骨科学

DOI:10.13406/j.cnki.cyxb.000654

腰椎棘突钉-钩-板静态固定装置的生物力学研究

张红军，邵高海，李敬花，张　涛，李　波，余　雨，王群波
（重庆医科大学附属永川医院骨科，重庆　400016）

【摘　要】**目的**：探讨腰椎棘突钉-钩-板静态固定装置固定后对固定及邻近节段椎间盘、关节突载荷的影响。**方法**：采用 10 具新鲜成人脊柱标本（L1~S1），采用自身前后对照，分为完整组（N 组）；损伤组（I 组）；棘突钉-钩-板组（L 组）；置入 Wallis 系统（W 组）；椎弓根螺钉固定组（P 组），每组 2 具标本。用 WDW-4100 电子万能试验机，分别重复测试中立位（AC）、前屈后伸（Flex/Ext）、左右侧弯（LB）、旋转运动加载模式下，完整标本、损伤标本和各种固定方式之间的稳定性的差异，以及固定后对邻近节段椎间盘及关节突力学载荷影响。**结果**：力学稳定性，L 组固定节段标本的生物学稳定性与 I 组相比有显著差异[垂直位移：AC（3.17 ± 0.43） mm，Flex（3.13 ± 0.34） mm，Ext（5.52 ± 0.63）·mm，LB（5.62 ± 0.53） mm；水平位移：AC（0.72 ± 0.06） mm，FLex（0.57 ± 0.06） mm，Ext（0.72 ± 0.06） mm，LB（0.67 ± 0.06） mm，$P<0.05$]，与 N 组及 W 组比较无显著性差异（$P>0.05$）。即 L 组稳定性与 N 组和 W 组相仿。L 组与 P 组比较，稳定性有差异（$P<0.05$）。即 L 组稳定性较 P 组稳定性差。对邻近节段椎间盘、关节突应力载荷的影响。L、W 组在相同力学载荷下，对邻近节段椎间盘、关节突力学载荷影响比较无统计学差异[垂直位移：AC（3.12 ± 0.43） mm，Flex（2.72 ± 0.36） mm，Ext（4.32 ± 0.36） mm，LB（4.82 ± 0.55） mm；水平位移：AC（0.67 ± 0.01） mm，Flex（0.54 ± 0.04） mm，Ext（0.70 ± 0.04） mm，LB（0.78 ± 0.05） mm，$P>0.05$]；L 组与 P 组在相同力学载荷下，对固定邻近节段椎间盘、关节突力学载荷影响比较有统计学差异[垂直位移：AC（2.91 ± 0.53） mm，Flex（4.22 ± 0.59） mm，Ext（5.22 ± 0.56） mm，LB（5.42 ± 0.49） mm；水平位移：AC（0.92 ± 0.06） mm，Flex（0.62 ± 0.06） mm，Ext（0.98 ± 0.09） mm，LB（0.99 ± 0.09） mm，$P<0.05$]，即 L 组固定对邻近节段椎间盘、关节突载荷的影响小于 P 组。**结论**：腰椎棘突钉-钩-板静态稳定装置生物力学性能优良，刚度适中，能为病变节段腰椎提供可靠的稳定性固定，且能有效降低邻近节段椎间盘及关节突关节应力载荷。

【关键词】腰椎；棘突；静态固定装置；生物力学
【中图分类号】R318.01　　【文献标志码】A　　【收稿日期】2014-09-25

Biomechanical study of the spinous screw-hook-laminar static system

Zhang Hongjun, Shao Gaohai, Li Jinghua, Zhang Tao, Li Bo, Yu Yu, Wang Qunbo
(*Department of Orthopedics, the Affiliated Yongchuan Hospital, Chongqing Medical University*)

