

文章编号:1004-7220(2015)01-0062-06

## 不同载荷下3种固定方式治疗胫骨平台后外侧骨折的有限元分析

张岩<sup>1</sup>, 范鑫斌<sup>1</sup>, 梁旭<sup>1</sup>, 杨铁毅<sup>1</sup>, 叶维光<sup>1</sup>, 邵进<sup>1</sup>, 龚璐璐<sup>2</sup>

(1. 上海市浦东新区公利医院 骨科, 上海 200135; 2. 同济大学 生命科学与技术学院, 上海 200092)

**摘要:** **目的** 探索不同轴向载荷下3种固定方式(外侧钢板螺钉组、后侧钢板螺钉组、前后拉力螺钉组)治疗胫骨平台后外侧骨折的生物力学特性差异。**方法** 利用胫骨平台CT图片的相关数据建立胫骨平台后外侧1/2和1/4骨折3种固定方式的实体模型,进行网格划分。分析不同轴向载荷作用下,3种固定方式治疗胫骨平台后外侧1/2和1/4骨折模型的受力状况。**结果** 1 kN轴向载荷下,对于1/2骨折固定模型,外侧钢板螺钉组、后侧钢板螺钉组、前后拉力螺钉组骨折块的位移分别为552.082、67.964、54.085  $\mu\text{m}$ ,内固定物的应力分别为306.745、231.844、73.047 MPa;对于1/4骨折固定模型,外侧钢板螺钉组、后侧钢板螺钉组、前后拉力螺钉组骨折块的位移分别为416.072、302.107、150.639  $\mu\text{m}$ ,内固定的应力分别为306.673、208.467、73.607 MPa。1.5 kN轴向载荷下,各种固定方式下骨折块的位移和内固定物的应力都相应增加,数据的变化趋势同1 kN载荷情况相似。**结论** 两种载荷下,不同骨折模型均显示前后拉力螺钉组的生物力学稳定性最具优势,后侧钢板螺钉亦可以获得相近的力学特性。在临床工作中,对于移位不明显的胫骨平台后外侧骨折,前后拉力螺钉固定方式可以作为首选。

**关键词:** 胫骨平台; 后外侧骨折; 固定; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.01.062

## Finite element analysis on three internal fixations for posterolateral tibial plateau fracture under different loads

ZHANG Yan<sup>1</sup>, FAN Xing-bin<sup>1</sup>, LIANG Xu<sup>1</sup>, YANG Tie-yi<sup>1</sup>, YE Wei-guang<sup>1</sup>, SHAO Jin<sup>1</sup>, GONG Lu-lu<sup>2</sup> (1. Department of Orthopaedics, Gongli Hospital of Pudong New Area, Shanghai 200135, China; 2. School of Life Science and Technology, Tongji University, Shanghai 200092, China)

**Abstract: Objective** To investigate the differences in biomechanical properties of 3 internal fixation patterns (the lateral plate and screw group, the rear plate and screw group, and the front and rear lag screw group) for treating posterolateral tibial plateau fracture under different axial loads. **Methods** Based on CT data of the tibial plateau, the entity model of 1/2 and 1/4 posterolateral tibial plateau fracture with 3 internal fixations were established and meshed to analyze force status of the fracture models with 3 internal fixations under different axial loads. **Results**

Under the axial load of 1 kN, for the 1/2 posterolateral tibial plateau fracture model, the displacements of the fracture fragments in the lateral plate and screw group, the rear plate and screw group, and the front and rear lag screw were 552.082, 67.964, 54.085  $\mu\text{m}$ , respectively, and the stresses on the fixation device were 306.745, 231.844, 73.047 MPa, respectively. For the 1/4 posterolateral tibial plateau fracture model, the displacements in the three groups above were 416.072, 302.107, 150.639  $\mu\text{m}$ , respectively, and the stresses on the fixation device were 306.673, 208.467, 73.607 MPa, respectively. Both the displacements of the fracture fragments and the stresses on the fixation device increased correspondingly under the axial load of 1.5 kN, and the trend of the data was similar to that under the axial load of 1 kN. **Conclusions** The results from the fracture models with 3 internal

