

钢板长度对钢板螺钉内固定结构刚度的影响*

杭海峰¹, 刘 璠²

Effect of plate length on the stiffness of plate and screw fixation structure

Hang Hai-feng¹, Liu Pan²

Abstract

BACKGROUND: Currently in the process of fracture fixation, studies on different plate lengths under a certain number and distribution of screws are few. When plate is too short, fixed plate is not strong, so which usually cause the failure of internal fixation.

OBJECTIVE: To detect the stress changes of different plant lengths under the same number and distribution of screws by three point bending test.

METHODS: Thirty tibial specimens in adult corpses were divided into six groups (five in each group) at random, each of which was cut transversely in the median for constructing non-defect fracture model. Every group was fixed symmetrically with four-hole, six-hole, eight-hole, ten-hole, twelve-hole, fourteen-hole limited contact dynamic compression plates (LC-DCP) separately and each plate was attached by four screws (two screws were the nearest to fracture and the others were the farthest from fracture). Groups were labeled as A, B, C, D, E, F groups orderly.

RESULTS AND CONCLUSION: In three-point bending test, the average strain of fracture site in the group A was maximal and in the group D was minimal. There was significant difference in the average strain of fracture site between the group A and the other five groups ($P < 0.05$). There was significant difference in the average strain of fracture site between the group B and the C, D, E, F groups ($P < 0.05$). There was significant difference in the average strain of fracture site between the group C and the D, E groups ($P < 0.05$). There was also significant difference in the average strain of fracture site between the D and F groups ($P < 0.05$). It is indicated that during three point bending test, the screw length has significant effect on the stiffness of the plate and screw structure under the same screw number and position. The 8-hole plates and those longer than 8 holes have better elastic deformation ability and stability.

Hang HF, Liu P. Effect of plate length on the stiffness of plate and screw fixation structure. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(52): 9701-9708. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景:目前在骨折内固定过程中,一定螺钉数量及分布的情况下,不同钢板长度研究甚少,钢板过短,固定不牢,常导致内固定失败。

目的:通过垂直于钢板表面长轴方向的三点折弯实验,测试相同螺钉数量及分布情况下不同钢板长度的内固定应力变化。

方法:选取成人尸体胫骨标本30根,分成6组,每组5根,制成中段横行无缺损骨折模型,每组分别用四孔、六孔、八孔、十孔、十二孔、十四孔胫骨不锈钢有限接触动力加压钢板进行对称性固定,于钢板靠近骨折端最近两个螺孔及距离骨折端最远的两个螺孔固定螺钉,每组分别编号为A、B、C、D、E、F组。

结果与结论:在三点折弯实验中,A组中骨折端的平均应变最大,D组中骨折端的平均应变最小。A组中骨折端的平均应变与B、C、D、E、F组差异均有显著性意义($P < 0.05$);B组与C、D、E、F组平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$);C组与D、E组平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$),F组与D组平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$)。提示在三点折弯实验中,相同螺钉数量及分布情况下,钢板长度对钢板螺钉内固定结构系统的稳定性有明显影响。八孔及更长的钢板内固定有更好的弹性形变能力及稳定性。

关键词:钢板长度;动力加压钢板;刚度;螺钉;三点折弯实验

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.52.003

杭海峰,刘璠.钢板长度对钢板螺钉内固定结构刚度的影响[J].中国组织工程研究与临床康复,2011,15(52):9701-9708. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

1886年Hansmann第1次报道了应用接骨板治疗骨折^[1],此后应用接骨板治疗骨折不断发展,技术不断创新,目前已成为骨干骨折内固定常见的方法,它可以重建骨折的稳定性,从而使骨折最终达到骨性愈合,从骨折内固定稳定性考虑,影响因素主要包括:钢板的长度、宽度、厚度及工作长度,螺钉数量位置,骨和

钢板的间距,骨的厚度和密度,采用坚强内固定还是弹性内固定等。从骨折内固定生物学考虑,影响因素主要包括:钢板的长度、宽度和厚度,螺钉的数量、骨与钢板的接触面积、手术创伤等。由于临床的应用,出现了诸如钢板断裂、螺钉断裂、螺钉松动脱出、骨折延迟愈合、不愈合、假关节形成、钢板取出后再骨折等并发症^[2-6]。

许多学者对钢板螺钉系统进行了临床和(或)基础研究。Rozbruch等^[7]利用十孔钢板用4

¹Department of Orthopedics, Jiangdu People's Hospital, Jiangdu 225200, Jiangsu Province, China; ²Department of Orthopedics, Affiliated Hospital of Nantong University, Nantong 226001, Jiangsu Province, China

Hang Hai-feng★, Master, Physician, Department of Orthopedics, Jiangdu People's Hospital, Jiangdu 225200, Jiangsu Province, China
haifeng9.30@163.com

Correspondence to: Liu Pan, Doctor, Chief physician, Professor, Doctoral supervisor, Department of Orthopedics, Affiliated Hospital of Nantong University, Nantong 226001, Jiangsu Province, China

Received: 2011-06-18
Accepted: 2011-10-20

¹江都市人民医院骨科,江苏省江都市 225200; ²南通大学附属医院骨科,江苏省南通市 226001

杭海峰★,男,1981年,江苏省江都市人,汉族,2009年南通大学毕业,硕士,医师,主要从事关节与创伤研究。
haifeng9.30@163.com

通讯作者:刘璠,博士,主任医师,教授,博士生导师,南通大学附属医院骨科,江苏省南通市 226001

中图分类号:R318
文献标识码:A
文章编号:1673-8225
(2011)52-09701-08

收稿日期:2011-06-18
修回日期:2011-10-20
(20110525011/G-G)

