文章编号:1000-5404(2013)12-1279-05

论著

异体腓骨环状腰椎间融合器的生物力学研究

时伟峰[1*],郭从涛[2*],周 强[2] (473058 河南 南阳,河南省南阳医学院第一附属医院医务科[1];400038 重庆,第三军医大学西南医院骨科,全军矫形外科中心[2])

[摘要] **目的** 评价异体腓骨环状椎间融合器行后路腰椎融合的生物力学稳定性。**方法** 采用35具人体新鲜腰椎4、5节段标本,实验前通过影像学检查排除脊柱肿瘤、外伤、骨质疏松等情况,模拟后路经椎间孔植入椎间融合器。实验分7组:①正常组(Intact);②植入2枚钛合金解剖型融合器组(two titanium alloy anatomical fusion cage,Two,TAAFC);③植入2枚钛合金解剖型融合器结合后路椎弓根内固定组(two TAAFC and posterior pedicle screw system,Two TAAFC and PPSS);④植入2枚异体腓骨环状融合器组(two allogeneic fibula ring fusion cage,Two AFRFC);⑤植入2枚异体腓骨环状融合器结合后路椎弓根内固定组(Two AFRFC and PPSS);⑥植入3枚腓骨环状融合器组(Three AFRFC);⑦植入3枚异体腓骨环状融合器结合后路椎弓根内固定组(Three AFRFC and PPSS)。每组随机分5具标本,采用在脊柱三维运动试验机测试相同载荷下腰4/5节段在轴向压力、前屈、后伸、左右侧弯、旋转方向上的运动范围,并以抗轴向压力破坏试验,测试终板及2枚和3枚AFRFC的轴向压力力学极限。**结果** 轴向压力试验:Two TAAFC and PPSS组与Two AFRFC and PPSS组有非常显著差异($P<0.01$),与Three AFRFC and PPSS组无统计学差异($P>0.05$),Two TAAFC组与Two AFRFC组有明显统计学差异($P<0.05$),与Three AFRFC组无统计学差异($P>0.05$);前屈试验:Two TAAFC组与Two AFRFC组有明显统计学差异($P<0.05$),与Three AFRFC组无统计学差异($P>0.05$);后伸试验、左、右侧弯试验和旋转试验:Two AFRFC and PPSS组与Two TAAFC and PPSS组和Three AFRFC and PPSS组均无统计学差异,Two AFRFC组与Two TAAFC组和Three AFRFC组也均无统计学差异($P>0.05$)。压缩破坏试验表明:椎体终板的最大载荷为(13 649.50±942.06)N,单枚AFRFC最大轴向载荷(13 472.72±518.11)N,双枚AFRFC最大轴向载荷(22 658.33±554.92)N,3枚AFRFC最大载荷(25 384.50±687.64)N。**结论** 椎间植入3枚或2枚AFRFC,结合椎弓根钉内固定均可使脊柱获得较好的力学稳定。

[关键词] 异体腓骨;椎间融合器;腰椎;生物力学
[中图法分类号] R197.39;R318.01;R681.57 [文献标志码] A

Biomechanical study of allogeneic fibula ring lumbar interbody fusion cage

Shi Weifeng[1], Guo Congtao[2], Zhou Qiang[2] ([1]Department of Medical Affairs, First Affiliated Hospital Nanyang Medical College, Nanyang, Henan Province 473058; [2]Department of Orthopedics, Center of Orthopedic surgery, Southwest Hospital, Third Military Medical University, Chongqing, 400038, China)

