

• 基础研究 •

单钉-沟槽柱翼钢板加 WDFC 治疗腰椎滑脱症的生物力学实验

谭远超¹, 鞠传广¹, 孙秀琛¹, 王增梅²

(1.文登整骨医院脊柱脊髓科 文登骨伤研究所生物力学实验室, 山东 文登 264400; 2.清华大学生物力学实验室)

【摘要】 目的:采用力学实验的方法,检验单钉-沟槽柱翼钢板加 WDFC (*Wendeng fusion cage*)对腰椎滑脱复位固定后腰骶部的稳定程度。方法:取死后 1~2 h 内生前健康成人尸体,男 9 具,女 3 具,随机分 2 组,各取腰骶段(L₃-S₃)湿骨,制作腰椎滑脱疾病模型;采用单钉-沟槽柱翼钢板加 WDFC 分别制成单节段和跨节段固定试件,贴应变片。采用电测法,对每个试件分别测试 2 次应变值。实验获得的数据运用 GRAFTOOL 软件进行处理。结果:单节段与跨节段非破坏性压缩实验中相关系数、相关曲线无明显斜率变化。在单节段弯扭组合试验中试件各点应力均大致呈线性增长。在跨节段弯扭实验中,出现两侧对应点不对称斜率,失去稳定状态。结论:通过实验证明单钉-沟槽柱翼钢板加 WDFC 治疗腰椎滑脱复位固定后有着良好的稳定性,在各种加载过程当中,应力与应变在大于人体行走负荷状态下均呈线性分布。同时,通过弯扭实验也证明单节段固定抗扭转性较跨节段固定有更好稳定性。

【关键词】 腰椎; 脊椎滑脱; 骨折固定术,内; 生物力学

An invitro biomechanical study of treatment for lumbar spondylolisthesis using nail-grooved tail steel plate and intervertebral implant (*Wendeng Fusion Cage, WDFC*) TAN Yuan-chao*, JU Chuan-guang, SUN Xiu-chen, WANG Zeng-mei. **Wendeng Orthopaedics and Traumatology Hospital, Wendeng 264400, Shandong, China*

ABSTRACT Objective:To evaluate the biomechanics of treatment for lumbar spondylolisthesis using nail-grooved tail steel plate and WDFC (*Wendeng Fusion Cage*) implant. **Methods:** There were nine permanent waist-sacrum wet bone (L₃-S₃) in 1 to 2 clay-cold hours including 6 men and 3 women. They were seldom separated into 3 groups, which were fixed by nail-grooved fail plus WDFC. The model was separate into two kinds for single and across. With electrometry, deal experiment date with Graftool software. Each piece should betested twice respectively. **Results:** The single and across segment non-destructive compression experiment. No-mid-compression from 0 to 750 N, the related coefficient and curves had no obvious change on inclined rate. In the single segment curvedly serial experiment, the stress at all point measured by two sides steel plate was mostly linear growth. In the across segment curvedly serial experiment, the inclined rate become big and appear anisomerous. **Conclusion:** It's proved by biomechanics that the steel plates with single furrow and cylinder wing plus WDFC has a good stability to cure lumbar vertebra slips.

Key words Lumbar vertebrae; Spondylolysis; Fracture fixation, internal; Biomechanics

Zhongguo Gushang/China J Orthop & Trauma, 2008, 21(8); 566-569 www.zggszz.com

我院自 1997 年 5 月开始,应用自行设计的单钉-沟槽柱翼钢板治疗腰椎滑脱症,经过长期随访发现由于忽视了脊柱前柱和后柱的稳定作用,从而有相当一部分的病例术后即时恢复的椎间高度逐渐丢失,并因此而出现相应的症状。对此我们又在原来术式设计的基础上加上(WDFC *Wendeng fusion cage*)固定并进行复位固定后的生物力学测试,以检验其稳定性,现报告如下。

