

文章编号: 1671-7104(2017)03-0196-04

股骨干骨折锁定钢板螺钉布局的有限元分析

【作者】 盛伟¹, 纪爱敏¹, 陈长胜^{1,2}

1 河海大学机电工程学院, 常州市, 213022

2 常州奥斯迈医疗器械有限公司, 常州市, 213022

【摘要】 为评估不同螺钉布局锁定钢板固定股骨干骨折的生物力学稳定性, 针对两种不同骨折设置方式, 分别建立不同长度、螺钉数目及螺钉布局的六组锁定钢板骨折内固定模型, 并进行生物力学有限元分析, 得到各组内固定模型在轴向载荷作用下的轴向位移与等效应力分布。研究表明, 在骨折处填充相对股骨较软材料更能保证内固定系统稳定性, 长接骨板少螺钉固定效果要明显优于短接骨板全螺钉固定; 相同长度接骨板有选择性的螺钉布局比全螺钉布局更有效; 在骨折远端进行螺钉固定可使螺钉系统应力分散, 而避免在骨折近端进行螺钉固定也能缓解螺钉的应力集中。**【关键词】** 股骨干骨折; 锁定钢板; 轴向载荷; 螺钉布局; 有限元分析**【中图分类号】** R687.3**【文献标志码】** A

doi:10.3969/j.issn.1671-7104.2017.03.011

Finite Element Analysis of Screw Layout of Locking Plate for Treating Femoral Shaft Fracture

【Writers】 SHENG Wei¹, JI Aimin¹, CHEN Changsheng^{1,2}

1 School of Mechanical and Electrical Engineering, Hohai University, Changzhou, 213022

2 Changzhou Orthmed Medical Instrument Co. Ltd., Changzhou, 213022

【Abstract】 To evaluate the biomechanical stability of femoral shaft fracture fixation using different locking plates combined with different screw layout, for two different fracture settings, we build six groups different length locking plate combined with different screw number and different screw layout, fix with the fracture models respectively, and use the biomechanical finite element method to analysis the models. Then we attain the axial displacement and equivalent stress distribution of the internal fixation system under the action of axial load. The research shows that filling relatively softer material in femoral fracture can guarantee the stability of the internal fixation system, the long plate combined with less screw layout is obviously better than the short plate combined with the all screw layout, the same length plate combined with the selective screw layout is more effective than combined with the all screw layout. And plate combined with screws fixed in four threaded hole of distal fracture make the screw system stress disperse, and avoiding screw fixed in proximal fracture can alleviate the stress concentration of screws.**【Key words】** femoral shaft fracture, locking plate, axial load, screw layout, finite element analysis

0 引言

股骨是人体内负重最重的下肢骨, 主要由股骨近端、股骨远端及股骨干组成。股骨干骨折是临床上最常见骨折之一, 约占全身骨折的6%, 多数股骨干骨折由强大的直接暴力所致, 如撞击、挤压等, 多引起横断或粉碎性骨折^[1]。在临床医学上, 固定此类股骨干骨折普遍采用锁定钢板。锁定钢板内固定在满足固定要求的前提下, 能有效减小对骨折局部血运的破坏, 但据报道锁定钢板治疗股骨干骨折, 钢板或螺钉断裂约为11%^[2]。经分析, 锁定钢板内固定失效的主要原因可能有内固定方式选择不当, 违反内固定原则以及术后未能进行正确功能锻炼和过