[**Abstract**] **Objective** To evaluate the biomechanical stability of allogeneic fibula ring lumbar interbody fusion cage for posterior lumbar fusion. **Methods** Thirty-five fresh human lumbar spine specimens of segment 4 and 5 were collected. Spinal tumors, trauma and osteoporosis were excluded by imaging examination before the experiment, and the implantation of lumbar interbody fusion through posterior intervertebral foramen was simulated. There were 7 experimental groups ($n=5$) including: ① normal group (complete specimen, intact), ② implantation of two titanium alloy anatomic fusion cages (two titanium alloy anatomical fusion cages, two TAAFC), ③ implantation of two titanium alloy anatomic fusion cages combined with posterior pedicle screw fixation (two TAAFC and posterior pedicle screw system, two TAAFC and PPSS), ④ implantation of two allogeneic fibular ring fusion cages (two allogeneic fibula ring fusion cages, two AFRFC), ⑤ implantation of two allogeneic fibular ring fusion cages combined with posterior pedicle screw fixation (two AFRFC and posterior pedicle screw system, two AFRFC and PPSS), ⑥ implantation of three allogeneic fibular ring fusion cages (three AFRFC), and ⑦ implantation of three allogeneic fibular ring cages combined with posterior pedicle screw fixation (three AFRFC and PPSS). Spine three-dimensional motion testing machine was applied to test

* 同等贡献者

[通信作者] 周 强,电话:(023)68765283,E-mail: zqtlh@yahoo.com.cn

[优先出版] http://www.cnki.net/kcms/detail/51.1095.R.20130121.0927.003.html(2013-01-21)

the movement range of lumbar segment 4/5 in the directions of axial pressure, flexion, extension, lateral bending and rotation with the same load, and anti-axial pressure damage test was applied to examine the mechanical limits of the axial pressure of the end plate and two and three AFRFC. **Results** Axial pressure test: the two TAAFC and PPSS group was significantly different from the two AFRFC and PPSS group ($P<0.01$), but was not significantly different from the three AFRFC and PPSS group ($P>0.05$). The two TAAFC group was significantly different from the two AFRFC group ($P<0.05$), but was not significantly different from the three AFRFC group ($P>0.05$). Flexion test: the two TAAFC group was significantly different from the two AFRFC group ($P<0.05$), but was not significantly different from the three AFRFC group ($P>0.05$). Extension, lateral bending and rotation tests: the two AFRFC and PPSS group was not significantly different from the two TAAFC and PPSS group and three AFRFC and PPSS group, and the two AFRFC group was also not significantly different from the two TAAFC group and three AFRFC group. Compression damage test: the maximum load of vertebral endplate was 13 649.50 ± 942.06 N, the maximum axial load of single AFRFC was 13 472.72 ± 518.11 N, the maximum axial load of double AFRFC was 22 658.33 ± 554.92 N, and the maximum load of three AFRFC was 25 384.50 ± 687.64 N. **Conclusion** Intervertebral implantation of 2 or 3 AFRFC combined with pedicle screw fixation may allow the spine to obtain good mechanical stability.

[**Key words**] allogeneic fibula; interbody fusion cage; lumbar; biomechanics

Shiweifeng and Guo Congtav are first authors who contrbuted equally to the article. Corresponding author: Zhou Qiang, Tel: 86-23-68765283, E-mail: zqtlh@yahoo.com.cn

自椎间植骨融合技术开展以来,椎间融合器作为椎间植骨融合的关键技术已经被广泛接受。长期的临床随访,使学者发现椎间融合器结合后路椎弓根钉固定(posterior pedicle screw system, PPSS)[1],可使术后脊柱融合节段获得较好的力学稳定,并能有效提高植骨融合率。为了进一步提高术后脊柱融合率,获得更好的临床效果,学者们设计了各种形状、材质不同的融合器。目前临床所用的不可吸收椎间融合器,导致异物终身存留,是存在的主要问题之一,可吸收生物材料的椎间融合器成为目前研究的热点,而异体骨来源的椎间融合器[2],更具有良好的应用前景。本实验选用异体腓骨为材料,将其加工为直径、高度合适的腓骨环状椎间融合器,以钛合金解剖型椎间融合器(titanium alloy anatomical fusion cage, TAAFC)为参照,测试欲融合腰椎节段的三维运动范围(range of motion, ROM),进行组间比较,评价异体腓骨环状椎间融合器(allogeneic fibula ring fusion cage, AFRFC)的力学稳定性,现报告如下。