【Abstract】***Objective***: To investigate the biomechanical effects and stability of the spinous screw-hook-laminar static system on fixed and adjacent segment. ***Methods***: Ten fresh adult human cadaveric lumbar spine specimens (L1~S1) were divided into intact group (N), instable mode group (I), spinous process screw-hook- laminar static system implantation group (L), pedicle screw implantation group (P) and Wallis system implantation group (W). Each group had two specimens. In five groups, the stability of lumbar spine and the stress changes of adjacent segment under flexion extension, lateral bending and axial motion were examined repeatedly on the WDW-4100 electronic universal testing machine. ***Results***: Mechanical stability: The stability of the damaged section was notably increased in L group than in I group [vertical displacement: AC (3.17 ± 0.43) mm, Flex (3.13 ± 0.34) mm, Ext (5.52 ± 0.63) mm, LB (5.62 ± 0.53) mm; lateral displacement: AC (0.72 ± 0.06) mm, Flex (0.57 ± 0.06) mm, Ext (0.72 ± 0.06) mm, LB (0.67 ± 0.06) mm, $P<0.05$]. The stability of fixed segments was equally increased in L group than in N group and W group ($P>0.05$). The stability of L group was inferior to pedicle screw-rod fixation (P) group ($P<0.05$). Biomechanical effects to adjacent segment disc and zygapophysial joints: under the same mechanical load, there was no significant difference between L group and W group in the stress changes of adjacent segment (vertical displacement: AC (3.12 ± 0.43) mm, Flex (2.72 ± 0.36) mm, Ext (4.32 ± 0.36) mm, LB (4.82 ± 0.55) mm; lateral displacement: AC (0.67 ± 0.01) mm, Flex (0.54 ± 0.04) mm, Ext (0.70 ± 0.04) mm, LB (0.78 ± 0.05) mm, $P>0.05$). L group had low impact on adjacent segment disc and zygapophysial joints than P group [vertical displacement: AC (2.91 ± 0.53) mm, Flex

作者介绍：张红军，Email：zhj220955@126.com，
研究方向：棘突间静态内固定装置。
通信作者：邵高海，Email：shaogaohai567@163.com。
基金项目：重庆市科技计划攻关项目（编号：CSTC2011AC5199）。
优先出版：http://www.cnki.net/kcms/detail/50.1046.r.20150522.1625.001.html（2015-05-22）

(4.22 ± 0.59) mm, Ext(5.22 ± 0.56) mm, LB(5.42 ± 0.49) mm; lateral displacement: AC(0.92 ± 0.06) mm, Flex(0.62 ± 0.06) mm, Ext(0.98 ± 0.09) mm, LB(0.99 ± 0.09) mm, $P<0.05$]. ***Conclusions***: With the excellent biomechanics performance and moderate stiffness, spinous process screw-hook- laminar static system can increase the stability of injury spinal segments, and relive the stress concentration of adjacent intervertebral disc and zygapophysial joints.

【Key words】lumbar spine; spinous; interspinous stabilization system; biomechanics

随着腰椎棘突间动静态内固定装置越来越多地应用于治疗腰椎退行性疾病，可以发现大量相关的临床实验及临床应用的循证医学报道，其中虽揭示了这些内固定装置的技术优势，但也发现了许多问题，譬如腰椎棘突间动静态内固定装置的松动、脱落，甚至棘突骨折等并发症，这些都需要得到进一步的解决[1-3]。本次研究的主要目的是通过对中国人腰椎棘突间三维立体结构以及棘突生理解剖学参数的测量，应用计算机辅助技术，设计出新型棘突钉-钩-板棘突间静态固定装置，从生物力学方面分析单纯棘突钉-钩-板固定腰椎后，固定阶段变化及邻近节段椎体、椎间盘及关节突的应力改变，为下一步的临床应用提供科学依据。