早完全负重等^[3-4]。针对临床上出现的螺钉、接骨板频繁断裂等医疗现状, 国内外研究人员进行了大量的相关研究。Cui S等^[5]认为钢板固定股骨干骨折时, 骨折近端螺钉并不影响装置的轴向强度, 而在一定工作长度下, 骨折近端螺钉决定了内固定系统的强度。张魁忠等^[6]认为固定螺钉数量对于内固定系统稳定性至关重要, 固定较少螺钉能增加骨折内固定系统的弹性形变能力。近年来, 有限元方法在相关骨折植入物研究中得到广泛的运用。韩诗杭等^[7]运用有限元方法比较传统钛合金接骨板和新型镁合金接骨板进行骨折内固定稳定性, 仅涉及接骨板材料的研究。Nobuaki O等^[8]运用有限元方法探究皮质层厚度以及接骨板结构参数对接骨板生物力学影响。Zhang Y K等^[9]运用有限元方法对锁定钢板上不同类型螺纹孔的分布进行探究, 但并未研究螺钉的不同布局。林振恩等^[10]运用有限元方法探究锁定钢板固定股骨远端骨折的合理螺钉布局,

收稿日期: 2016-09-20**基金项目:** 中央高校基本科研业务费专项基金(2016B49614); 江苏省研究生培养创新工程项目(KYLX16_0708); 江苏省科技成果转化专项资金项目(BA2012061)**作者简介:** 盛伟, E-mail: wei_321_yue@163.com**通信作者:** 纪爱敏, E-mail: jam@ustc.edu

但其设置的螺钉布局方案主要针对单双皮质螺钉的分布且未考虑钢板长度及螺钉数目的选择。针对上述出现的问题,本文提出利用三维建模技术及有限元分析方法对不同长度、螺钉数目及螺钉布局锁定钢板固定股骨干骨折进行针对性的生物力学研究,通过对股骨干骨折处断片的不同设置将骨折内固定模型分成实验组与对照组,探究相应的锁定钢板螺钉布局原则,为股骨干骨折内固定临床治疗提供指导。

1 有限元模型的建立

1.1 几何模型简化

本文主要探究锁定钢板固定股骨干中段骨折的螺钉布局原则,考虑到股骨近端和股骨远端结构对骨折附近的受力影响不大,且由于股骨干形状与圆柱体形状类似,故建立股骨模型时,去除复杂的股骨近端和股骨远端,用圆柱来代替股骨干。又由于骨干髓腔为中空,故圆柱股骨干模型也要设置为中空且假定骨干部分不存在松质骨,设置皮质骨为整个股骨干模型的材料属性^[11-12]。简化接骨螺钉为圆柱体,再对股骨干骨折固定的六组不同长度的接骨板进行简化,简化为板状模型,具体接骨板结构参数及固定螺钉数目如表1所示。

表1 接骨板结构参数及固定螺钉数目
Tab.1 Structure parameters and fixed screw number of plates

组别	长度/mm	宽度/mm	厚度/mm	螺纹孔数目	固定螺钉数目
1	100	12	5	10	10
2	140	12	5	14	8
3	140	12	5	14	8
4	140	12	5	14	8
5	140	12	5	14	10
6	140	12	5	14	14

1.2 接骨板螺钉布局方式

为探究股骨干骨折接骨板螺钉布局原则,六组接骨板螺钉布局均是经过设计,不同组别接骨板具体螺钉布局见表2。在三维造型软件Pro/E中完成简化后股骨干内固定模型的装配,简化后的接骨板螺钉三维装

表2 不同组别接骨板螺钉布局
Tab.2 The layout of the different groups of plates and screws

组别	螺钉布局
1	对所有螺纹孔进行螺钉固定
2	骨折近端四个螺纹孔未固定,对骨折远端四个螺纹孔进行固定,其余螺纹孔进行双螺钉间隔布置
3	骨折近端两个螺纹孔未固定,对骨折远端四个螺纹孔进行固定,其余螺纹孔进行单螺钉间隔固定
4	对骨折近端两个螺纹孔进行固定,骨折远端两个螺纹孔进行固定,其余螺纹孔单螺钉间隔固定
5	骨折近端四个螺纹孔未固定,其余螺纹孔全固定
6	对所有螺纹孔进行螺钉固定