个螺钉固定(其中2个螺钉固定在靠近骨折断端最近两螺钉孔,另2个固定于最远端两螺钉孔)比六孔钢板用6个螺钉固定的对照组,在四点折弯实验时更坚固。有研究报道,在钢板螺钉内固定结构中,最靠近骨折端的螺钉承受的应力最大,应力沿钢板向远端降低,钢板末端的螺钉承受应力最小。Kowalski等^[8]发现增加骨与钢板之间的距离会导致稳定性下降;工作长度(骨折的内固定中靠近骨折端最近两个固定螺钉之间的距离)主要影响轴向刚度和抗扭转稳定性。Field等^[9]采用马的第三掌骨(尸骨)与十孔动力加压钢板进行四点折弯和抗扭转实验发现螺钉的位置会影响内固定的稳定性,相同螺钉数量,相同钢板情况下,螺钉越离散分布比密集分布的抗弯曲强度大。

目前对钢板工作长度以及钢板与骨之间距离、钢板上螺钉的位置及数量的研究有了一定的进展,但对一定螺钉数量及分布的情况下,不同钢板长度研究甚少,钢板过短,固定不牢,常导致固定失败。本实验通过用垂直于钢板表面长轴方向的三点折弯实验,测试相同螺钉数量及分布情况下不同钢板长度的内固定应力变化,分析钢板螺钉内固定结构稳定性,为临床手术治疗骨折选择适合钢板长度提供实验依据。

1 材料和方法

设计: 对比观察实验。

时间及地点: 于2008-06/2009-05在南通大学附属医院骨科实验室、东南大学力学实验室完成。

材料:

标本: 选取甲醛固定的成人(20~40岁,男性)尸体胫骨标本30根,由南通大学医学院解剖教研室提供。实验前进行X射线摄片,排除损伤及病理骨,以保证测试的标本全部正常。剔除胫骨周围的肌肉,脂肪和结缔组织,保留骨性结构的完整。用双层塑料袋包裹后置于-20℃低温冰箱保存,实验前自然解冻。

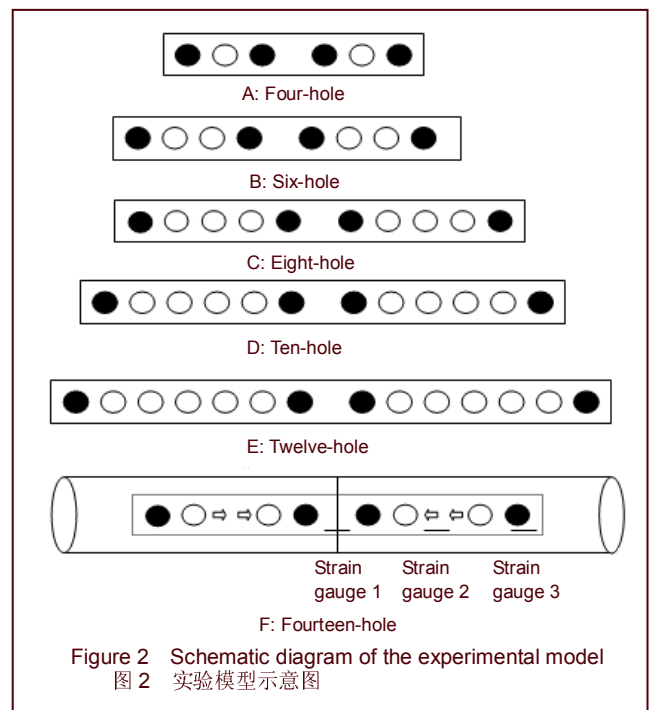
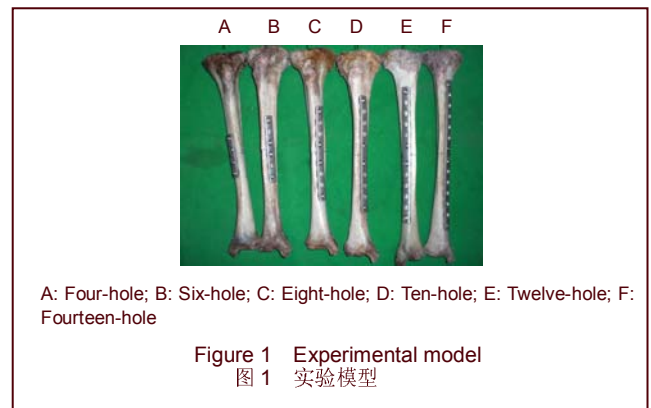
钢板及螺钉: 不锈钢4.5 mm有限接触动力加压钢板(limited contact dynamic compression plate, LC-DCP),四孔、六孔、八孔、十孔、十二孔、十四孔LC-DCP各5个。螺钉均为直径4.5 mm的皮质骨螺钉,共计120个。4.5 mm有限接触动力加压钢板、4.5 mm的皮质骨螺钉,材质为不锈钢,具有良好的屈服强度各抗疲劳强度,与组织相容性良好,弹性模量较高,由辛迪斯上海医疗器械贸易有限公司提供。

实验操作工具: 钻头:直径为3.2 mm的钻头5个;电动钻:1套;丝攻:直径为4.5 mm,2个;测深尺1个,折弯器1套,套筒2个;螺丝刀:4.5 mm皮质骨螺钉配套的内六角螺丝刀。以上工具由辛迪斯上海医疗器械贸易有限公司提供。

实验测试工具: 英斯特朗实验机一台(美国英斯特朗

集团);YJ-4501A 静态数字电阻应变仪1台(上海江海水工贸有限公司/南京航空航天大学监制)。

方法: 将30根标本分成6组,每组5根,每个胫骨样本用线锯加工,制成中段横行无缺损骨折模型。用台钳固定好中段横行骨折的胫骨样本,固定时避免加压破坏。分别用不锈钢四孔、六孔、八孔、十孔、十二孔、十四孔LC-DCP进行固定,钢板置于胫骨前内侧,使钢板中点对准样本中点(即横行骨折线处),对称性用螺钉固定,并依次标为A组、B组、C组、D组、E组和F组。钢板螺钉固定方法严格按照AO组织推荐的钢板螺钉固定方法,由同一个人手工操作,每枚钉尾穿出对侧骨皮质约2 mm,见图1,示意图见图2。



应变计的粘贴: 分别在钢板中间,两螺钉位置中间、钢板末端侧面分别粘贴应变计,共3个,应变计与钢板长轴平行,用导线连接到YJ-35型静态电子应变仪上。电阻应变计应采用高精度、高灵敏度的应变片[电阻值=(119.8±0.2)Ω,灵敏系数=2.12±0.01,栅长×栅宽=1 mm×1 mm],按实验应力分析要求进行操作,为确保应