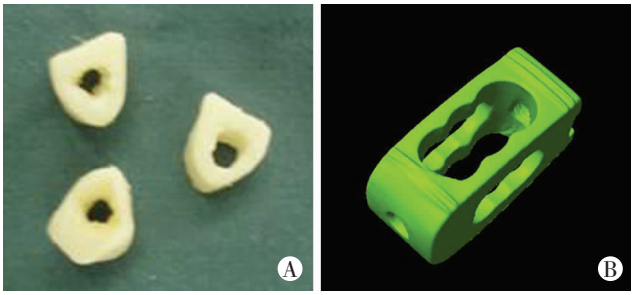
1 材料与方法

1.1 实验标本制备

由第三军医大学基础医学部解剖教研室提供的35具人体脊柱标本,其中男性30具,年龄20~42岁,女性5具,年龄25~34岁,生前无特殊病史,经影像学检查,排除先天畸形,外伤、退变性疾病、肿瘤、骨质疏松等,截取腰4~5节段,剔除椎旁肌肉、脂肪等软组织,保留骨、韧带和关节囊,制成完整状态的腰椎骨韧带功能节段。分别在腰4椎体的上端、腰5椎体的下端植入4~5枚长约5 cm的普通螺钉,一般外露2 cm,以增加包埋剂对椎体的锚定力,然后放入10 cm×10 cm×2 cm的金属槽中,聚甲基丙烯酸甲酯(自凝型,上海齿科材料厂)包埋腰4/5两端。预先在内固定组标本上拧入椎弓根螺钉以便实验中进行钛棒固定。双层塑料袋密封保存于-20 ℃低温冰箱中冷冻,实验前将标本放于普通冰箱和常温下逐级解冻备用。

1.2 内固定器械和手术方法

采用山西奥瑞生物材料有限公司提供的异体腓骨,根据实验模型腰4/5椎间隙高度,将其制备为AFRFC(图1A),用以作对照研究的腰椎椎间融合器是由中国常州康辉医疗器械提供的TAAFC(图1B)。植入时模拟腰椎后路经椎间孔椎间融合术,切除部分腰4/5椎间关节,经椎间孔切除后方纤维环,彻底摘除椎间盘并刮除软骨终板,撑开器适当撑开椎间隙,植入大小合适的融合器(图2)。

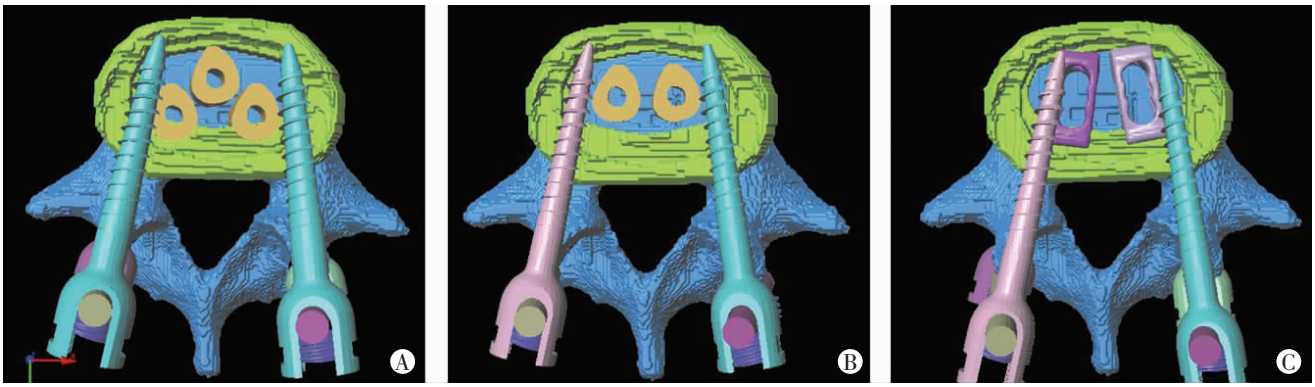


A:3枚钛合金解剖型椎间隔合器;B:1枚TAAFC异体腓骨环状椎间隔合器

图1 实验中将植入腰4/5椎间隙的融合器

1.3 实验分组

实验分7组,每组5具标本:①正常组(完整标本, Intact);②植入2枚钛合金解剖型融合器组(Two TAAFC);③植入2枚钛合金解剖型融合器结合后路椎弓根内固定组(Two TAAFC and