配模型如图1所示。

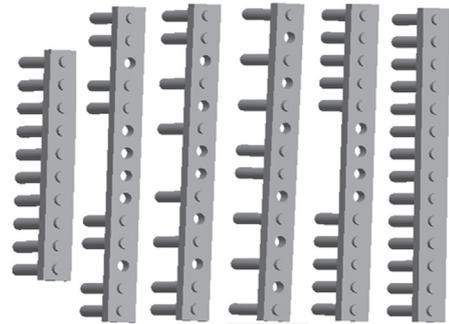


图1 接骨板螺钉三维装配模型
Fig.1 The 3D assembly models of plates and screws

1.3 股骨骨折的模拟

将简化后股骨干内固定装配模型导入大型有限元分析软件ANSYS中,依靠辅助坐标系对股骨干中段进行两次切分,得到股骨干中段骨折模拟模型。两次切分后形成2 mm厚度的骨折断片,通过对骨折断片的不同处理,将分析过程分成实验组与对照组。实验组将该断片视为在骨折间隙中填充的相对股骨较软的材料,其弹性模量约为10 MPa^[13],断片上下端均自动默认与股骨成粘结状态。而对照组将2 mm断片直接删除来模拟横断骨折,避免骨折面接触对分析结果造成影响,实验组和对照组骨折内固定装配模型分别如图2、图3所示。



图2 实验组内固定装配模型
Fig.2 Internal fixation assembly model in the experimental group



图3 对照组内固定装配模型
Fig.3 Internal fixation assembly model in the control group

1.4 有限元模型生成

因为模型形状较为复杂,故采用十节点的四面体单元solid 187为模型单元类型。假设研究中股骨干、锁定钢板、锁定螺钉及断片(实验组)的材料属性为连续、均质、各项同性的线弹性材料,各结构的材料属性设置如表3所示。考虑到锁定螺钉与股骨干、锁定螺钉与锁定钢板之间处于相对静止,设置锁定螺钉与股骨干、锁定螺钉与锁定钢板的接触关系为粘结^[14],完成对整个模型的网格划分。

表3 材料属性设置
Tab.3 Material properties settings

组件	弹性模量/MPa	泊松比
股骨干	16 800	0.3
钛合金接骨板	105 000	0.33
钛合金螺钉	105 000	0.33
断片 (实验组)	10	0.3

2 约束与加载

本研究主要分析在轴向载荷作用下，内固定系统的轴向位移及等效应力分布情况。对股骨干远端底面进行位移全约束，作为股骨干模型的边界约束条件。本文主要考虑是起主导作用的轴向载荷对内固定模型的作用，考虑到正常成人单腿站立下肢骨受力情况，研究中设置轴向载荷的大小为500 N，均布于股骨干近端的横截面，虽然与体内股骨复杂的受力情况不同，但能与临床观测的植入物断裂时载荷相近，具体约束与加载设置如图4所示。

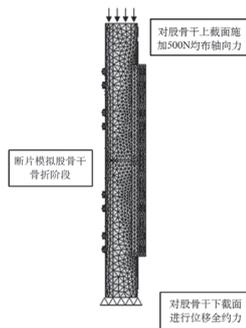


图4 实验组约束与加载设置示意图

Fig.4 Schematic diagram of experimental group constraints and loading setting

3 结果

各组股骨干骨折内固定模型的最大轴向位移如表4所示，实验组内固定模型在500 N轴向载荷作用下，最大轴向位移均非常小且相差不大，而对照组的最大轴向位移也较小但各组相差较大。各组接骨板、螺钉及股骨干的最大等效应力分别如表5所示，在实验