变的精确传递与灵敏度, 故要求高精度片子划一, 具有良好的电阻温度特性以及零漂、绝缘电阻、横向效应、疲劳寿命, 机械滞后和蠕变性能好的小标距应变片, 见图3。



Figure 3 Paste of strain gauge
图3 应变计的粘贴

测试方法: 每个样本在实验机上进行垂直于钢板平面长轴方向的三点折弯实验(骨折端处作为中间支点, 钢板两末端处为两个外侧支点), 加载速度10 N/s。在加载到300 N、500 N负荷时记录应变计感应的数据, 在加载到800 N时记录应变计感应的数据并停止三点折弯实验, 见图4。



Figure 4 Three-point bending test
图4 三点折弯实验

实验原理: 见图5。

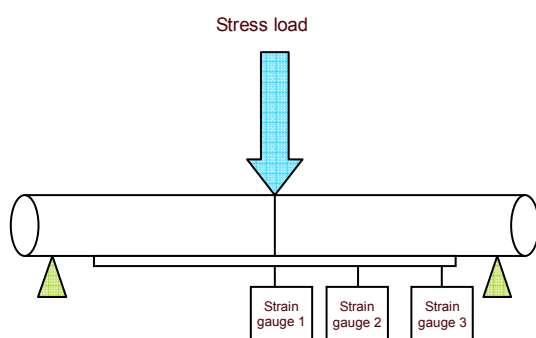


Figure 5 Schematic diagram of experimental principle
图5 实验原理示意图

主要观察指标: 三点折弯实验中, 在不同负荷(300, 500, 800 N)下, 观察各组样本应变计的数值变化及各组样本在不同载荷下模拟骨折端位移。

统计学分析: 采用SPSS 13.0统计软件对数据进行分析, 将在不同负荷组的应变数据用单因素方差分析(One-way Analysis of Variance), 比较各组之间应变改变是否有差异, $P < 0.05$ 表示差异有显著性意义。

2 结果

2.1 不同负荷下应变计1位置应变分析 在第一感应片, 负荷为300 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$), 结果见表1, 图6a。

表1 三点折弯实验 300 N 负荷时各组应变比较
Table 1 Strain of each group detected by three-point bending test under 300N load ($\bar{x} \pm s, n=5, \mu\epsilon$)

Strain gauge	A	B	C
1	437.40±15.73	412.70±17.61 ^a	369.39±15.55 ^{ab}
2	116.78±11.94	110.96±11.66	110.37±9.88
3	37.48±6.88	36.04±7.21	34.30±5.35

Strain gauge	D	E	F
1	366.12±14.57 ^{ab}	368.21±15.40 ^{ab}	371.63±17.58 ^{ab}
2	105.46±10.06	110.68±10.26	109.00±10.18
3	31.62±5.36	35.73±6.91	34.36±4.92

^a $P < 0.05$, vs. A group; ^b $P < 0.05$, vs. B group; A group, B group, C group, D group, E group, F group respectively represent stainless steel four-hole, six-hole, eight-hole, ten-hole, twelve-hole, fourteen-hole limited contact dynamic compression plate fixation groups

负荷为500 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与D组、E组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与F组之间平均应变差异无显著性意义($P > 0.05$), 结果见表2, 图6b。

表2 三点折弯实验 500 N 负荷时各组应变比较
Table 2 Strain of each group detected by three-point bending test under 500 N load ($\bar{x} \pm s, n=5, \mu\epsilon$)

Strain gauge	A	B	C
1	537.64±20.99	486.03±23.06 ^a	446.86±21.90 ^{ab}
2	227.17±11.99	207.39±15.13 ^a	167.31±12.85 ^{ab}
3	64.89±8.10	55.77±7.66 ^a	46.76±6.03 ^{ab}

Strain gauge	D	E	F
1	403.47±19.56 ^{ab}	410.87±19.96 ^{ab}	423.22±25.62 ^{ab}
2	151.08±13.18 ^{ab}	152.42±13.35 ^{ab}	156.87±11.97 ^{ab}
3	41.35±6.14 ^{ab}	45.07±6.02 ^{ab}	46.30±6.61 ^{ab}

^a $P < 0.05$, vs. A group; ^b $P < 0.05$, vs. B group; A group, B group, C group, D group, E group, F group respectively represent stainless steel four-hole, six-hole, eight-hole, ten-hole, twelve-hole, fourteen-hole limited contact dynamic compression plate fixation group

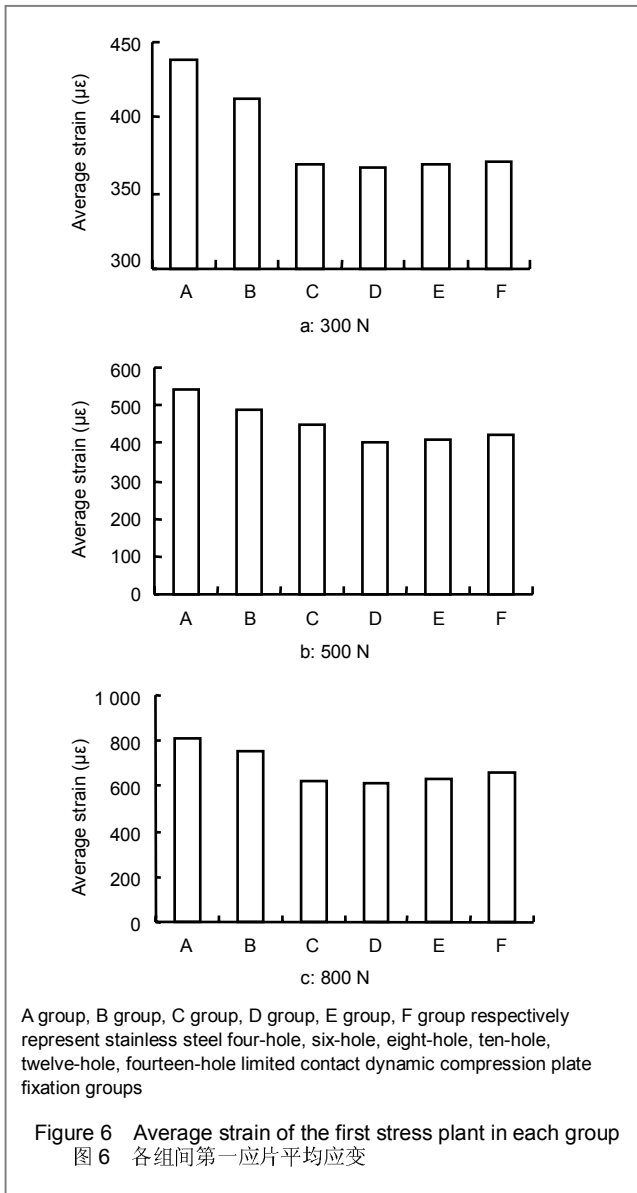
负荷为800 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$), C组与D组、E组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与F组之间平均应变差异无显著性意义($P > 0.05$), F组与D组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), 与E组之间差异无显著性意义