1 材料与方

1.1 标本采集与保存 死后 1~2 h 健康成人尸体,男 9 具,女 3 具;年龄 28~42 岁,平均 29 岁;生前无脊柱疾病病史,各

取腰骶段湿骨(L₃-S₃),标本离体后,用多层塑料袋包装,存放于-40℃深低温冰箱内备用。

1.2 仪器与材料 单钉-沟槽柱翼钢板加 WDFC(见图 1);WDW-3000 型电子万能实验机(自配微机处理系统,中科院长春科新公司实验仪器研究所);应变仪(靖江东华科技开发有限公司)(见图 2);电阻片(BX350-1AA,灵敏度 K=2.14;电阻值 R=350Ω,黄岩测试仪器厂);牙托粉(聚甲基丙烯酸甲酯,济南医用化学试剂厂)。

1.3 腰椎滑脱模型构建及试件的制作

1.3.1 模型的构建 标本制作前,室温 22℃,相对湿度 90%的条件下解冻。随机分为单节段组和跨节段组,每组 6 具,各自切除横突间韧带、标本上附着的小肌肉,保留前、后纵韧带

通讯作者:鞠传广 E-mail:wfs@163.com



图 1 单钉-沟槽柱翼钢板和 WDFC ①钢板;②尾柱;③尾翼;④椎弓根钉;⑤椎弓根螺母;⑥WDFC 图 2 WDW-3000 型电子万能试验机
Fig.1 Nail-groove tail steel plate and WDFC Fig.2 WDW-3000 electric almighty experimental machine

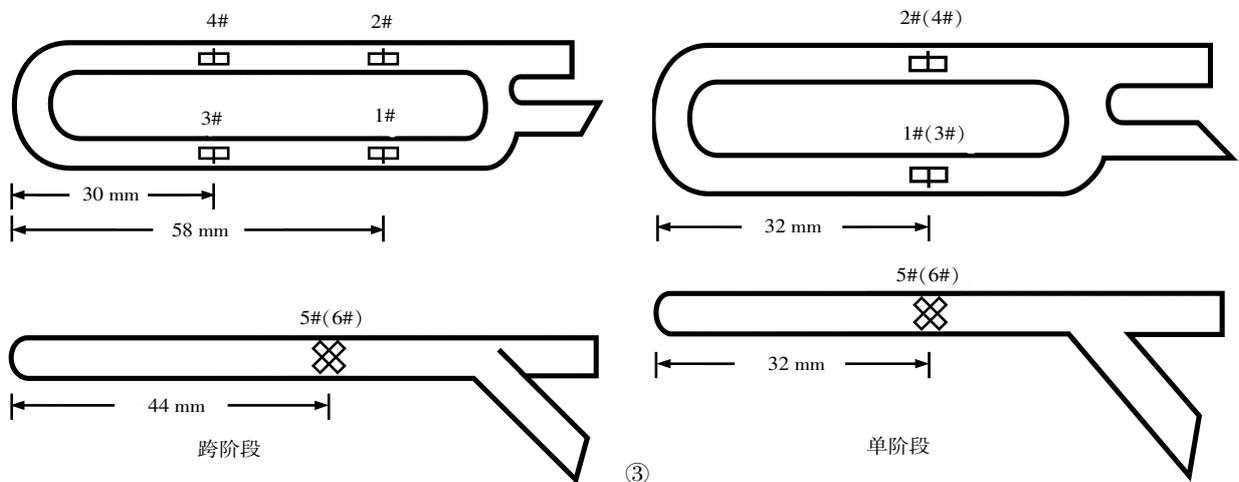


图 3 应变片和测点(单节段和跨节段)

Fig.3 Response piece and test point (single section and across section)