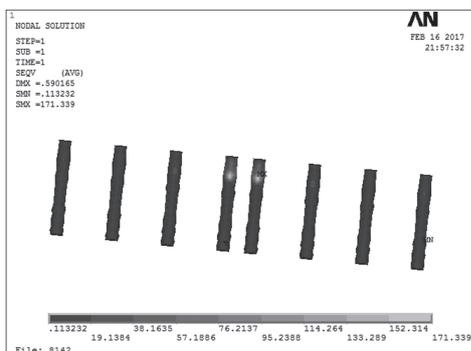


图5 实验组第4组螺钉的等效应力云图

Fig.5 Equivalent stress contour map of the screws in the experimental fourth group

表4 骨折内固定模型最大轴向位移(mm)

Tab.4 Maximum axial displacement of the fracture internal fixation models (mm)

组别	1	2	3	4	5	6
实验组	0.228	0.389	0.344	0.245	0.390	0.233
对照组	0.370	1.306	0.879	0.413	1.304	0.377

表5 股骨干、螺钉及接骨板最大等效应力(MPa)

Tab.5 Maximum equivalent stress of femurs, screws and plates (MPa)

组别	螺钉		股骨干		接骨板	
	实验组	对照组	实验组	对照组	实验组	对照组
1	159.262	269.008	23.694	43.842	138.350	229.848
2	85.280	288.158	16.727	44.890	116.359	390.406
3	110.692	287.841	15.530	40.683	145.762	378.024
4	171.449	301.075	20.495	34.940	138.335	239.236
5	84.829	287.699	17.076	44.392	116.491	390.413
6	161.104	271.650	20.206	34.217	146.199	243.299

组方面，第2、3、5组内固定系统最大等效应力均出现在接骨板上，而其余各组均出现在螺钉上，实验组的最大等效应力出现在第4组螺钉上，达到了171.449 MPa，其等效应力云图如图5所示。在对照组中，每组内固定系统最大等效应力出现的位置与实验组一致，而对照组最大等效应力出现在第5组的接骨板上，超过了390 MPa，其等效应力云图如图6所示。另外，股骨干的最大等效应力出现在对照组第2组中，达到了44.890 MPa，其等效应力云图如图7所示。

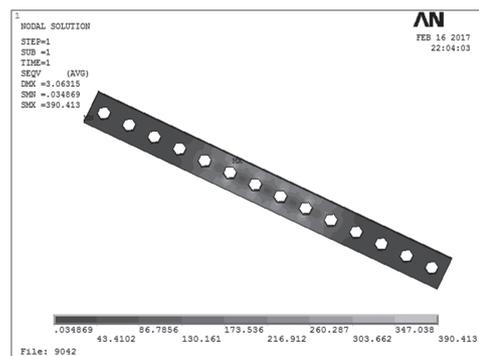


图6 对照组第5组接骨板的等效应力云图

Fig.6 Equivalent stress contour map of the locking plate in the control fifth group

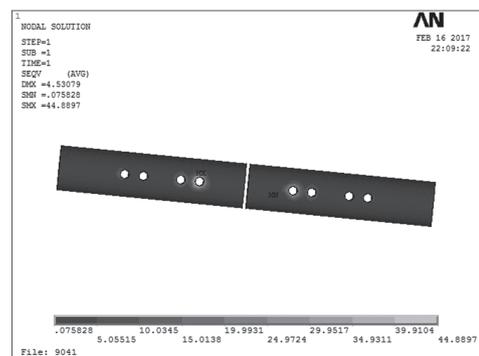


图7 对照组第2组股骨干的等效应力云图

Fig.7 Equivalent stress contour map of the femoral shaft in the control second group

4 分析与讨论

4.1 实验组结果分析

实验组骨折处填充了相对股骨较软的材料,在轴向载荷的作用下,实验组各组轴向位移均非常小且相差不大,第2、5组内固定系统的最大等效应力要远小于其他各组。通过比较第1、2组可知,第2组属于长接骨板少螺钉固定,而第1组属于短接骨板全螺钉固定,第1组螺钉上应力集中较为严重,内固定系统最大等效应力出现在螺钉上,而第2组出现在接骨板上。第1组内固定系统及股骨干最大等效应力均要远大于第2组,故长接骨板少螺钉固定优于短接骨板全螺钉固定。