1 材料与方法

1.1 标本选取与包埋

腰段脊柱(L1~S1)新鲜标本 10 具(男 6 具，女 4 具，年龄 36~56 岁，平均年龄 44 岁，重庆医科大学解剖教研室提供)，均属随机抽样，生前无腰椎疾患，X 线摄片排除外伤、肿瘤、畸形及明显的退变。将标本密封保存在-40 ℃深低温冰箱内，实验前 24 h 取出并在 4 ℃的温度下解冻，在室温下切取 L1~S1 节段，仔细剥离肌肉、脂肪等软组织，尽量保留标本所有韧带、椎间盘、关节囊及骨的完整性。以骨水泥即聚甲基丙稀酸甲酯在特制实验标本包埋装置上对所选标本进行包埋处理，制成新鲜的腰椎测试标本。

1.2 实验分组及造模

实验分组：正常组(N 组)、损伤组(I 组)、植入棘突钉-钩-板(L)、置入 Wallis 系统组(W 组)、椎弓根螺钉固定组(P 组)，每组 2 具标本。损伤组建模：新鲜标本行 L4 双侧下关节突内侧 1/2 切除，L4~5 椎间黄韧带及棘间韧带完整切除，制成损伤模型标本。棘突钉-钩-板装置造模组：损伤标本在 L4~5 棘突间安装棘突钉-钩-板装置制备成棘突钉-钩-板装置组标本模型；Wallis 系统组：损伤标本在 L4~5 棘突间安装 Wallis 系统制备成 Wallis 系统组标本模型；椎弓根螺钉固定装置组：损伤标本行 L4~5 节段双侧椎弓根螺钉固定制备成椎弓根螺钉固定组标本模型。Wallis 棘突间静态稳定系统由法国雅培公司提供。

1.3 生物力学测试

1.3.1 压敏片及压力应变传感器 超低压型压敏片(Pressure Sensitive Flim，日本富士公司)、电阻应变式传感器、数显应变仪、高精度光栅数显位移传感器等。实验时，将所有加载及应变式传感器固定在待测部位，稳妥地进行测量。在加载速度 1.3 mm/min 下，预载 100 N，以消除标本的松弛、蠕变等时间效应的影响。

1.3.2 测试方法 将制成的新鲜腰椎测试标本同定于 WDW-4 100 电子万能试验机上，以各实验标本的 L4~5 间隙作为实验间隙，L3~4 间隙作为临近间隙，分组对实验间隙及临近间隙椎体、椎间盘及关节突进行压力测试。在线性载荷下对 5 组标本按中立位(AC)、前屈(Flex)、后伸(Ext)、侧屈(LB)4 种不同顺序进行扭转力学测试。每加载 30 s 采集 1 次数据，并重复多次以提高测量精度，获得可靠数据；每个标本的所有加载试验必须在实验室条件下 6 h 内完成，测试实验过程中需以生理盐水保持标本湿润，内固定装置组均在内固定器植入后 20 min 内进行加载实验。

1.4 统计学处理

应用 SAS 9.2 统计学软件分析，计量资料采用均数 ± 标准差($\bar{x} \pm s$)表示。相同载荷、不同状态时，对椎体、椎间盘及关节突的加载压力分别采用单因素方差分析，不满足方差分析条件分析行 K-W 检验。两两比较采用 Bonferroni 法检验。检验水准均为 $\alpha=0.05$。

2 结 果

2.1 实验腰椎标本的载荷-应变关系

L4~5 节段在加载生理载荷作用下，载荷-应变关系呈现出线性改变，卸载后，应变仍可以恢复原状。加载 500 N 时，椎体及椎间盘平均应变：损伤(I 组)在 4 种加载模式下均显著大于正常(N 组)，具有明显差异($P<0.05$)；L 组在 4 种加载模式下明显小于 I 组，差异有统计学意义($P<0.05$)，与 N 及 W 组相比，差异无统计学意义($P\geqslant0.05$)；P 组在 4 种运动模式下与 N 组、I 组、L 组、W 组相比明显降低，差异有统计学意义($P<0.05$，表 1)。

2.2 棘突钉-钩-板装置对其固定节段(L4~5)的影响

2.2.1 在 500 N 载荷作用下，L4~5 固定节段椎间盘及关节突平均应力 I 组在 4 种加载模式下均显著大于 N 组，差异有统计学意义($P<0.05$)；L 组在 4 种加载模式下明显小于 I 组，差异有统计学意义($P<0.05$)；与 N 组比，除前屈位和左右侧屈位对固定节段关节突应力外，均有明显减小($P<0.05$)；而与