及棘间韧带。将 L₅ 两侧椎弓峡部用骨刀切断,在 L₅S₁ 椎间隙挖出椎间盘髓核组织,并潜行切断部分纤维环,造成 L₄ 椎体相对于 L₅ 椎体(跨节段)和 L₅ 椎体相对于 S₁ 椎体(单节段)应力状态下向前滑移 50%。采用单钉-沟槽柱翼钢板和 WDFC^[1-2],于 L₅ 双侧椎弓根打入椎弓根螺钉,于 S₁ 双侧打入柱翼钢板,钢板滑槽套上椎弓根螺钉后端,然后螺母拧入椎弓根螺钉尾侧,拧紧螺母提升复位,固定牢靠,切除 L₅ 双侧椎板及 L₅S₁ 椎间组织,选择合适 WDFC 2 枚填满松质骨(髂骨)拧入(单节段)。同样方法制作 L₄ 滑脱标本,并将 WDFC 拧入 L_{4,5} 椎间,单钉和尾柱分别固定于 L₄ 和 S₁ 双侧椎弓根(跨节段)。

1.3.2 腰椎滑脱模型用单钉-沟槽柱翼钢板和 WDFC 固定的试件制作 将单节段和跨节段标本下端用牙托粉固定于金属底板上,上端用牙托粉修平并将加载垫片水平固定,每个试验用 3 具不同试件。

1.4 实验装置及加载方法

1.4.1 应变片的粘贴与试件的安装固定 应变与载荷测试用应变片贴法:先将需要贴应变片的钛钢板正面磨粗糙,用细砂纸抛光,将应变片分别贴于沟槽钢板的抛光处共 4 片(即 4 个测试点)、沟槽两侧各 2 片,单侧应变片离非尾翼端各有一定距离,每侧应变片的方向相对;弯扭实验用应变片贴法:应变片打磨抛光方法同上,所不同的是将应变片贴于侧面,应

变片垂直交叉并与钢板纵轴成 45°角,应变片离非尾翼端有一定距离(见图 3),应变片与抛光面用丙酮粘贴。试件的安装固定:将试件贴好应变片后与导线用锡焊连接,之后将试件置于试验机测试台上(见图 4)。

1.4.2 加载与测试 应变与载荷测试:模拟人体直立、伸弯腰和左右侧屈,测出标本上端中心,作为中心垂直加载点,在距中心 1 cm 的前、后、左、右各标出 1 个加载点,并且 4 个加载点位于以中心加载点为圆心做圆的前后、左右平分线上(见图 5)。在弯扭实验中,模拟人在复合状态下,通过拐臂测试试件弯扭力与扭转角的关系(见图 6)。

1.5 测试指标

1.5.1 应变测定 采用电测法,受力时应变片的电阻将发生变化,电阻的变化率 $\Delta R/R$,与被测件的长度变化率 $\Delta L/L$ 成正比,即 $\Delta R/R = K \Delta L/L = K \epsilon$ (ϵ 为应变)。每个试件分别测试 2 次应变值。在所加载的 5 个位置点读出钛钢板上 4 个测试点的相应数据。在单节段和跨节段非破坏性压缩实验中,模拟直立人体在正常行走、前屈、后伸、及左、右侧屈正常负荷被固定节段的应力载荷 N(牛顿)与应变 m(米)的数据,以便获取应变与载荷的关系。包括垂直加载以及前、后、左、右偏心加载。