通过比较第2组和第6组可知,第6组内固定系统最大等效应力出现在螺钉上,全螺钉布局在螺钉上更容易产生应力集中,第6组螺钉及接骨板最大等效应力均大于第2组,可知相同长度的接骨板有选择性的螺钉固定比全螺钉固定更有效。

通过比较第2、3、4组可知,三组拥有相同长度接骨板且固定相同数目螺钉,第2、3组内固定系统最大等效应力出现在接骨板上,而第4组出现在螺钉上。由于第4组在骨折近端进行螺钉固定,导致该处螺钉产生严重的应力集中,对应股骨干的等效应力也较大,而第2组和第3组在骨折近端分别空出四个和两个螺纹孔未进行螺钉固定,有效缓解了螺钉的应力集中,对接骨板骨折远端的四个螺纹孔进行螺钉固定使螺钉系统应力分散。数据显示第3组接骨板、螺钉最大等效应力均大于第2组,故第2组接骨板固定系统最大等效应力最小,第3组次之,第4组更大,此分析结果与相关临床案例相匹配。

通过比较第2组和第5组可知,两组内固定系统的最大等效应力均出现在接骨板上,且两组接骨板、螺钉及股骨最大等效应力均相近。但第5组固定的螺钉数相对第2组要多,螺钉数目增多意味着需要在股骨干上钻更多的孔来进行螺钉固定,这在极大程度上增加了对骨骼血运的破坏以及延缓了骨骼的恢复,故在同等内固定效果下,更趋向于使用更少的螺钉固定。

4.2 对照组结果分析

对照组骨折处切除了断片,六组股骨干骨折内固定系统在500 N轴向载荷作用下,轴向位移均较小但其值相差较大,第3组的最大轴向位移远小于第2、5两组最大轴向位移,却远大于其他三组,故骨折近端

接骨板未固定螺钉的螺纹孔越多,则最大轴向位移则越大。

通过比较各组可知,第1、4、6组接骨板长度不同但均在骨折近端进行螺钉布局,分析结果显示第1、4、6组接骨板上的最大等效应力均远小于其他三组,故任意长度接骨板在骨折近端进行螺钉固定均可显著减小接骨板的应力集中。只有第4、6两组是长接骨板且在骨折近端固定螺钉,而这两组股骨干上最大等效应力均略小于其他各组,说明长接骨板在骨折近端固定螺钉可一定程度上减小股骨干上的应力集中。

4.3 实验组与对照组结果对比分析

由上述实验组与对照组结果分析可知,实验组骨折处填充相对股骨较软的材料与对照组骨折处切除断片模拟横断骨折在固定效果上有很大的差异。从求解结果上看,骨折处填充较软材料的实验组相比于对照组,不管是接骨板、螺钉及股骨干的最大轴向位移还是最大等效应力都要小得多。此外,从医疗器械公司统计的临床数据上看,在股骨近端固定螺钉在一定程度上会延长骨折的恢复周期,增加股骨干二次伤害的可能性,应尽量避免在骨折近端进行螺钉固定。

综上所述,在骨折处填充相对股骨较软材料的实验组方案更符合骨折内固定原则,更能保证内固定系统的稳定性。对于上述实验组结果分析得出的相应锁定钢板螺钉布局原则能极好的运用于在骨折处填充相对股骨较软材料的实验组方案,这为后期股骨干骨折内固定临床治疗提供指导。

4.4 讨论

研究中使用的锁定钢板不需与股骨表面紧密接触,避免了对股骨干周围软组织的破坏,保证了骨折区血运,增加了骨折愈合的能力^[15]。锁定钢板中单双皮质螺钉类型的选择须遵循内固定原则,本研究全部采用双皮质螺钉固定,以提高内固定模型的稳定性,缓解内固定系统的应力集中。

