 12(1): 28-39.
- [16] 魏文卿, 崔海坡, 陈舰, 等. 不同固定方式对股骨颈骨折固定效果的影响[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(2): 216-222.
- WEI WQ, CUI HP, CHEN J, *et al.* Influence of fixation methods on fixation effects of femoral neck fracture [J]. *J Med Biomech*, 35(2): 216-222.
- [17] KYLE RF. Fractures of the femoral neck [J]. *Instr Course Lect*, 2009, 58: 61-68.
- [18] WANG Y, MA JX, YIN T, *et al.* Correlation between reduction quality of femoral neck fracture and femoral head necrosis based on biomechanics [J]. *Orthop Surg*, 2019, 11(2): 318-324.
- [19] 姜滔, 吕一, 沈建国, 等. Sawbones 人工合成骨和尸体骨的生物力学比较研究[J]. *中医正骨*, 2010, 22(5): 17-20.
- [20] 施慧鹏, 孙辉, 胡海, 等. 复杂不稳定型股骨粗隆间骨折3种固定系统的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(2): 126-130.
- SHI HP, SUN H, HU H, *et al.* Biomechanical study of three fixation systems for complex unstable femoral intertrochanteric fractures [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(2): 126-130.
- [21] NUCHTERN, JV, RUECKER AH, SELLENSCHLOH K, *et al.* Malpositioning of the lag screws by 1- or 2-screw nailing systems for pertrochanteric femoral fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2014, 28(5): 276-282.
- [22] 匡明杰, 马剑雄, 董强, 等. Gamma 钉与 InterTan 髓内钉固定治疗股骨转子间骨折的生物力学性能比较[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2017, 8(19): 708-713.
- [23] KRISCHAK GD, AUGAT P, BECK A, *et al.* Biomechanical comparison of two side plate fixation techniques in an unstable intertrochanteric osteotomy model: Sliding hip screw and percutaneous compression plate [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(10): 1112-1118.
- [24] 刘明伟, 黄海滨, 廖小波, 等. 青少年股骨颈骨折后股骨头坏死原因分析[J]. *辽宁中医药大学学报*, 2010, 5(12): 187-188.
- [25] 夏新权, 刘劲, 胡波. 股骨颈骨折愈合后再发头坏死的相关因素分析[J]. *中国现代医生*, 2009, 47(36): 30-31.
- [26] 蔡跃波, 唐迎春, 李建赤, 等. 股骨颈骨折内固定术后前倾角变化对股骨近端力学影响的有限元分析[J]. *中国当代医药*, 2016, 23(1): 107-109.
- [27] VERHULP E, RIETBERGEN BV, HUISKES R. Comparison of micro-level and continuum-level voxel models of the proximal femur [J]. *J Biomech*, 2006, 39(16): 2951-2957.
- [28] RYAN TM, KROVITZ GE. Trabecular bone ontogeny in the human proximal femur [J]. *J Hum Evol*, 2006, 51(6): 591-602.
- [29] 夏春波, 秦小云, 沈洪涛, 等. 股骨距的解剖与生物力学研究[J]. *中国运动医学杂志*, 2010, 29(4): 448-450.
- [30] 张奇, 宋朝晖, 李西成, 等. 股骨小转子 X 线测量及临床意义[J]. *河北医药*, 2007, 29(4): 366-367.