1.5.2 弯扭实验 在弯扭组合实验中模拟人体复合动力下

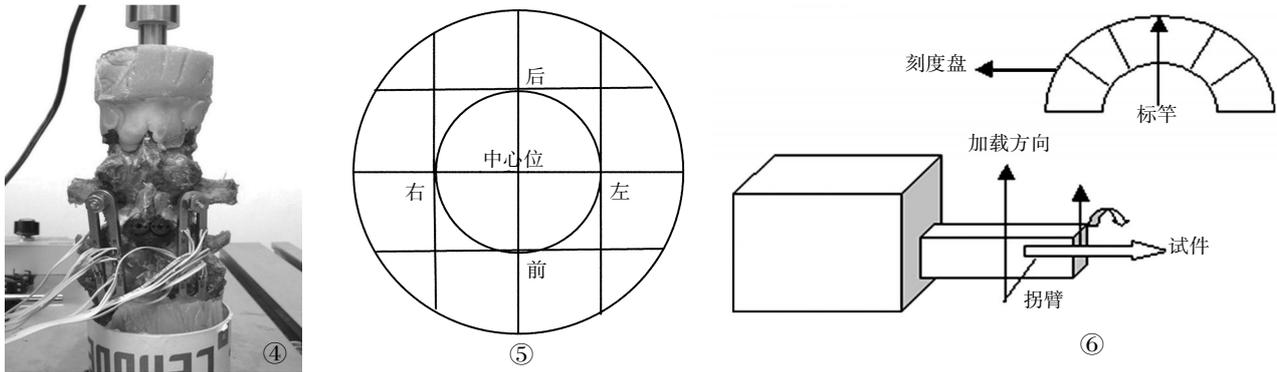


图 4 安装于实验台上的试件模型 图 5 加载示意图 图 6 弯扭实验示意图
 Fig.4 Model of test piece in the test platform Fig.5 Schematic drawing of loading Fig.6 The map of the test scene of bent-twist

表 1 单节段加载实验各测点应变与载荷的关系(单节段)($\bar{x} \pm s$)

Tab.1 Test of mono-segment non-failure compression($\bar{x} \pm s$)

载荷 (N)	应变值									
	中心位加载				前偏心加载				后偏心加载	
	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2
150	79.5±1.5	146.6±1.5	128.9±1.5	99.3±1.3	-228.3±1.7	-152.1±1.4	90.8±1.9	65.3±1.7	-100.9±1.4	-90.1±1.2
300	271.9±1.8	293.1±1.2	227.1±2.3	169.4±1.5	-349.6±1.6	-252.1±1.9	129.2±1.7	87.9±1.8	-262.1±1.8	-251.9±1.4
450	439.3±2.1	444.6±1.5	328.0±1.8	240.1±1.4	-469.0±1.9	-351.8±2.1	168.1±2.0	100.6±2.1	-422.9±1.9	-411.3±1.3
600	600.3±1.8	592.3±1.4	427.5±1.6	310.6±1.3	-588.6±1.3	-452.9±2.2	208.9±2.3	122.3±2.3	-583.48±2.1	-572.2±1.4
750	748.6±2.0	742.5±1.5	528.7±1.9	372.5±1.8	-708.0±1.8	-553.0±2.3	241.2±1.9	144.6±1.9	-723.6±1.9	-712.8±1.6

载荷 (N)	应变值									
	后偏心加载		左偏心加载				右偏心加载			
	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4
150	241.4±1.8	-128.3±1.7	-124.1±1.4	96.1±1.7	72.1±1.2	-47.3±1.7	-169.9±1.8	-801±1.7	56.3±1.7	52.8±1.6
300	26106±2.0	-168.9±1.6	-222.4±2.1	185.9±1.7	102.9±1.8	-87.9±1.8	-270.1±1.7	-180.2±1.6	106.5±1.5	103.9±1.9
450	282.9±1.7	-208.4±1.7	-324.1±1.9	275.9±2.1	133.5±1.9	-127.9±1.7	-369.9±1.9	-279.9±2.0	156.5±1.8	152.8±1.9
600	303.8±2.2	-249.1±1.9	-422.4±1.7	366.4±1.8	163.4±1.8	-167.8±1.8	-470.9±2.4	-380.3±2.1	206.3±1.9	203.9±1.8
750	323.9±1.9	-290.9±1.9	-523.5±1.6	456.8±1.9	193.5±2.4	-207.5±1.9	-572.8±2.1	-481.2±1.9	256.3±2.1	252.6±1.9

表 2 跨节段实验各测点应变与载荷的关系(跨节段)($\bar{x} \pm s$)

Tab.2 Test of trans-segmental non-failure compression($\bar{x} \pm s$)