W组相比，除中立位和后伸位对固定节段关节突应力大小不一外，余模式下对固定节段应力差异无统计学意义（$P\geq0.05$）；与 P 组相比，在 4 种运动情况下均明显增大，差异有统计学意义（$P<0.05$，表 2）。

2.2.2 在 500 N 载荷作用下，L4~5 固定节段椎间盘及关节突载荷位移 L 组在 4 中加载模式下与 I 组相比明显减小，差异有统计学意义（$P<0.05$）；与 N 组比较，正中、后伸位，前屈位垂直及左右侧屈水平移位差异无统计学意义（$P\geq0.05$）。与 W 组比较，在正中位、后伸及左右侧屈水平移位差异无统计学意义（$P\geq0.05$），与 P 组比较，4 种工况下差异有统计学意义（$P<0.05$，表 3）。

2.3 棘突钉-钩-板装置对邻近椎间盘及关节突的影响

2.3.1 加载 500 N 时，邻近节段的（L3~4）椎间盘及关节突应力 I 组在 4 种加载工况下均明显大于 N 组，差异有统计学意义（$P<0.05$）；L 组在 4 种加载模式下与 I 组相比明显减小，差异有统计学意义（$P<0.05$），与 N 组比较，对临近椎间盘应力减少，差异有统计学意义（$P<0.05$）；对临近关节突应力，差异无统计学意义（$P\geq0.05$）。与 W 组相比较，对临近椎间盘应力减少，在正中位及前屈位差异有统计学意义（$P=0.039$）；对临近关节突应力，差异无统计学意义（$P\geq0.05$）；与 P 组相比，在 4 种运动情况下均明显减小，差异有统计学意义（$P<0.05$，表 4）。

表 1 500 N 载荷下 5 组腰椎标本载荷 - 应变关系（mm，$\bar{x}\pm s$，$n=10$）

Tab.1 Load-strain relations of 5 groups of lumbar specimen under 500 N load（mm，$\bar{x}\pm s$，$n=10$）

组别	加载模式（椎体）				加载模式（椎间盘）			
	AC	Flex	Ext	LB	AC	Flex	Ext	LB
L组	636 ± 60	395 ± 40	1 385 ± 62	1 095 ± 82	1 016 ± 72	656 ± 52	2 156 ± 86	1 815 ± 95
N组	667 ± 57[b]	415 ± 45[b]	1 446 ± 63[b]	1 156 ± 67[b]	1 093 ± 56[b]	687 ± 46[b]	2 247 ± 77[b]	1 899 ± 70[b]
W组	640 ± 55[b]	415 ± 40[b]	1 380 ± 65[b]	1 090 ± 60[b]	1 025 ± 58[b]	660 ± 55[b]	2 200 ± 85[b]	1 815 ± 82[b]
P组	326 ± 30[a]	270 ± 36[a]	635 ± 61[a]	545 ± 50[a]	607 ± 45[a]	485 ± 40[a]	1 180 ± 95[a]	1 142 ± 101[a]
I组	760 ± 50[a]	505 ± 55[a]	1 750 ± 100[a]	1 526 ± 121[a]	1 316 ± 55[a]	849 ± 58[a]	2 660 ± 90[a]	2 392 ± 112[a]
F/χ^2 值	101.600	37.190	39.536[c]	39.489[c]	196.600	65.210	396.190[c]	228.400[c]
P 值	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

注：a，与 L 组比差异具有统计学意义（$P<0.05$）；b：与 L 组比差异无统计学意义（$P\geq0.05$）；c：K-W 检验

表 2 500N 载荷下 5 组腰椎标本固定节段应力强度（MPa，$\bar{x}\pm s$，$n=10$）

Tab.2 Stress of fixed segment of 5 groups of lumbar specimen under 500 N load（MPa，$\bar{x}\pm s$，$n=10$）