A:植入 3 枚钛合金解剖型椎间隔合器联合内固定;B:植入 2 枚钛合金解剖型椎间隔合器联合内固定;C:植入 2 枚异体腓骨环状椎间隔合器联合内固定

图 2　实验中的 3 个固定试验组电脑模型

PPSS);④植入 2 枚异体腓骨环状融合器组(Two AFRFC);⑤植入 2 枚异体腓骨环状融合器结合后路椎弓根内固定组(Two AFRFC and PPSS);⑥植入 3 枚腓骨环状融合器组(Three AFRFC);⑥植入 3 枚异体腓骨环状融合器结合后路椎弓根内固定组(Three AFRFC and PPSS)。

1.4　力学测试

在德国 Zwick/Roell BZ2.5/TS1S 脊柱三维运动试验机上测试,记录相同载荷下脊柱在轴向压力、前屈、后伸、左右侧弯、旋转方向上的 ROM 值。轴向压力测试的最大载荷定为 1 200 N;前屈、后伸、左、右侧弯测试时,根据偏心加载原理,分别在偏离脊柱受力中心点前、后、左、右 2 cm 处施加 10.0 Nm 的力矩。由 JAI cv-a1 柱行高速扫描相机(日本索尼公司生产)定位跟踪拍摄腰 4/5 节段在载荷状态下的下沉位移和角位移,通过数字图像相关法系统软件处理[3]。旋转实验的最大旋转角设为 3°,记录在一定角度时的力矩。所有测试每次重复 3 次加载/卸载循环,卸载与加载之间间隔 10 min 使组织得到充分复位,记录后 2 次循环时的数据,以减小测量误差。测试过程用林格试液保持标本湿润。

以上实验完成后,将 Three AFRFC 组和 Two TAAFC 组的 6 具标本,行压缩破坏实验,标本置于试验机上,压头正对标本中心,速度定位 5 mm/min,测试终板最大载荷;同样方法将直径和高度分别为 1 cm 的 AFRFC 18 枚,分为单枚、双枚、3 枚共 3 组,每组进行 3 个样本压缩破坏试验。

1.5　数据处理

数据的统计和分析均采用 SPSS 13.0 软件。所得原始数据均采用配对资料 t 检验,a 值设定为 0.05。同组数据差异很大,不服从正态分布的,应用自然对数进行矫正;方差不齐的使用 Tamhane 检验矫正。

2　结果

2.1　轴向压力试验

不同融合器、不同载荷状态的下沉位移见表 1,可见 Two TAAFC and PPSS 组下沉位移最小,比 Two AFRFC and PPSS 组抗压强度更好,有非常显著的统计学差异($P<0.01$);与 Three AFRFC and PPSS 组测试数据相近,无统计学差异($P>0.05$)。从测试数值看 Two AFRFC and PPSS 组在所有轴向载荷状态下的节段刚度较 Intact 组强,Intact 组比未施加固定各组有明显优越的抗压强度,均有非常明显的统计学差异($P<0.01$)。

2.2　前屈试验

各组在前屈试验中的 ROM 值见表 2,可见 Two TAAFC and PPSS 组 ROM 最小,与 Three AFRFC and PPSS 组测试数值相近($P>0.05$),稳定性相似。Intact 组在前屈状态下,比施加内固定组的稳定性差,均有非常显著差异($P<0.01$);比未施加固定组的稳定性好,仅与 Two TAAFC 组无明显统计学差异($P=0.694$)。

表 1　不同载荷状态下轴向压力测试结果 ($n=10$, mm, $\bar{x}\pm s$)