载荷 (N)	应变值									
	中心位加载				前偏心加载				后偏心加载	
	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2
150	88.1±1.6	26.9±1.4	56.2±1.2	48.1±1.2	-50.1±1.5	-25.1±1.3	123.1±1.8	140.3±1.8	-52.9±1.4	-11.1±1.2
300	155.7±2.1	49.2±1.2	100.3±2.1	90.2±1.3	-75.1±1.6	-69.7±1.8	180.3±1.8	200.1±1.9	-80.3±1.7	-22.6±1.3
450	233.2±2.4	73.1±1.1	180.2±1.7	165.3±1.7	-106.1±1.8	-113.8±2.0	192.2±2.1	255.3±2.1	-115.7±1.9	-44.3±1.2
600	312.8±2.0	120.4±1.4	240.3±1.5	298.1±1.3	-135.1±1.3	-172.2±2.3	201.7±2.4	301.2±2.4	-145.8±2.1	-67.1±1.3
750	388.6±1.9	208.9±1.2	370.2±1.7	480.3±1.6	-160.2±1.5	-210.3±2.5	210.8±1.9	345.7±2.1	-170.9±1.9	-86.7±1.5

载荷 (N)	应变值									
	后偏心加载		左偏心加载				右偏心加载			
	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4	测点 1	测点 2	测点 3	测点 4
150	163.2±1.7	-35.7±1.9	-43.8±1.3	30.5±1.8	50.1±1.3	-20.0±1.7	165.5±1.8	-55.1±1.7	52.9±1.7	43.8±1.5
300	192.8±1.9	-62.6±1.7	60.7±2.1	57.2±1.6	116.8±1.7	-39.2±1.8	-285.1±1.7	-100.7±1.6	89.2±1.5	80.7±1.9
450	220.7±1.8	-97.8±1.8	-79.3±1.9	80.7±2.0	170.9±1.9	-56.7±1.7	-398.7±1.9	-152.8±1.9	132.7±1.8	139.8±1.8
600	129.8±2.4	-122±2.0	-98.4±1.7	112.5±1.8	232.5±1.8	-80.9±1.8	527.9±2.4	-205.3±2.1	187.8±1.9	198.9±1.7
750	280.9±2.1	-151.7±1.9	-120.5±1.7	-145.9±1.9	327.2±2.4	-101.2±1.9	-657.8±2.1	-260.7±1.9	239.9±2.1	250.6±1.9

被固定节段最大扭转角时,测其扭矩数据(N·m),以便获得扭矩与相对扭转角的关系。

1.6 统计学处理 实验获得数据运用 GRAFTOOL 软件通过 SPSS 10.0 统计方法进行处理,求出各点进行两个试件的各个加载的均值,然后对各个点进行线性回归分析,求出线性方程及线性相关系数(γ)。

2 结果

2.1 加载实验

2.1.1 单节段加载实验 结果见表 1。垂直和前、后、左、右偏心加载实验中,5 个加载点中所测数据,经过分析当载荷从 150 N 逐渐加载到 750 N 的过程中,载荷与应变曲线呈正相关, γ 均在 0.99 以上,表明模型的整体结构处于稳定状态。

2.1.2 跨节段加载实验 结果见表 2。跨节段垂直和前、后、左、右偏心加载实验中,5 个加载点中 4 个测点所测数据经过分析载荷与从 150~750 N 加载过程中曲线呈正相关, γ 均在 0.99 以上,显示出良好的稳定性。

2.2 弯扭组合实验

2.2.1 单节段弯扭实验 结果见表 3。所测得结果示从 0°~5°,扭矩的变化呈斜线增长,可满足人体正常复合动力下扭转的使用要求。

表 3 单节段弯扭距与相对扭转角的关系

Tab.3 Relationship between the angle of relative torsion and the bending torque of in mono-segmental test

弯扭距(N·cm)	相对扭转角(°)
0	0
100.0±0.02	1
282.1±0.03	2
306.3±0.07	3
415.3±0.06	4
539.6±0.08	5

2.2.2 跨节段弯扭实验 结果见表 4。所测得结果示从 0°~6°,扭矩的变化呈斜线增长,完全能够满足人体复合动力下扭转负荷要求。

表 4 跨节段弯扭距与相对扭转角的关系

Tab.4 Relationship between the angle of relative torsion and the bending torque of in trans-segmental test