由上述结果分析可知,锁定钢板固定股骨干骨折时,在骨折处填充相对股骨较软材料更能保证内固定稳定性。而接骨板的长度及接骨板的螺钉布局对于内固定稳定性有重要的意义,对于在骨折处填充相对股骨较软材料的实验组方案,长接骨板少螺钉固定要明显优于短接骨板全螺钉固定;相同长度的接骨板有选择性的螺钉布局比全螺钉布局更有效;在骨折远端进行螺钉固定可使螺钉系统应力分散,保证内固定的稳定性;而避免在骨折近端进行螺钉固定能有效地缓解

- life and limb[J]. *J Trauma*, 2010, 69(1): 123-134.
- [8] Kragh J F Jr, Walters T J, Baer D G, et al. Survival with emergency tourniquet use to stop bleeding in major limb trauma[J]. *Ann Surg*, 2009, 249(1): 1-7.
- [9] 米永巍, 樊光辉, 王强, 等. 战伤急救止血带研究进展[J]. *中国医学装备*, 2016(4): 129-131.
- [10] Inaba K, Aksoy H, Seamon M J, et al. Multicenter evaluation of temporary intravascular shunt use in vascular trauma[J]. *J Trauma Acute Care Surg*, 2016, 80(3): 359-364.
- [11] Subramanian A, Vercruyssen G, Dente C, et al. A decade's experience with temporary intravascular shunts at a civilian level I trauma center[J]. *J Trauma*, 2008, 65(2): 316-324.
- [12] Villamaria C Y, Morrison J J, Fitzpatrick C M, et al. Wartime vascular injuries in the pediatric population of Iraq and Afghanistan: 2002-2011[J]. *J Pediatr Surg*, 2014, 49(3): 428-432.
- [13] Watson J D, Houston R 4th, Morrison J J, et al. A retrospective cohort comparison of expanded polytetrafluorethylene to autologous vein for vascular reconstruction in modern combat casualty care[J]. *Ann Vasc Surg*, 2015, 29(4): 822-829.
- [14] Vertrees A, Fox C J, Quan R W, et al. The use of prosthetic grafts in complex military vascular trauma: a limb salvage strategy for patients with severely limited autologous conduit[J]. *J Trauma*, 2009, 66(4): 980-983.
- [15] Fox C J, Gillespie D L, O' Donnell S D, et al. Contemporary management of wartime vascular injury[J]. *J Vasc Surg*, 2005, 41(4): 638-644.
- [16] Rasmussen T E, Clouse W D, Peck M A, et al. Development and implementation of endovascular capabilities in wartime[J]. *J Trauma*, 2008, 64(5): 1169-1176.
- [17] Desai S S, DuBose J J, Parham C S, et al. Outcomes after endovascular repair of arterial trauma[J]. *J Vasc Surg*, 2014 60(5): 1309-1314.
- [18] Frederick J W, Sweeny L, Carroll W R, et al. Microvascular anastomotic coupler assessment in head and neck reconstruction[J]. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2013, 149(1): 67-70.
- [19] 武克衡, 陈山林, 田光磊, 等. 血管吻合器在上肢动脉损伤中的应用[J]. *北京大学学报(医学版)*, 2016, 48(2): 346-350.
- [20] Zhang T, Lubek J, Salama A, et al. Venous anastomoses using microvascular coupler in free flap head and neck reconstruction[J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 70(4): 992-996.
- [21] Lang N, Pereira M J, Lee Y, et al. A blood-resistant surgical glue for minimally invasive repair of vessels and heart defects[J]. *Sci Transl Med*, 2014, 6(218): 218ra6.
- [22] Sacak B, Tosun U, Egemen O, et al. Microvascular anastomosis using fibrin glue and venous cuff in rat carotid artery[J]. *J Plast Surg Hand Surg*, 2015, 49(2): 72-76.
- [23] Bogno S, Schoni D, Constantinescu M, et al. Tissue fusion, a new opportunity for sutureless bypass surgery[J]. *Acta Neurochir Suppl*, 2011, 112:45-53.