组别	加载模式（椎间盘）				加载模式（关节突）			
	AC	Flex	Ext	LB	AC	Flex	Ext	LB
L组	6.75 ± 0.06	3.85 ± 0.02	15.6 ± 0.13	12.1 ± 0.10	1.17 ± 0.02	0.89 ± 0.01	1.15 ± 0.03	1.46 ± 0.10
N组	7.20 ± 0.06[a]	4.06 ± 0.03[a]	16.53 ± 0.13[a]	12.98 ± 0.10[a]	1.10 ± 0.02[a]	0.90 ± 0.01	1.69 ± 0.06[a]	1.50 ± 0.11
W组	6.69 ± 0.07[b]	4.02 ± 0.43[b]	15.79 ± 0.13[b]	12.31 ± 0.10[b]	1.08 ± 0.02	0.89 ± 0.01[b]	1.66 ± 0.06	1.46 ± 0.12[b]
P组	3.10 ± 0.03[a]	2.44 ± 0.03[a]	6.88 ± 0.06[a]	5.76 ± 0.64[a]	0.85 ± 0.02[a]	0.79 ± 0.02[a]	1.15 ± 0.06[a]	1.12 ± 0.05[a]
I组	8.55 ± 0.09[a]	5.21 ± 0.04[a]	20.1 ± 0.20[a]	17.4 ± 0.16[a]	1.21 ± 0.02[a]	0.98 ± 0.01[a]	1.87 ± 0.06[a]	1.74 ± 0.12[a]
F/χ^2 值	45.314[c]	40.631[c]	45.409[c]	45.608[c]	44.643	40.107	360.020	46.010
P 值	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

注：a，与 L 组比差异具有统计学意义（$P<0.05$）；b：与 L 组比差异无统计学意义（$P\geq0.05$）；c：K-W 检验

表 3 500 N 载荷下 5 组腰椎标本固定节段载荷 - 位移关系（mm，$\bar{x}\pm s$，$n=10$）

Tab.3 Displacement of fixed segment of 5 groups of lumbar specimen under 500 N load（mm，$\bar{x}\pm s$，$n=10$）

组别	加载模式（椎间盘）				加载模式（关节突）			
	AC	Flex	Ext	LB	AC	Flex	Ext	LB
L组	2.77 ± 0.36	2.87 ± 0.31	4.92 ± 0.55	5.02 ± 0.5	0.54 ± 0.04	0.61 ± 0.04	0.56 ± 0.04	0.71 ± 0.05
N组	2.83 ± 0.43[b]	2.52 ± 0.41[b]	4.42 ± 0.51[b]	4.21 ± 0.51	0.52 ± 0.04[b]	0.48 ± 0.05	0.62 ± 0.06[b]	0.71 ± 0.06[b]
W组	2.88 ± 0.46[b]	2.32 ± 0.41	3.97 ± 0.56[b]	3.87 ± 0.56	0.53 ± 0.04[b]	0.51 ± 0.05	0.63 ± 0.04[b]	0.78 ± 0.05[b]
P组	1.27 ± 0.31[a]	2.52 ± 0.41[a]	2.67 ± 0.41[a]	3.03 ± 0.45[a]	0.47 ± 0.04[a]	0.52 ± 0.05[a]	0.57 ± 0.41[a]	0.58 ± 0.05[a]
I组	3.17 ± 0.43[a]	3.13 ± 0.34[a]	5.52 ± 0.63[a]	5.62 ± 0.53[a]	0.72 ± 0.06[a]	0.57 ± 0.06[a]	0.72 ± 0.06[a]	0.67 ± 0.06[a]
F/χ^2 值	34.930[c]	7.270[c]	40.050[c]	37.030[c]	44.820	10.050	396.190[c]	18.480
P 值	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.004	0.000