收稿日期:2014-03-20; 修回日期:2014-04-25

基金项目:上海市浦东新区科技发展基金创新资金项目(PKJ2011-Y09),上海市浦东新区卫生系统学科带头人资助项目(PWRd2012-16)。

通信作者:杨铁毅,教授, E-mail: Yang.tieyi@163.com。

fixation patterns show that the front and rear lag screw group has a superior biomechanical stability under two different axial loads, and the similar mechanical properties can be achieved in the rear plate and screw group. Therefore, the front and rear lag screws will be preferred to treat posterolateral tibial plateau fracture with less obvious displacement in clinic.

**Key words:** Tibial plateau; Posterolateral fracture; Fixation; Finite element analysis

胫骨平台后外侧骨折属于关节内骨折。当胫骨结构改变严重时,会影响膝关节的正常功能<sup>[1]</sup>,故手术方案的合理选择是恢复膝关节功能的关键。但是由于膝关节解剖的特殊性,血管神经丰富,对手术切口、固定等方式的选择一直是骨科医生所面临的挑战。

目前,临床常用的胫骨平台后外侧骨折治疗方案有后内外侧入路的后侧钢板螺钉固定、前外侧入路的外侧钢板螺钉和前后拉力螺钉固定<sup>[2-4]</sup>。选择何种治疗方法主要凭借手术医师的临床经验,治疗研究也大多是临床报道<sup>[5-6]</sup>,缺乏力学实验的依据,临床治疗混乱<sup>[7]</sup>。

本研究拟通过建立基于胫骨平台 CT 图片相关数据的计算机有限元模型,分析不同轴向载荷作用下3种固定方式治疗胫骨平台后外侧1/2和1/4骨折模型的受力状况,以为临床治疗方案的选择提供循证学依据。

## 1 研究方法

### 1.1 标本和器材

选取一具成年男子新鲜尸体标本,年龄53岁,体重60 kg,身高172 cm,无慢性疾病史,无骨质疏松及其他骨代谢疾病,无骨占位性疾病;取其右侧胫骨,经X线检查无病态,剔除其表面的软组织。

器材选用胫骨平台外侧4.5 mm解剖锁定钢板、后侧T型3.5 mm锁定钢板、前侧6.5 mm拉力螺钉(Synthes, 瑞士)。

### 1.2 三维有限元模型建立

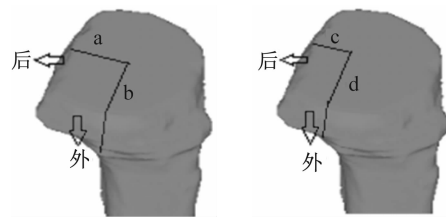
**1.2.1 CT扫描** 选择的CT扫描设备为64排螺旋CT机(Siemens, 德国)。首先由胫骨近端向远端垂直于胫骨纵轴进行CT扫描,扫描层厚为0.625 mm,球管电流与电压分别为500 mA和120 kV。然后,分别将胫骨与外侧钢板、胫骨与后侧钢板用胶带固定,用同样的方法进行CT扫描,分别得到完整胫骨、完整胫骨-外侧钢板、完整胫骨-后侧钢板固定的

DICOM数据。前侧螺钉以及钢板上的螺钉是通过采集的胫骨DICOM数据,结合临床使用的螺钉大小、直径、长度,在有限元软件上进行相同比例长、宽、高以及相同形状的螺钉模拟制作而成,基本模拟了胫骨和螺钉固定的情况。

**1.2.2 CT图片处理及表面网格模型建立** 将得到的DICOM格式的CT图像数据导入三维医学图像处理软件ITK-SNAP 2.2.0<sup>[8]</sup>,基于像素灰度值,将图像分割成胫骨和钢板两个不同区域,进行三角形表面网格重建后,导出文件。

**1.2.3 四面体网格模型建立** 1/2骨折模型的第1条截骨线a为胫骨平台平面中点到平台平面后侧中点的连线,第2条截骨线b和a垂直,为胫骨平台平面中点到平台外侧缘的连线(见图1(a))。

1/4骨折模型的第1条截骨线c为截骨线a的中点到平台平面后侧中点的连线,第2条截骨线d和c垂直,为截骨线a的中点到平台外侧缘的连线,骨折面与胫骨平台平面垂直<sup>[18]</sup>(见图1(b))。