($P > 0.05$), 结果见表3, 图6c。

表3 三点折弯实验 800 N 负荷时各组应变比较
Table 3 Strain of each group detected by three-point bending test under 800 N load ($\bar{x} \pm s, n=5, \mu\epsilon$)

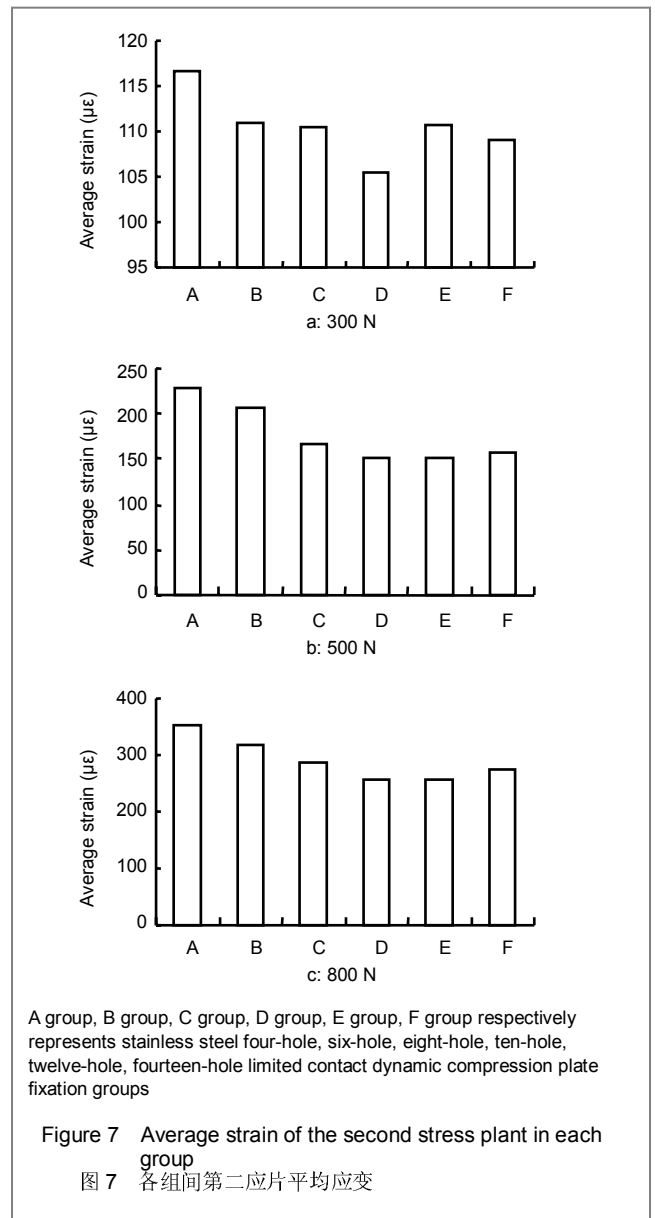
Strain gauge	A	B	C
1	815.36±25.37	756.71±24.55 ^a	691.17±26.44 ^{ab}
2	354.30±14.21	319.23±15.16 ^a	288.49±15.12 ^{ab}
3	108.41±10.43	94.25±12.83 ^a	78.85±9.15 ^{ab}
Strain gauge	D	E	F
1	615.75±22.34 ^{ab}	632.29±24.59 ^{ab}	661.49±23.72 ^{ab}
2	256.74±15.14 ^{ab}	258.21±13.52 ^{ab}	272.18±14.02 ^{ab}
3	63.64±9.43 ^{ab}	65.40±10.08 ^{ab}	72.69±8.50 ^{ab}

^a $P < 0.05$, vs. A group; ^b $P < 0.05$, vs. B group; A group, B group, C group, D group, E group, F group respectively represent stainless steel four-hole, six-hole, eight-hole, ten-hole, twelve-hole, fourteen-hole limited contact dynamic compression plate fixation groups