注：a，与 L 组比差异具有统计学意义（$P<0.05$）；b：与 L 组比差异无统计学意义（$P\geq0.05$）；c：K-W 检验

表 4 500 N 载荷时邻近节段应力强度（MPa，$\bar{x}\pm s$，n=10）

Tab.4 Stress of adjacent segment of 5 groups of lumbar specimen under 500 N load（MPa，$\bar{x}\pm s$，n=10）

组别	加载模式（椎间盘）				加载模式（关节突）			
	AC	Flex	Ext	LB	AC	Flex	Ext	LB
L组	6.29 ± 0.05	3.77 ± 0.03	15.17 ± 0.14	11.99 ± 0.53	1.03 ± 0.03	0.86 ± 0.03	1.61 ± 0.04	1.42 ± 0.05
N组	7.08 ± 0.07[a]	3.84 ± 0.06[a]	15.91 ± 0.14[a]	12.63 ± 0.10[a]	1.07 ± 0.04[b]	0.86 ± 0.02[b]	1.63 ± 0.05[b]	1.42 ± 0.12[b]
W组	6.36 ± 0.06[a]	3.86 ± 0.04[a]	15.27 ± 0.14[b]	12.06 ± 0.12[b]	1.04 ± 0.06[b]	0.87 ± 0.04[b]	1.62 ± 0.06[b]	1.42 ± 0.07[b]
P组	9.14 ± 0.05[a]	5.46 ± 0.04[a]	17.41 ± 0.09[a]	13.47 ± 0.06[a]	1.60 ± 0.05[a]	0.95 ± 0.04[a]	2.25 ± 0.06[a]	1.54 ± 0.09[a]
I组	9.29 ± 0.12[a]	6.03 ± 0.04[a]	20.63 ± 0.18[a]	17.95 ± 0.17[a]	1.24 ± 0.03[a]	1.01 ± 0.03[a]	1.92 ± 0.03[a]	1.80 ± 0.03[a]
χ^2 值	44.738	43.243	2 608.100	42.420	39.513	35.138	38.380	29.786
P 值	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

注：a，与 L 组比差异具有统计学意义（$P<0.05$）；b，与 L 组比差异无统计学意义（$P\geq0.05$）

表 5 500 N 载荷下 5 组腰椎标本邻近节段载荷 - 位移关系（mm，$\bar{x}\pm s$，n=10）

Tab.5 Displacement of adjacent segment of 5 groups of lumbar specimen under 500 N load（mm，$\bar{x}\pm s$，n=10）

组别	加载模式（椎间盘）				加载模式（关节突）			
	AC	Flex	Ext	LB	AC	Flex	Ext	LB
L组	2.47 ± 0.32	2.27 ± 0.31	3.92 ± 0.55	3.82 ± 0.56	0.52 ± 0.05	0.51 ± 0.04	0.57 ± 0.05	0.53 ± 0.05
N组	2.72 ± 0.45[b]	2.42 ± 0.46[b]	4.22 ± 0.37	4.52 ± 0.41[a]	0.57 ± 0.04[b]	0.52 ± 0.05[b]	0.67 ± 0.05	0.75 ± 0.06[a]
W组	2.48 ± 0.37[b]	2.32 ± 0.41[b]	3.97 ± 0.56[b]	3.87 ± 0.56[b]	0.57 ± 0.06[b]	0.47 ± 0.05[b]	0.62 ± 0.06[b]	0.58 ± 0.05[b]
P组	2.91 ± 0.53[a]	4.22 ± 0.59[a]	5.22 ± 0.56[a]	5.42 ± 0.49[a]	0.92 ± 0.06[a]	0.62 ± 0.06[a]	0.98 ± 0.09[a]	0.99 ± 0.09[a]
I组	3.12 ± 0.43[a]	2.72 ± 0.36[a]	4.32 ± 0.36[a]	4.82 ± 0.55[a]	0.67 ± 0.01[a]	0.54 ± 0.04[a]	0.70 ± 0.04[a]	0.78 ± 0.05[a]
χ^2 值	4.330	28.042	11.530	16.920	4.330	28.042	11.530	16.920
P 值	0.005	0.000	0.000	0.000	0.005	0.000	0.000	0.000