(a) 1/2骨折模型 (b) 1/4骨折模型

图1 胫骨平台后外侧骨折模型

Fig.1 Fracture model of the posterolateral tibial plateau

(a) 1/2 fracture model, (b) 1/4 fracture model

将胫骨和钢板表面网格模型文件导入HyperMesh 10.0中,分别建立完整胫骨、胫骨平台后外侧1/2和1/4骨折外侧钢板螺钉固定、后侧钢板螺钉固定、前后拉力螺钉固定模型的表面网格模型,根据钢板建立相应螺钉的表面网格模型,分别赋予材料参数<sup>[9-10]</sup>(见表1),采用四面体单元(Solid 45),分别进行有限元网格划分,网格化后得到胫骨模型的

节点数和单元数分别为 38 537、159 576。对于 1/2 骨折模型,外侧钢板螺钉、后侧钢板螺钉、前后拉力螺钉固定的节点数分别为 98 702、50 264、43 472,单元数分别为 455 069、211 440、188 209;对于 1/4 骨折模型,外侧钢板螺钉、后侧钢板螺钉、前后拉力螺钉固定的节点数分别为 99 147、49 305、42 539,单元数分别为 457 683、207 158、182 535。3 种固定方式的有限元模型见图 2。

表 1 有限元模型材料参数<sup>[9-10]</sup>

Tab.1 Material parameters of the finite element model

材质	弹性模量/GPa	泊松比
皮质骨	1.40	0.40
松质骨(骨干)	0.70	0.20
松质骨(干骺端)	0.35	0.30
固定装置(钢板及螺钉)	200.00	0.30

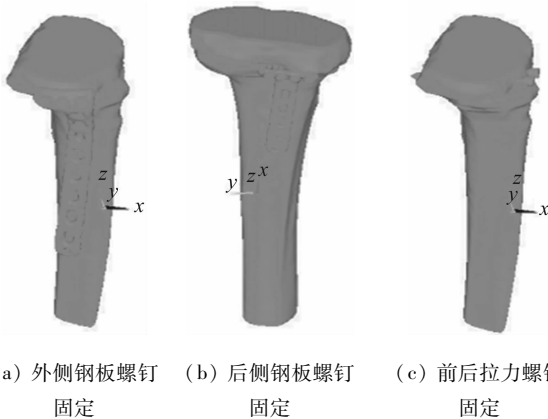


图 2 不同固定方式的胫骨骨折有限元模型

Fig.2 Finite element model of the tibia fracture with different internal fixations (a) The model fixed by lateral plate and screw, (b) The model fixed by rear plate and screw, (c) The model fixed by front and rear lag screw

### 1.3 定义边界条件

本研究中,胫骨、钢板及螺钉均假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料,将胫骨远端底面进行三向平移和三向旋转约束,作为模型的基本边界条件。

### 1.4 轴向定义和载荷设置

胫骨矢状面与水平面相交线定为  $x$  轴,冠状面与水平面相交线定为  $y$  轴,冠状面与矢状面相交线定为  $z$  轴。Frankel 等<sup>[11]</sup>认为,快跑时单个膝关节所承受的载荷是正常体重的 2~3 倍。体重 60 kg 的正常人在快跑时,单个膝关节所承受的载荷约为

1.176~1.764 kN。由于在快跑时膝关节所承受的应力受到肌肉韧带等软组织的影响,故选取 1 kN 和 1.5 kN 两种轴向载荷来模拟 60 kg 成年人在快跑时胫骨平台所承受的载荷。实验表明,系统固定失效多来自于轴向应力<sup>[12-13]</sup>。本研究主要分析不同固定方式固定新鲜尸体胫骨平台后外侧 1/2 和 1/4 骨折时,在胫骨平台中心  $z$  轴加载 1、1.5 kN 时,骨折块在  $z$  轴的最大位移和不同内固定装置 Von Mises 应力,忽略肌肉、韧带及其他次要肌力的影响。计算分析在 ANSYS 9.0 (Swanson Analysis System Inc., 美国)中执行。