上接第199页

螺钉的应力集中,防止了对股骨干的二次伤害。

在本研究中,在保证研究结果准确性的前提下对分析模型进行了较多简化,并作出了大量的假设,有效保证了研究的简便性。但在进行外力加载时,仅考虑了单腿站立状态下主要轴向受力的影响,而实际往往受到肌肉及韧带等软组织的影响,后续将考虑在正常步态下综合受力的研究。虽然整个有限元分析过程存在着些许有待改进之处,但分析结果与临床反馈相匹配。在该课题的后续研究中,将逐渐完善分析中的不足,努力为临床医疗提供更加简便有效的途径。

参考文献

- [1] 韦善平. 股骨干骨折钢板内固定失效24例原因分析[J]. *医学理论与实践*, 2010, 23(5): 555-556.
- [2] 文化娟, 白桂荣, 梅艳玲, 等. 下肢骨折术后内固定物断裂的原因分析及护理对策[J]. *中华护理杂志*, 2003, 38(3): 191-193.
- [3] 关薇, 翟伟, 刘斌, 等. 接骨板固有风险浅析[J]. *中国药物警戒*, 2013, 10(12): 752-754.
- [4] 徐文华, 袁晓军, 舒敏锐, 等. 探讨长骨骨干骨折内固定术后断裂及松动的原因[J]. *中国实用医药*, 2012, 7(31): 36-37.
- [5] Cui S, Bledsoe J G, Israel H, et al. Locked plating of comminuted distal femur fractures: does unlocked screw placement affect stability and failure[J]. *J Orthop Trauma*, 2014, 28(2): 90-96.
- [6] 张魁忠, 吴柄华, 徐聪, 等. 螺钉数量对钢板螺钉内固定结构载荷的生物力学影响[J]. *中国组织工程及临床康复*, 2009, 13(43): 8454-8457.
- [7] 韩诗杭, 董黎敏, 李炫, 等. 镁合金与钛合金接骨板固定股骨中骨折的有限元分析[J]. *山东理工大学学报(自然科学版)*, 2015, 29(3): 60-63.
- [8] Zhang Y K, Wei H W, Lin K P, et al. Biomechanical effect of the configuration of screw hole style on locking plate fixation in proximal humerus fracture with a simulated gap: A finite element analysis [J]. *Injury*, 2016, 47(6): 1191-1195.
- [9] Nobuaki O, Roxana S, Eriko K, et al. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis [J]. *J Prosthodontic Res*, 2010, 54(3): 133-142.
- [10] 林振恩, 谢丹, 张森. 股骨远端骨折锁定钢板螺钉布局的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2014, 18(22): 3517-3522.
- [11] 刘石磊, 唐刚, 王冬梅, 等. 医用316L不锈钢接骨板固定股骨的有限元方法分析[J]. *北京生物医学工程*, 2012, 31(5): 445-449.
- [12] 董双鹏, 王成焘, 齐宝芬, 等. 肱骨内植物材料选择及预紧力影响的参数化研究[J]. *中国骨及关节外科*, 2014, 7(1): 35-39.
- [13] 林峰, 姚天平, 王成焘, 等. 肱骨外科颈接骨板断裂有限元建模和应力分析[J]. *中国医疗器械杂志*, 2013, 37(2): 84-87.
- [14] 吴泽海, 王永清, 董黎敏, 等. 异体骨接骨板联合不同螺钉治疗股骨干骨折有限元分析[J]. *实用骨科杂志*, 2014, 20(10): 910-913.
- [15] 张功林, 葛宝丰. 锁定钢板国外应用进展[J]. *中国骨伤*, 2009, 22(8): 643-645.