注：a，与 L 组比差异具有统计学意义（$P<0.05$）；b，与 L 组比差异无统计学意义（$P\geq0.05$）

2.3.2 加载 500 N 时，邻近节段的（L3~4）椎间盘及关节突载荷位移 L 组在正中位、后伸及左右侧曲加载模式下与 I 组相比显著减小，差异有统计学意义（$P<0.05$）；与 N 组比较在中立位、前屈位对临近节段载荷位移差异无统计学意义（$P\geq0.05$）；在左右侧屈位时，差异有统计学意义（$P<0.05$）。与 W 组比较，4 种工况下差异无统计学意义（$P\geq0.05$）。与 P 组比较，4 种工况下差异有统计学意义（$P<0.05$，表 5）。

3 讨 论

腰椎退行性疾病是脊柱外科常见疾患之一，其中以腰椎间盘突出，椎管狭窄和节段性不稳引起的腰腿疼最为常见，Sengupta 等[4]证实下腰痛是由于异常的椎间盘压力或异常的活动和神经受压迫而产生。因此减压，坚强固定，良好的植骨融合成为该类疾病治疗的金标准。但这一理念因近年脊柱外科的迅速发展而受到挑战。研究证实高坚强固定引发邻近节段病（adjacent segment disease，ASD）是导致腰椎手术中长期疗效不理想的主要原因[5-6]。Mulholland 等[7]认为异常活动所致椎间盘内载荷异常分布是引起下腰痛的直接原因。在此背景下，非融合技术应运而生。本研究就是基于这种理论，设计的一种静态棘突间植入物-棘突钉-钩-板静态内固定系统。其设计理念在于切除减压后，固定腰椎后部结构维持稳定性，并使用相对滑动元件在腰椎前屈时可产生向后的拉力，限制腰椎过度的前屈；当腰椎后伸时其产生反向的撑开力可限制腰椎过度的后伸。因连接器的板状固定贴合设计，可以通过钢板折弯器来调整钢板弧度以适应个体化的腰椎生理前凸，因钢板棘突螺钉增强固定作用，在缓解小关节的剪切应力的同时，避免了内植物脱落、移位、棘突骨折等并发症。

本实验通过对腰椎固定节段应力强度的研究显示，与正常组及损伤组相比较，棘突钉-钩-板能够减少固定节段椎间盘及关节突的应力强度，间接起到降低椎管内压力了的作用。通过对腰椎固定节段载荷位移的研究发现，使用棘突钉-钩-板固定装置能恢复腰椎损伤阶段稳定性，与损伤组相比有显著差异；与 Wallis 系统相比，对正中位、后伸及左右侧屈水平移位无明显差异，平均载荷位移上都接近于正常组，无明显差异。这也说明使用该实验装置

与 Wallis 系统有同样稳定损伤阶段的固定作用，并可以使固定节段的稳定性接近于正常水平。通过对固定后临近节段应力载荷及位移的研究结果，可以得出采用棘突钉-钩-板装置固定后邻近节段关节突的应力强度接近于正常状态，无明显差异，对邻近节段椎间盘的应力强度较正常组有所减少，差异有统计学意义。和 Wallis 系统相比，无明显差异。与椎弓根螺钉相比，棘突钉-钩-板内固定装置能明显减轻邻近节段的应力集中，二者有统计学差异；与 Wallis 系统相比，棘突钉-钩-板内固定装置在缓解邻近节段的应力集中上具有相似的作用，二者无显著差异。这也充分说明棘突钉-钩-板装置和Wallis系统相比都有减少固定后邻近节段应力集中导致的活动度代偿性增大的作用，减缓因固定后应力集中于邻近椎间盘、小关节突而导致的退变加速。进一步说明棘突钉-钩-板静态固定装置设计理念符合非融合技术的发展要求，即能妥善固定、减压，又能达到延缓和有效预防 ASD 发生的目的。