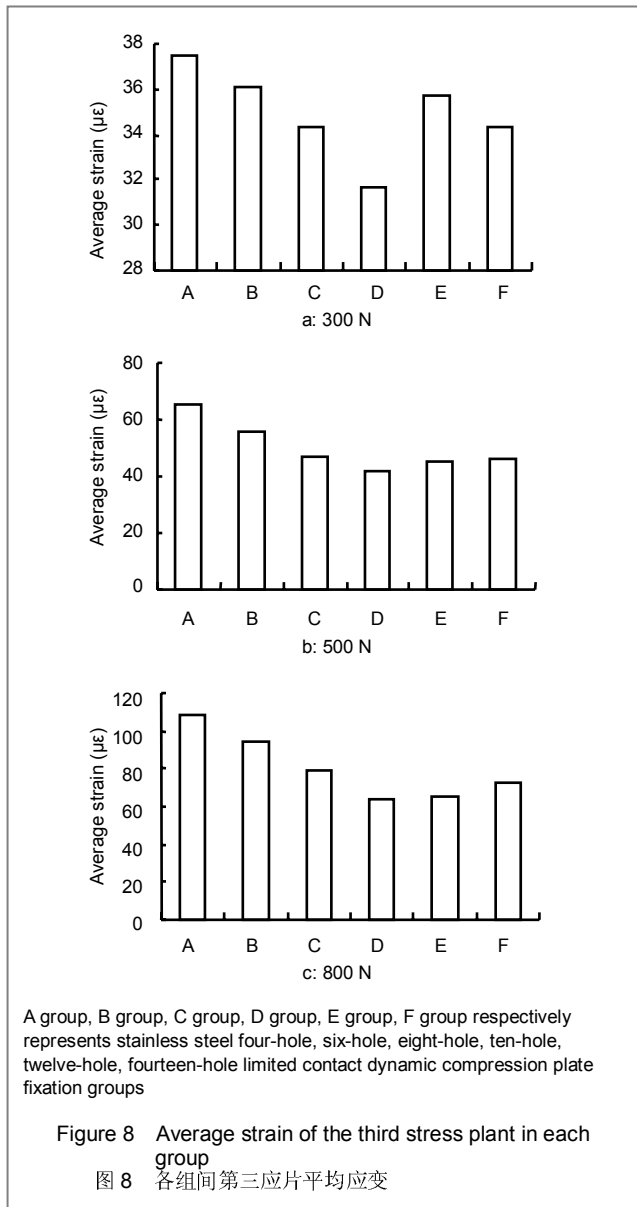
2.2 不同负荷下应变计2位置应变分析 在第二感应片, 负荷为300 N时, 各组之间平均应变差异均无显著

性意义($P > 0.05$), 结果见表1; 负荷为500 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), 结果见表2; 负荷为800 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与D组、E组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与F组之间平均应变差异无显著性意义($P > 0.05$), 结果见表3、图7。



2.3 不同负荷下应变计3位置应变分析 在第三感应片, 负荷为300 N时, 各组之间平均应变差异无显著性意义($P > 0.05$), 结果见表1; 负荷为500 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均应

变差异均有显著性意义($P < 0.05$), 结果见表2; 负荷为800 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与D组、E组之间平均应变差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与F组之间平均应变差异无显著性意义($P > 0.05$), 结果见表3、图8。



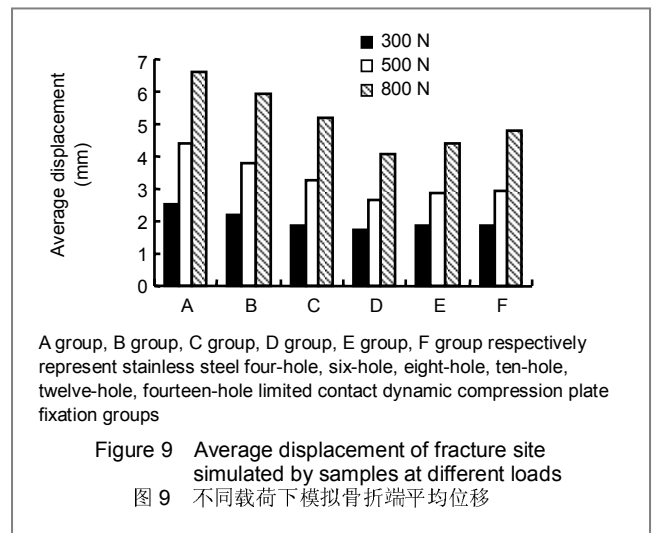
2.4 不同负荷下的各组样本在不同载荷下模拟骨折端位移分析 负荷为300 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$); 负荷为500 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与D组、E组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与F组之间平

均位移差异无显著性意义($P > 0.05$); 负荷为800 N时, A组与B组、C组、D组、E组、F组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), B组与C组、D组、E组、F组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与D组、E组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), C组与F组之间平均位移差异无显著性意义($P > 0.05$), F组与D组之间平均位移差异均有显著性意义($P < 0.05$), 与E组之间差异无显著性意义($P > 0.05$), 结果见表4、图9。

表4 各组样本在不同载荷下模拟骨折端位移比较
Table 4 Samples in each group simulated the displacement of fracture site at different loads ($\bar{x} \pm s$, $n=5$, mm)

Group	300 N	500 N	800 N
A	2.552±0.241	4.384±0.296	6.594±0.380
B	2.202±0.220 ^a	3.777±0.282 ^a	5.958±0.395 ^a
C	1.876±0.142 ^{ab}	3.257±0.282 ^{ab}	5.220±0.368 ^{ab}
D	1.758±0.132 ^{ab}	2.651±0.222 ^{ab}	4.080±0.281 ^{ab}
E	1.847±0.128 ^{ab}	2.850±0.244 ^{ab}	4.424±0.318 ^{ab}
F	1.849±0.153 ^{ab}	2.933±0.261 ^{ab}	4.810±0.326 ^{ab}

^a $P < 0.05$, vs. A group; ^b $P < 0.05$, vs. B group; A group, B group, C group, D group, E group, F group respectively represents stainless steel four-hole, six-hole, eight-hole, ten-hole, twelve-hole, fourteen-hole limited contact dynamic compression plate fixation groups



3 讨论

四肢长骨干骨折发生率较高, 其治疗进展贯穿于创伤骨科发展轨迹之中。钢板、螺钉已广泛应用于长骨干、干髓端和关节面骨折、肿瘤、骨缺损、骨不连等治疗中。内固定的失败包括钢板和(或)螺钉松动, 断裂, 拔出, 游离等。20世纪60年代, 生物力学日渐深入到骨科学领域, 在此大环境下兴起的瑞士内固定研究协会(association for the study of internal fixation, AO/ASIF)学派提出了骨折固定的四大原则^[10], 即为: ①解剖复位。②坚强内固定。③保护血运。④早期功能锻