## 2 结果

### 2.1 骨折块的轴向最大位移

对于胫骨平台后外侧 1/2 和 1/4 骨折块的位移,轴向载荷为 1 kN 时,外侧钢板螺钉组最大,后侧钢板螺钉组居中,前后拉力螺钉组最小。对于后两组,1/2 骨折块的位移均低于 1/4 骨折块。轴向载荷为 1.5 kN 时,各组骨折块的位移值相应增大,基本情况同 1 kN 相似(见表 2)。

表 2 不同轴向载荷下骨折块在  $z$  轴的最大位移值

Tab.2 The maximum displacement of fracture fragment in  $z$ -axis under different axial loads

实验分组	最大位移/ $\mu\text{m}$	
	1 kN 轴向载荷	1.5 kN 轴向载荷
1/2 外侧钢板螺钉组	552.082	829.203
1/2 后侧钢板螺钉组	67.964	101.946
1/2 前后拉力螺钉组	54.085	81.127
1/4 外侧钢板螺钉组	416.072	624.108
1/4 后侧钢板螺钉组	302.107	453.160
1/4 前后拉力螺钉组	150.639	225.959

### 2.2 内固定物的 Von Mises 应力

对于胫骨平台后外侧 1/2 和 1/4 骨折内固定物的 Von Mises 应力,轴向载荷为 1 kN 时,两种骨折类型内固定物的应力情况相似。外侧钢板螺钉组,内固定物的应力集中在由远端至近端第 4 枚螺钉和钢板的交界处;后侧钢板螺钉组,内固定物的最大应力分布在近端最内侧的螺钉末端;前后拉力螺钉组,内固定装置的最大应力集中在内侧螺钉的中部。轴向载荷为 1.5 kN 时,各组内固定物的最大应力值相应

增大, Von Mises 应力分布情况同 1 kN 时基本相同 (见表 3)。

表 3 不同轴向载荷下内固定物的最大应力

Tab. 3 The maximum stress of internal fixation device under different axial loads

实验分组	最大应力/MPa	
	1 kN 轴向载荷	1.5 kN 轴向载荷
1/2 外侧钢板螺钉组	306.745	460.117
1/2 后侧钢板螺钉组	231.844	347.768
1/2 前后拉力螺钉组	73.047	109.570
1/4 外侧钢板螺钉组	306.673	460.009
1/4 后侧钢板螺钉组	208.467	312.701
1/4 前后拉力螺钉组	73.607	110.410

### 3 讨论

#### 3.1 实验结果的分析

有限元法存在许多假设和简化,组织材料的各向异性、不均匀性、非线性等使自身结构关系难以确定,且存在人为划分单元、选择节点、规定载荷及边界条件,具有一定局限性。因此,有限元模型需要与一些实验结果进行有效性验证后,才能用于实验研究。本研究所采用的 1、1.5 kN 两种轴向载荷下分析骨折块和内固定物的位移与应力,孙江波等<sup>[14]</sup>已在胫骨平台骨折不同固定方式的有限元分析中成功实施,故可认为本模型在一定条件下有效,可用于实验研究。在以往的有限元实验中,多采用活体进行模拟,将模拟的内固定物与骨折模型计算机组合,此种方法可能会使内固定物与骨折模型尚不能完全贴附,降低了模拟实验的真实性;而本研究采用新鲜尸体胫骨标本,将钢板与胫骨完全贴附后再进行 CT 扫描,使有限元软件建立的不同固定模型更接近实际固定效果,减少了实验结果的误差。

既往研究显示,轴向载荷下骨折块的位移越大,固定方式的稳定性就越差,最终可能引起内固定失效<sup>[15-16]</sup>。本实验结果表明,两种轴向载荷下,不同骨折块模型的位移,前后拉力螺钉组最小,外侧钢板螺钉组最大,后侧钢板螺钉组居中,故前后拉力螺钉组在固定稳定性方面最具优势。对于后侧钢板螺钉和前后拉力螺钉固定方式,轴向载荷为 1 kN 时,1/2 骨折块位移分别为 67.964 和 54.085  $\mu\text{m}$ ,1/4 骨折块位移分别为 302.107 和 150.639  $\mu\text{m}$ 。两种固定