随着非融合内固定器研究的深入，出现了种类繁多的棘突间内固定装置。虽然在退变性腰椎管狭窄、椎间盘源性下腰痛、小关节突综合征、腰椎间盘突出症和腰椎不稳等疾病的治疗中有着广阔的应用前景[8-10]，但目前仍然存在许多问题需要解决。本研究自主设计的腰椎棘突静态固定装置具有以下优点：①采用棘突钉-钩-板行棘突旁固定，不需过多的剥离椎旁肌肉及其他软组织，不损伤棘间韧带；②连接装置采用一块可进行撑开，加压、可拆卸组合式滑动钢板，可达到限制腰椎异常活动的同时部分保留脊柱运动功能，从而减少对固定后临近节段的应力集中；③固定棘突的两端是一个带钩的环抱装置，可以适当的撑开和加压来改变环抱装置的尺寸，更好适应个体化棘突的解剖学形态。不对上下棘突产生影响，有效防止内固定装置松动、脱落，甚至棘突损伤骨折等并发症的发生；④可以有效固定 L5~S1 节段。所以，本次试验对棘突钉-钩-板与椎弓根螺钉内固定装置及 Wallis 系统进行了腰椎生物力学测试，评价和比较三者对植入节段稳定性及对邻近节段的影响。从而为棘突钉-钩-板静态固定系统的进一步医学实验研究及临床应用提供理论依据。

4 结 论

在改善损伤腰椎节段的稳定性上，棘突钉-钩-板固定装置与 Wallis 系统都能恢复损伤节段的稳定性；在缓解固定节段邻近椎间盘和小关节突应变，降低应力集中等作用方面，两者具有相似的结果，符合目前非融合技术理念及发展要求。但存在的不足在于忽略了神经及肌肉组织对腰椎生物力学的作用，不能完全模拟腰椎的生理、病理形态及生物学功能。更重要的是大量的实验标本无法获得；并且由于实验标本在年龄、性别、骨密度及腰椎关节运动复合体等基线情况存在一定差异，而使各个标本间存在生物力学性能上的区别，这些因素都增加了统计学分析的难度。

参 考 文 献

[1] Sun HL, Li CD, Liu XY, et al. Retrospective study of complication of interspinous implants for degenerative lumbar disease[J]. Chinese Journal of Surgery, 2013, 51(1): 35-39.

[2] Zang L, Hai Y, Su QJ, et al. Device implanted complications of coflex interspinous dynamic stabilization[J]. Chinese Journal of Surgery, 2012, 50(9): 782-787.

[3] Reith M, Richter M. Results of the wallis interspinous spacer[J]. Der Orthopade, 2010, 39(6): 580-584.

[4] Sengupta DK, Mulholland RC. Fulcrum assisted soft stabilization system: A new concept in the surgical treatment of degenerative low back pain[J]. Spine, 2005, 30(9): 1019-1029; discussion 1030.

[5] 邱贵兴，徐宏光，翁习生. 脊柱固定融合术后邻近节段病[J]. 中国医学科学院学报，2005，27(2)：249-253.

[6] Shono Y, Kaneda K, Abumi K, et al. Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine[J]. Spine, 1998, 23(14): 1550-1558.

[7] Mulholland RC. The myth of lumbar instability: The importance of abnormal loading as a cause of low back pain[J]. European Spine Journal, 2008, 17(5): 619-625.

[8] Bono CM, Vaccaro AR. Interspinous process devices in the lumbar spine[J]. Journal of Spinal Disorders & Techniques, 2007, 20(3): 255-261.

[9] Chen H, Ding W. Research advancement of lumbar inter-spinous process non-fusion techniques[J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2010, 24(3): 368-373.

[10] Senegas J, Vital JM, Pointillart V, et al. Long-term actuarial survivorship analysis of an interspinous stabilization system[J]. European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 2007, 16(8): 1279-1287.

（责任编辑：关蕴良）