弯扭距(N·cm)	相对扭转角(°)
0	0
295.00±0.02	2
439.20±0.03	4
594.00±0.07	6

3 讨论

3.1 单钉-沟槽柱翼钢板加 WDFC 植入设计背景 复位是治疗腰椎滑脱症的基础,而复位又是椎间融合的前提,有学者认为解剖复位应被视为治疗腰椎滑脱症的常规目标^[1]。椎管

减压及滑脱复位后,保持节段稳定性是影响疗效的关键因素。临床和实验研究已经证实,脊柱运动单位承受压缩、剪切和扭转应力时,前柱和中柱起主要作用^[2-3]。因而椎体间植骨融合对脊柱的稳定性帮助最大。但由于移植骨的承重能力差,易被吸收、塌陷、形成假关节,不论是否应用后路固定器械,也不论植骨块的形态如何,有相当一部分病例术后恢复的椎间高度逐渐丢失。

单纯行后路固定部分椎间高度丢失,其中原因可能是对照组忽视了前柱和中柱的作用所致。并用 WDFC 可以很好地恢复椎间隙高度,促使载荷通过前柱传导,阻止了椎体向前滑移的倾向,增加神经根管容量。WDFC 的设计基于“撑开-压缩”原理,具有良好的椎间稳定作用,为椎间融合创造了良好的生物力学环境。单钉-沟槽柱翼钢板的复位固定为 WDFC 的融合提供了良好的条件,而 WDFC 的支撑作用及椎体间的融合又避免了应力过分集中于单钉-沟槽柱翼钢板的 2 枚螺钉上,两者具有协同作用,防止传统椎体间植骨发生的植骨块突出、椎间隙塌陷等并发症^[1]。

3.2 力学实验与临床 从这次所测结果看,表 1 加载实验中,4 个测点分别测出模拟人体中直立、曲伸、左右侧曲 5 个加载点中所测数据,经过分析当载荷从 150 N 逐渐加载到 750 N 的过程中,载荷相关曲线斜率无明显变化, γ 均在 0.99 以上,表明模型的整体结构处于稳定状态。表 2 跨节段 5 个加载点中 4 个测点所测数据经过分析载荷与从 150~750 N 加载过程曲线正相关, γ 均在 0.99 以上,显示出良好的稳定性。单节段和跨节段弯扭距与相对扭转角的关系测得结果示扭矩的变化呈斜线增长,可满足人体正常复合动力下扭转的使用要求。通过实验证明单钉-沟槽柱翼钢板加 WDFC 治疗腰椎滑脱复位固定后有着良好的稳定性,在各种加载过程当中,应力与应变在大于人体行走时的负荷状态下均呈线性分布(单钉-沟槽柱翼钢板力学实验已做过)。中心加载达到 750 N 仍为线性,偏心加载达到 750 N 时仍为线性。从 150~750 N 加载过程中相关曲线斜率无明显变化,已超过人体直立时腰骶部的受力,因此终止加载。临床上患者在骨性融合之前禁止进行腰骶部大范围活动,该加载方法是模拟术后患者带腰围下床活动的状态。同时,通过弯扭实验表明在模拟人体复合动力下单节段固定抗扭转性较跨节段固定稳定性高。本组实验为弹性阶段,考虑加载力量已大大超过人体负荷,故实验没有做到出现塑性,特此说明。

参考文献

- 1 谭远超,张恩忠,刘峻,等.单钉-沟槽柱翼钢板联合自行研制的椎间融合器治疗腰椎滑脱症.中国脊柱脊髓杂志,2005,15(7):401-404.
- 2 谭远超,王建华,杨永军,等.改良 TFC 植入治疗颈椎骨折脱位及失稳.中国脊柱脊髓杂志,2001,11(5):272-274.
- 3 杨述华,胡勇.脊柱生物力学的测定及其相关临床意义.中国骨伤,2002,15(4):247.

(收稿日期:2008-03-27 本文编辑:王玉曼)