方式对 1/2 骨折的稳定性优于 1/4 骨折。另外,1/2 骨折块的位移,两组相差不多;但 1/4 骨折块的位移,后侧钢板螺钉固定方式约为前后拉力螺钉的 2 倍,说明前后拉力螺钉对于 1/4 骨块模型的固定更具优势。轴向载荷为 1.5 kN 时情况类似。

Von Mises 应力是评价内固定物力学稳定性的重要标准。理想内固定物应该是应力均匀地分布在钢板螺钉上,而不是过度集中在钢板螺钉的某一部位<sup>[17]</sup>。当应力集中在钢板螺钉之间,在反复的载荷下,容易使钢板螺钉松动,甚至发生疲劳断裂;当螺钉和骨折块之间应力过于集中,由于作用力和反作用力,易引起骨块和螺钉之间产生相对位移,最终可能引起内固定的失效。本研究中,对于 1/2 骨折模型,在外侧钢板螺钉组,内固定物的应力集中在由远端至近端第 4 枚螺钉和钢板的交界处,易引起钢板和螺钉的松动;前后拉力螺钉组的最大应力集中在内侧螺钉的中部,应力最小,后侧钢板螺钉组的最大应力分布在近端最内侧的螺钉末端,应力大于前后拉力螺钉组。对于 1/4 骨折模型,应力在钢板螺钉上的分布情况同 1/2 骨折模型相似。因此,就钢板螺钉上的应力分布而言,前后拉力螺钉组内固定物的生物力学特性最佳,其次为后侧钢板螺钉组,外侧钢板螺钉组较差。

综上所述,两种载荷下,对于胫骨平台后外侧 1/2 和 1/4 骨折,前后拉力螺钉组的生物力学稳定性较其他两组更具优势,外侧钢板螺钉组最弱。对于前后拉力螺钉组和后侧钢板螺钉组,固定 1/2 骨折的稳定性优于 1/4 骨折。

#### 3.2 生物力学结果与临床联系

胫骨平台后外侧骨折属于关节内骨折,需切开复位,恢复关节面的平整,维持下肢正常力线并予以有效的内固定,早期进行功能锻炼。但是此种类型骨折位置特殊,没有手术入路及固定方式的金标准,临床对其治疗方式褒贬不一<sup>[2]</sup>。

本研究模拟了临床常用的 3 种固定方式。其中外侧钢板螺钉固定方式,血管神经损伤几率小,术后并发症少,是临床上常采用的入路;而在应用于胫骨平台后侧骨折时,由于骨折块大小的问题,应用常受到限制。往往在骨折块较大时,外侧钢板才能起到一定的作用;而在骨折块较小时,其固定作用微乎其微,仅仅依靠螺钉的拉力勉强支撑。对于前后拉力

螺钉固定方式,在不同载荷下,骨折块的位移和内固定物的应力在3组中最小,生物力学稳定性最佳,这也与髌端拉力螺钉垂直骨折线的绝对稳定固定相符<sup>[18]</sup>。而这一结果与临床对于后侧平台骨折建议采用后侧钢板固定的治疗理念不相一致<sup>[19]</sup>,其主要原因可能与本研究采用相对较理想的骨折模型有关。本文中模型是已完全复位的胫骨平台骨折模型,无法完全模拟实际中可能出现的平台关节面塌陷或部分粉碎骨块无法完全复位的情况;从另一方面说,在后方骨块能够相对较完整复位的前提下,前侧拉力螺钉能够提供更稳定的固定。

本研究结果表明,对于后侧钢板螺钉固定方式,不论骨折块和载荷的大小如何变化,骨折块的位移和钢板螺钉的应力都接近于前后拉力螺钉组,提示临床治疗依然可获得较好的固定效果;但后路手术方法存在手术创伤大、血管神经损伤几率大、取内固定时再次手术的风险较首次更大等缺陷<sup>[8]</sup>。因此,对于复杂、粉碎、难以复位的后外侧胫骨平台骨折,后路直视下复位固定是一个较好的选择,前提是术者具备相关的新知识、新理念和新技术<sup>[19]</sup>。