组别	400 N	600 N	800 N	1 000 N	1 200 N
Three AFRFC and PPSS 组	0.12±0.03^{b}	0.20±0.05^{b}	0.27±0.07^{b}	0.36±0.08^{b}	0.43±0.12^{b}
Two AFRFC and PPSS 组	0.16±0.08^{a}	0.25±0.14^{a}	0.38±0.11^{a}	0.48±0.08^{a}	0.55±0.08^{a}
Two TAAFC and PPSS 组	0.09±0.03^{b}	0.13±0.04^{b}	0.19±0.07^{b}	0.25±0.10^{b}	0.32±0.13^{b}
Three AFRFC 组	0.62±0.18^{ab}	0.76±0.20^{ab}	1.00±0.22^{ab}	1.19±0.16^{ab}	1.42±0.11^{ab}
Two AFRFC 组	0.70±0.14^{ab}	0.95±0.25^{ab}	1.13±0.24^{ab}	1.33±0.29^{ab}	1.54±0.26^{ab}
Two TAAFC 组	0.39±0.09^{ab}	0.69±0.20^{ab}	0.85±0.20^{ab}	1.03±0.16^{ab}	1.20±0.15^{ab}
Intact 组	0.19±0.03^{a}	0.35±0.12^{a}	0.45±0.10^{a}	0.57±0.12^{a}	0.73±0.18^{a}

a: $P<0.01$,与 Two TAAFC and PPSS 组比较;b: $P<0.01$, 与 Intact 组比较

表 2　不同载荷状态下前屈测试结果 [$n=10$, ($\bar{x}\pm s$)°]

组别	100 N	200 N	300 N	400 N	500 N
Three AFRFC and PPSS 组	0.57±0.09^{b}	0.94±0.08^{b}	1.34±0.08^{b}	1.96±0.06^{b}	2.46±0.13^{b}
Two AFRFC and PPSS 组	0.67±0.10^{b}	1.24±0.09^{b}	1.68±0.10^{b}	2.08±0.11^{b}	2.63±0.22^{b}
Two TAAFC and PPSS 组	0.55±0.16^{b}	0.95±0.07^{b}	1.36±0.11^{b}	1.72±0.18^{b}	2.03±0.19^{b}
Three AFRFC 组	2.93±0.45^{ab}	4.16±0.40^{ab}	5.41±0.57^{ab}	6.02±0.39^{ab}	6.87±0.66^{ab}
Two AFRFC 组	3.34±0.43^{ab}	5.13±0.72^{ab}	6.09±0.88^{ab}	6.84±0.92^{ab}	7.78±1.09^{ab}
Two TAAFC 组	2.18±0.44^{a}	3.12±0.46^{a}	4.19±0.69^{a}	5.41±0.64^{a}	6.63±0.94^{a}
Intact 组	1.31±0.21^{a}	2.49±0.63^{a}	3.52±0.82^{a}	4.46±0.80^{a}	5.49±0.85^{a}

a: $P<0.01$,与 Two TAAFC and PPSS 组比较;b: $P<0.01$, 与 Intact 组比较

2.3　后伸试验

各组在后伸试验中的 ROM 值见表 3,可见 Two TAAFC and PPSS 组 ROM 最小,与 Three AFRFC and PPSS 组测试数值相近($P>0.05$),稳定性相似。Intact 组在后伸状态下,比施加内固

定组稳定性差,均有非常显著统计学差异($P<0.01$);比未施加固定组稳定性好,仅与 Two AFRFC 组有明显统计学差异($P<0.05$)。

表3 不同载荷状态下后伸测试结果 [$n=10$, $(\bar{x}\pm s)°$]