炼。AO的坚强固定是在解剖复位的基础上以骨折块之间的加压获得的, 消除骨折局部的微动, 以获得骨折 I 期愈合。其优点在于获得精确的复位和早期功能康复训练。但是, 追求绝对的解剖复位和骨折块之间的加压常常需要骨折端的广泛显露, 剥离骨折片周边的骨膜和软组织, 这不仅破坏了血运, 也破坏了稳定性。同时内固定物与骨质的紧密接触导致骨质疏松和骨萎缩^[11], 以及遮挡效应, 所有这些增加了骨坏死的发生率, 以及延迟愈合、感染和再骨折的风险。而且, 对于日益增多的复杂的粉碎性骨折, AO的骨折固定原则和方法显然也是不适用的。近年来, 骨折内固定治疗发展的重点从机械力学角度转向生物学角度, 其中最重要的是对微创技术的认识和强调。上世纪80~90年代开始倡导以保护血运为主的内固定。不剥离骨折端部位骨膜和软组织, 不强求骨折片解剖复位, 提倡闭合复位和功能复位, 有限切开进行内固定, 逐渐形成生物接骨术 (biological osteosynthesis, BO) 的概念^[12]。BO原则的核心思想: ①切开复位应利用间接复位技术, 避免干扰骨折局部, 不以破坏局部血运的手段强求解剖复位。②内固定不强求 I 期的稳定, 而是要保存有活力的骨块与主骨的连接, 其血运不因内固定操作而再受破坏。③不应在骨折部位剥离骨膜进行植骨。BO概念是AO的进一步完善^[13-14]。

接骨板固定技术是治疗骨干, 特别是干骺端骨折的有效和常用手段。现在临床上应用微创接骨板固定技术 (minimally invasive plate osteosynthesis, MIPO) 治疗骨折, 实现骨折的生物学固定。手术中, 只暴露处于骨折部位远侧和近侧的正常骨骼, 不直接暴露骨折部位, 使骨折周围的成骨性组织和软组织的血运得以保留; 在C型臂X射线机监视下对骨折进行间接复位; 在肌层下、骨膜外插入接骨板, 越过骨折部位到达远侧骨干; 在骨折部位的远、近两侧分别用常规方法完成接骨板固定。结果有效地减少了手术过程中从骨折片上剥离骨膜和软组织的范围和程度, 减轻或避免对骨折片血运供应的进一步损伤和破坏, 取得很好的治疗效果。MIPO最初用于治疗股骨转子下骨折和股骨远端骨折, 随着临床经验的积累, 逐步扩大应用于股骨干骨折, 股骨转子骨折, 胫骨远、近端骨折的治疗, 在技术上也进一步发展成经皮接骨板固定技术 (minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis, MIPPO)^[15]。应用MIPPO技术, 手术时只在骨折远近两端做皮肤切口, 闭合复位骨折后从皮下或肌层下插入接骨板, 在两个切口内完成接骨板固定。研究证实, 应用MIPO技术, 对骨折部位的穿支动脉和滋养血管的损伤比传统接骨板固定技术轻, 手术后前者局部骨膜和髓腔内的血供比后者丰富^[16]; 另外, MIPO技术使用比较长的接骨板以跨越骨折部位, 而用于固定的螺钉的数目相对就比较少, 螺

钉的密集程度明显降低, 结果接骨板单位面积承受的应力也相应减少, 避免了接骨板的应力遮挡; MIPO技术所达到的是一种弹性固定, 骨折块间存在一定程度的微动, 刺激了骨痂的生成和骨折的愈合。

良好血供和可靠的固定是骨折愈合的生物学和力学基础。所有的接骨都必须尽量满足生物学和力学原则, 即保存骨的血液供应, 维持骨的生理和力学环境。不管骨折治疗的理念怎么演进, 临床对手术中钢板长度相关的问题一直是值得探讨的。本实验正是基于这个背景, 从不同螺钉孔数、不同钢板长度进行研究, 以期为临床实际操作提供参考。

3.1 实验材料的选择

标本的选择: 以往许多关于骨折钢板螺钉内固定系统的实验多采用聚氨酯泡沫胶 (polyurethane foam) 板、PVC管 (块) 及木板等均质材料, 也有些采用动物尸体材料^[17-19]。这些材料的实验结果对临床骨折的处理有一定的参考价值, 但具体差距还有待于进一步验证。根据实验的螺钉钢板结构和载荷方式的要求, 本实验选择甲醛处理过的人体尸胫骨 (20~40岁, 不分性别), 更具有临床意义。标本经X射线摄片排除外伤、肿瘤、畸形和变性疾病。并且用双层塑料袋包裹后置于-20℃低温冰箱保存, 实验前逐层解冻。这样尽量减小尸体骨骼的密度、各向异性的个体差异对实验的影响。

内固定的选择: 本实验的目的是检测不同钢板长度对骨折钢板螺钉内固定稳定性影响, 而不是检测实验所用钢板 (如LISS、LCP或LC-DCP)、螺钉对内固定稳定性的影响, 而且实验所需钢板、螺钉数量大, 作者选择不锈钢钢板及螺钉, 既可以达到实验的要求又更加经济实惠。每个实验组都选择规格相同的钢板、螺钉, 排除了组间的个体差异。钢板选择四孔、六孔、八孔、十孔、十二孔、十四孔胫骨动力加压钢板, 可以扩大分组和比较的范围。

应变计的选择: 电阻应变片应采用高精度、高灵敏度的应变片 (电阻值=(119.8±0.2)Ω, 灵敏系数=2.12±0.01, 栅长×栅宽=1 mm×1 mm), 按实验应力分析要求进行操作, 以确保应变的精确传递与灵敏度, 由于胫骨热传递性很差, 又有有机质渗出, 故要求高精度片子划一, 具有良好的电阻温度特性以及零漂、绝缘电阻、横向效应、疲劳寿命, 机械滞后和蠕变性能好的小标距应变片。

3.2 钢板固定位置、应变计粘贴位置的确立 临床上, 胫骨干骨折有最容易向前内侧成角的趋势, 作者放置胫骨加压钢板应在张力侧, 所以置于前内侧。应变计粘贴在钢板张力侧侧面, 与钢板平面长轴方向平行, 用导线连接到电子应变仪上进行测试, 这样就能获得比贴在其他地方相对更高的应变, 其应变片的敏感度增加了, 有利于数据分析, 实验意义就更明显。