### 3.3 实验的不足和展望

本研究仅模拟了轴向载荷下胫骨平台后外侧1/2和1/4的简单骨折。实际情况下,胫骨平台后外侧骨折的类型复杂,骨折块受到肌肉韧带软组织的牵拉,往往受到多个方向载荷的影响<sup>[20-21]</sup>。胫骨平台所承受的力来自股骨髁向下传导,但本研究中只对胫骨平台中心施加轴向载荷,尚不能完全模拟平台的受力情况,还需在今后的实验中进一步完善;同时应选用多具新鲜尸体的胫骨,对胫骨平台后外侧不同内固定方式的生物力学稳定性做进一步的实验生物力学研究。

### 参考文献:

[1] 方娟,宫赫,朱东,等. 正常和膝外翻情况下胫骨近端内部结构模拟[J]. 医用生物力学, 2012, 27(4): 381-385.  
Fang J, Gong H, Zhu D, *et al.* Simulation for internal structure of proximal tibia in both normal and valgus knees [J]. J Med Biomech, 2012, 27(4): 381-385.

[2] Partenheimer A, Gosling T, Muller M, *et al.* Management of bicondylar fractures of the tibial plateau with unilateral fixed-angle plate fixation [J]. Unfallchirurg, 2007, 110(8):

675-683.

[3] Frosch KH, Balcarek P, Walde T, *et al.* A new posterolateral approach without fibula osteotomy for the treatment of tibial plateau fractures [J]. J Orthop Trauma, 2010, 24(8): 515-520.

[4] Yu GR, Xia J, Zhou JQ, *et al.* Low-energy fracture of posterolateral tibial plateau: Treatment by a posterolateral prone approach [J]. J Trauma, 2012, 72(5): 1416-1423.

[5] Khan RM, Khan SH, Ahmad AJ, *et al.* Tibial plateau fractures. A new classification scheme [J]. Clin Orthop Relat Res, 2000, 375(7): 231-242.

[6] Carlson DA. Posteriorbicondylar tibial plateau fractures [J]. J Orthop Trauma, 2005, 19(2): 73-78.

[7] Barei DP, Nork SE, Mills WJ, *et al.* Complications associated with internal fixation of high-energy bicondylar tibial plateau fractures utilizing a two-incision technique [J]. J Orthop Trauma, 2004, 18(10): 649-657.

[8] Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, *et al.* User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability [J]. Neuroimage, 2006, 31(3): 1116-1128.

[9] Sonoda N, Chosa E, Totoribe K, *et al.* Biomechanical analysis for stress fractures of the anterior middle third of the tibia in athletes: Nonlinear analysis using a three-dimensional finite element method [J]. J Orthop Sci, 2003, 8(4): 505-513.

[10] Lacroix D, Prendergast PJ. Three-dimensional simulation of fracture repair in the human tibia [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2002, 5(5): 369-376.

[11] Trent PS, Walker PS, Wolf B. Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint [J]. Clin Orthop Relat Res, 1976, 117(6): 263-270.

[12] Spatm G, Muckley T, Kahi E, *et al.* Biomechanical investigation of different internal fixations in medial opening-wedge high tibial osteotomy [J]. Clin Biomech, 2006, 21(3): 272-278.

[13] Estes C, Rhee P, Shrader MW, *et al.* Biomechanical strength of the peri-loc proximal tibial plate: A comparison of all-locked versus hybrid locked/nonlocked screw configurations [J]. J Orthop Trauma, 2008, 22(5): 312-316.

[14] 孙江波,廖怀章,蒋勇,等. 胫骨平台后柱骨折固定的三维有限元分析[J]. 临床医学研究, 2012, 29(5): 813-817.

[15] Miranda MA. Locking plate technology and its role in osteoporotic fractures [J]. Injury, 2007, 38(S3): S35-39.

[16] Will R, Englund R, Lubahn J, *et al.* Locking plates have increased torsional stiffness compared to standard plates in a segmental defect model of clavicle fracture [J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2011, 131(6): 841-847.