3.3 测试方法的确立 以前的折弯实验多采用四点折弯实验, 而且多是垂直于钢板表面长轴方向的四点折弯实验^[17-18]。本实验用垂直于钢板表面长轴方向的三点折弯实验, 测试不锈钢动力加压钢板不同长度时的内固定应力变化, 分析钢板螺钉内固定稳定性。许多实验报道的结果都是通过在钢板中央贴单个应变感应片获得的结果^[20-21], 本实验沿着钢板长轴贴了3个感应片, 因为实验时双侧受力是对称的, 所以贴一侧就可以。

本实验采用体外实验, 模拟横断形骨折, 排除了骨周围软组织、肌肉、韧带等对骨折端稳定性的影响。

3.4 载荷的确定 胫骨主要由外层密度骨与内层松质骨所构成, 由于胫骨远端骨小梁分布密集, 分布不均, 故在进行力学试验中以均值表示^[22], 其胫骨的力学性质见表5。

Type	Maximum load P(N)	Ultimate strength σ_b (MPa)	Modulus of elasticity E (N/cm ²)
Tension	3 478±36	140.0±12.0	1 803.2±480.0
Compression	3 660±42	151.0±14.0	1 920.0±520.0
Bending	2 960±28	213.0±16.0	1 195.6±260.0
Torsion	78±12	44.3±10.0	1 678.0±340.0

3.5 工作长度 所谓工作长度是指骨折的内固定中靠近骨折端最近两个固定螺钉之间的距离。最初的固定中, 骨钢板通常是一个承载负荷装置, 大部分负荷由钢板承载, 其余一些负荷根据负荷的方向在骨折断端间消逝。当钢板螺钉内固定系统在负荷作用下, 钢板的偏离度与工作长度的四次方成正比例。如果最接近骨折处的螺钉没有固定, 弯曲刚度将显著减小; 如果工作长度增加, 由于骨折复位不够, 也会使弯曲刚度显著减小。因此在生物力学基础上, 通过解剖复位结合骨折断端加压, 放置螺钉尽量接近骨折断端, 将使内固定结构经受更大的负荷。Cheals等^[23]指出最大的应力集中发生在靠骨折端最近的螺钉上, 因此骨折端这两个螺钉的位置是很重要的。所以, 本实验都固定骨折端最近的两个螺钉, 通过解剖复位和骨折端加压, 以排除工作长度对内固定稳定性的影响。

3.6 螺钉固定数量及位置 AO小组以前提出的坚强内固定应用于前臂骨折中, 两骨折端固定螺钉数量的标准是最少要用6枚皮质骨螺钉固定, 这种复位固定后骨直接愈合。黄江等^[24]用栗木模拟骨干中央横断骨折研究探讨螺钉数量对钢板螺钉内固定结构弯曲刚度的影响, 结果发现相同长度的钢板, 螺钉数量对钢板螺钉内固定结构系统的稳定性有显著性影响。螺钉数量达到一定的情况下, 增加螺钉数量并不增加结构的刚度。本实验采用于钢板靠近骨折端最近两个螺孔及距离骨折端最远的两个螺孔固定螺钉, 即确保最短的工作长度和最大钢板

长度均上螺钉。保证相同的螺钉数量及位置, 以消除螺钉数量及位置的影响。

3.7 钢板长度 Riemer等^[2]利用尸体尺骨实验研究时发现, 用不同的钢板螺钉结构固定模拟尺骨骨折, 较长钢板用较少的螺钉固定比较短钢板上全部固定螺钉相对有更好的生物力学特性、更好的弹性形变能力。Sanders等^[25]研究也有相似结论, 用较长的钢板上固定4个螺钉都比六孔钢板6个螺钉固定的结构刚度更大, 而且实验组和对照组结构刚度没有显著性差异。El Maraghy等^[26]发现相同长度的钢板, 如果固定钢板末端的螺钉能明显增加抗扭转刚度。许多内固定松动折断研究表明一部分原因就是使用钢板长度不够。究竟使用多长的钢板确保内固定系统刚度明显增加以维持人体负荷, 这是本实验的出发点。本实验选择四孔、六孔、八孔、十孔、十二孔、十四孔胫骨动力加压钢板, 于钢板靠近骨折端最近两个螺孔及距离骨折端最远的两个螺孔固定螺钉, 消除螺钉数量及位置的影响, 探究不同长度时钢板螺钉内固定刚度的变化。

本实验结果显示, 在三点折弯实验中, 不论负荷是300 N、500 N还是800 N, A组(四孔)中骨折端的平均应变最大, D组(十孔)中骨折端的平均应变最小, A组、B组(六孔)均与其他组别差异有显著性意义($P < 0.05$); 800 N时, A组中骨折端的平均应变与B组、C组(八孔)、D组、E组(十二)、F组(十四孔)差异均有显著性意义($P < 0.05$); B组与C组、D组、E组、F组之间平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$), C组与D组、E组之间平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$), F组与D组之间平均应变差异有显著性意义($P < 0.05$), F组与C组、F组与E组之间骨折端的平均应变差异无显著性意义($P > 0.05$)。相同螺钉数量及分布情况下, 钢板长度对钢板螺钉内固定结构系统的稳定性有显著性影响, 较长钢板的内固定系统, 其稳定性越高, 八孔及更长的钢板固定有更好的弹性形变能力及稳定性。E组与F组应力增大, 分析原因可能与两螺钉(距骨折线最近及最远的两螺钉)的间距过大导致, 结合影响骨折愈合的两大因素“稳定性”和“生物学”考虑, 作者认为D组既能达到足够稳定, 且对断端的血运破坏相对E组、F组小, 可能对骨折愈合刺激最有利。

3.8 实验不足 此次研究仅停留在体外实验, 而且实验材料是甲醛处理过的人体尸胫骨, 虽然这样的实验结果对临床骨折的处理可供参考, 但具体差距仍有待于进一步验证。体外实验是把骨骼孤立地分析, 而人体的骨骼周围有复杂的生物力学环境, 这些是体外实验很难模拟的。在临床中, 内固定失败并非在一次简单的创伤中发生, 而是循环负荷过程中疲劳性断裂所造成的, 所以还需进一步对钢板螺钉结构行循环负荷疲劳实验。