[17] Tai CL, Chen WP, Chen HH, *et al.* Biomechanical optimi-

zation of different fixation modes for a proximal femoral L-osteotomy [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2009, 10 (9): 100-112.

[18] 王满宜, 曾炳芳, 鲁迪, 等. 骨折治疗的 AO 原则[M]. 2 版. 上海: 上海科学技术出版社, 2010: 166-174.

[19] 罗从风, 胡承方, 高洪, 等. 基于 CT 的胫骨平台骨折的三柱分型[J]. 中华创伤骨科杂志, 2009, 11(3): 201-206.

[20] 曾浪清, 陈云丰, 张长青, 等. 重建钢板与钛制弹性钉两种

内固定方式治疗锁骨中段骨折的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 441-447.

Zeng LQ, Chen YF, Zhang CQ, et al. Finite element analysis on titanium elastic nail and reconstruction plate fixation for midshaft clavicular fractures [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 441-447.

[21] Wong C, Mikkelsen P, Hansen LB. Finite element analysis of tibial fractures [J]. Dan Med Bull, 2010, 57(5): 1-4.

## 《医用生物力学》2012 年度“最高被引论文奖”结果公示

为鼓励作者将创新性、高质量的学术论文发表在《医用生物力学》杂志上,促进学术交流,提高学术水平,本刊从 2012 年起开展了《医用生物力学》优秀论文评选活动。2014 年 12 月初,本刊编辑部委托中国科学院上海科技查新咨询中心对本刊 2012 年发表的 104 篇论著文章进行检索,检索的数据库为中国引文数据库(CNKI)、中国科学引文库(CSCD)、万方数据知识服务平台、Science Citation Index Expanded(SCI-E)。本刊编委会评审专家小组根据检索报告出具的单篇论文被引频次排序,通过综合评定,评选出 6 篇优秀论文。现对拟获奖论文进行公示。公示无异议后,编辑部将对 6 篇论文予以表彰,授予“《医用生物力学》2012 年度最高被引论文奖”,获奖作者将获得编辑部颁发的证书及奖金 1500 元。

如有异议,请在公示之日起 15 日内向本刊编辑部投诉。欢迎本刊广大读者、作者就上述论文的任何问题提出反馈意见(电话:(021)23271133;E-mail: shengwulixue@163.com)。

本刊编辑部

## 附《医用生物力学》2012 年度“最高被引论文奖”名单(\*为通讯作者)

题名:有限元分析中软组织力学参数的设定及验证

作者:孙培栋,陈春,吴长福,赵卫东,张明,欧阳钧\*

单位:南方医科大学

来源:医用生物力学,2012,27(1):27-31

被引频次:5(自引 0 次,他引 5 次)

题名:三种截面支架对动脉瘤血流动力学影响的比较研究

作者:曾堃,乔爱科\*

单位:北京工业大学

来源:医用生物力学,2012,27(2):220-226

被引频次:7(自引 0 次,他引 7 次)

题名:三维有限元法分析膝关节内侧副韧带的生物力学功能

作者:王海鹏,王友\*,容可,钟砚琳

单位:上海交通大学医学院附属第九人民医院

来源:医用生物力学,2012,27(1):40-45

被引频次:9(自引 0 次,他引 9 次)

题名:持续张应力对骨髓基质干细胞增殖及骨向分化的影响

作者:张鹏,江凌勇,吴玉琼,房兵\*

单位:上海交通大学医学院附属第九人民医院

来源:医用生物力学,2012,27(2):239-244

被引频次:7(自引 1 次,他引 6 次)

题名:腰椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法

作者:黄菊英,李海云\*,吴浩

单位:首都医科大学

来源:医用生物力学,2012,27(1):96-101

被引频次:16(自引 1 次,他引 15 次)

题名:药物洗脱支架高度对药物浓度和壁面切应力分布影响的数值分析

作者:晏菲,蒋文涛\*,郑庭辉,樊瑜波,刘展

单位:四川大学

来源:医用生物力学,2012,27(4):451-455

被引频次:5(自引 1 次,他引 4 次)