另外, 本次实验只考虑了钢板长度对骨折钢板螺钉

内固定系统刚度的影响, 其对内固定系统抗扭转、抗轴向压缩等其他方面稳定性的影响还需要以后的进一步工作来完善。

4 参考文献

- [1] Xiao JD. Beijing: People's Medical Publishing House. 2003:455-456.
肖建德. 临床骨科新理念和新技术[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2003: 455-456.
- [2] Riemer BL, Butterfield SL, Burke SJ, et al. Immediate plate fixation of highly comminuted femoral diaphyseal fractures in blunt polytrauma patients. *Injury*. 1992;15:907-916.
- [3] Claes L, Heitemeyer U, Krischak G, et al. Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures. *Clin Orthop*. 1999;8:221-229.
- [4] Karnezis IA, Miles AW, Cunningham JL, et al. "Biological" internal fixation of long bone fracture: a biomechanical study of a noncontact plate system. *Injury*. 1998;29:689-695.
- [5] Kessler SB, Deiler S, Schiffli-Deiler M, et al. Refractures: a consequence of impaired local bone viability. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1992;111:6-101.
- [6] Muller T, Seligson D, Sioen W, et al. Operative treatment of humeral shaft fractures. *Acta Orthop Belg*. 1997;63:170-177.
- [7] Rozbruch SR, Muller U, Gautier E, et al. The evolution of emoral shaft plating technique. *Clin Orthop*. 1998;354:195-208.
- [8] Kowalski MJ, Schemitsch EH, Harrington RM, et al. A comparative biomechanical evaluation of a noncontacting plate and currently used devices for tibial fixation. *Trauma*. 1996;40:5-9.
- [9] Field JR, Hearn TC, Caidwell CB, et al. A pressure sensitive film study on the effect of screw omission bone-plate interface mechanics in cadaveric bone. *Verter Comparat Orthop Traumatol*. 1997;10:205-209.
- [10] Muller ME, Allgower M, Schneider R, et al. *Manual of internal fixation. Techniques recommended by the AO group*. Berlin, Springer-verlag, 1990.
- [11] Laftman P, Nilsson OS, Brosjo O, et al. Stress shielding by rigid fixation studied in osteotomized rabbit tibiae. *Acta Orthop Scand*. 1989;60:817-822.
- [12] Palmer RH. Biological osteosynthesis. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1999;29(5):1171-1185.
- [13] Wang YC. Guyuguanjie Sunshang Zazhi. 2002;17(1):3-5.
王亦隽. BO与AO的不同之处[J]. 骨与关节损伤杂志, 2002, 17(1):3-5.
- [14] Qiu GX. Zhonghua Chuangshang Guke Zazhi. 2004;6(1):8-11.
邱贵兴. 四肢长骨干骨折的治疗进展[J]. 中华创伤骨科杂志, 2004, 6(1):8-11.
- [15] Farouk O, Krettek C, Miclau T, et al. Minimally invasive plate osteosynthesis: Does percutaneous plating disrupt femoral blood supply less than the traditional technique? *J Orthop Trauma*. 1999; 13:401-406.
- [16] Krettek C, Schandelmair P, Miclau T, et al. Minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis(MIPPO) using the DCS in proximal and distal femoral fracture. *Injury*. 1997;28(1 Suppl): 20-30.
- [17] Tornkvist H, Hearn TC, Schatzker J. The strength of plate fixation in relation to the number and spacing of bone screw. *Orthop Trauma*. 1996;10:20-208.
- [18] Ellis T, Bourgeault CA, Kyle RF. Screw position affects dynamic compression plate strain in an in vitro fracture model. *Orthop Trauma*. 2001;15:333-337.
- [19] Field JR, Tornkvist H, Hearn TC, et al. The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plate to cadaveric bone. *Injury*. 1999;30: 591-598.
- [20] Cordey J, Perren SM. Limits of plate on bone friction in internal fixation of fractures. *Trans Orthop Res Soc*. 1985;10:186.
- [21] Korvick DL, Monville JD, Pijanowski GJ, et al. The effects of screw removal on bone strain in an idealized plated bone model. *Vet Surg*. 1988;17(3),111-116.
- [22] Wang YJ, Wang JL. Beijing: People's Military Medical Press. 1989: 167-168.
王以进, 王介麟. 骨科生物力学[M]. 北京: 人民军医出版社, 1989:167-168.
- [23] Cheals EJ, Hayes WC, White AA, et al. Three-dimensional finite element analysis of a simplified compression plate fixation system. *Biomech Eng*. 1984;106:295-301.
- [24] Huang J. Nanchang Daxue Yixueyuan Shuoshi Biye Lunwen. 2006.
黄江. 螺钉数量对钢板螺钉内固定结构弯曲刚度的影响[D]. 南昌大学医学院硕士毕业论文, 2006.
- [25] Sanders R, Haidukewych GJ, Milne T, et al. Minimal versus maximal plate fixation techniques of the ulna: The iomechanical effect of number of screws and plate length. *Orthop Trauma*. 2002; 3:166-171.
- [26] El Maraghy AW, El Maraghy MW, Nousianeu M, et al. In fluence of the number of cortices on the stiffness of plate fixation of diaphyseal fractures. *Orthop Trauma*. 2001;15:186-191.

来自本文课题的更多信息--

作者贡献: 实验设计、实施为第一作者, 评估为第一、二作者; 经过正规培训。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理批准: 实验方案符合医学伦理学要求。

本文创新性: 许多学者对钢板螺钉系统进行了临床和(或)基础研究, 目前对钢板工作长度以及钢板与骨之间距离、钢板上螺钉位置及数量的研究有了一定的进展, 但对一定螺钉数量及分布的情况下, 不同钢板长度研究甚少, 而临床上因钢板长度选择不当, 导致钢板断裂的例子并不少见。实验通过用垂直于钢板表面长轴方向的三点折弯实验, 测试相同螺钉数量及分布情况下不同钢板长度内固定的应力变化, 分析钢板螺钉内固定结构的稳定性, 以期为临床骨折手术治疗选择适合的钢板长度提供实验依据。