组别	100 N	200 N	300 N	400 N	500 N
Three AFRFC and PPSS 组	0.29±0.07^{c}	0.52±0.05^{c}	0.84±0.09^{c}	1.08±0.12^{c}	1.26±0.10^{c}
Two AFRFC and PPSS 组	0.39±0.13^{c}	0.80±0.15^{c}	1.16±0.19^{c}	1.46±0.18^{c}	1.71±0.17^{c}
Two TAAFC and PPSS 组	0.25±0.10^{c}	0.54±0.19^{c}	0.84±0.32^{c}	0.99±0.35^{c}	1.13±0.36^{c}
Three AFRFC 组	1.21±0.28^{a}	1.84±0.20^{a}	2.22±0.03^{a}	2.89±0.16^{a}	3.52±0.17^{a}
Two AFRFC 组	1.46±0.35^{ab}	2.14±0.29^{ab}	2.92±0.33^{ab}	3.52±0.19^{ab}	4.61±0.18^{ab}
Two TAAFC 组	1.34±0.08^{a}	1.79±0.20^{a}	2.45±0.19^{a}	3.00±0.19^{a}	3.55±0.31^{a}
Intact 组	0.92±0.17^{a}	1.58±0.30^{a}	2.07±0.38^{a}	2.56±0.61^{a}	3.19±0.83^{a}

a: $P<0.01$,与 Two TAAFC and PPSS 组比较;b: $P<0.05$;c: $P<0.01$,与 Intact 组比较

2.4 左、右侧弯试验

经过统计学分析左、右侧弯得出的统计学数值基本相似,相同的组在同样的载荷下左、右侧弯的角位移没有统计学差别,因此在结果说明上均以左侧弯为代表,阐述左、右侧弯的数值结果与实际力学效果。

各组在侧弯试验中的 ROM 值见表4,可见 Two TAAFC and PPSS 组 ROM 最小,与 Three AFRFC and PPSS 组测试数值相近($P>0.05$),稳定性相似。Intact 组在侧弯状态下,比施加内固定组稳定性差,均有非常显著差异($P<0.01$);比未施加固定组稳定性好,仅与 Two TAAFC 组无明显统计学差异($P>0.05$)。

表4 不同载荷状态下左侧弯测试结果 [$n=10$, $(\bar{x}\pm s)°$]

组别	100 N	200 N	300 N	400 N	500 N
Three AFRFC and PPSS 组	0.64±0.10^{c}	1.34±0.17^{c}	1.97±0.43^{c}	2.51±0.47^{c}	3.11±0.51^{c}
Two AFRFC and PPSS 组	0.76±0.20^{b}	1.43±0.20^{b}	2.13±0.29^{b}	2.83±0.39^{b}	3.52±0.48^{b}
Two TAAFC and PPSS 组	0.47±0.12^{c}	1.06±0.11^{c}	1.76±0.13^{c}	2.36±0.15^{c}	2.91±0.17^{c}
Three AFRFC 组	2.36±0.41^{ac}	3.72±0.62^{ac}	4.92±0.43^{ac}	5.81±0.45^{ac}	7.20±0.69^{ac}
Two AFRFC 组	2.49±0.17^{ac}	4.51±0.19^{ac}	5.88±0.49^{ac}	7.25±0.54^{ac}	8.42±0.09^{ac}
Two TAAFC 组	1.83±0.47^{a}	3.11±0.91^{a}	4.69±0.45^{a}	6.17±0.30^{a}	7.17±0.39^{a}
Intact 组	1.56±0.20^{a}	2.47±0.37^{a}	3.15±0.31^{a}	3.92±0.38^{a}	4.85±0.45^{a}

a: $P<0.01$,与 Two TAAFC and PPSS 组比较; b: $P<0.05$; c: $P<0.01$,与 Intact 组比较

2.5 旋转试验

各组在旋转试验中的力矩值见表5,可见 Three AFRFC and PPSS 组力矩值最大,与 Three AFRFC and PPSS 组测试数值相近($P>0.05$),稳定性相似。Intact 组在前屈状态下,比施加内固定组的稳定性差,均有非常显著差异($P<0.01$);比未施加固定组的稳定性好,均有非常显著差异($P<0.01$)。

表5 不同扭角状态下旋转测试结果 [$n=10$, Nm, $\bar{x}\pm s$]

组别	1°	1.5°	2°	2.5°	3°
Three AFRFC and PPSS 组	22.25±5.67^{b}	25.17±6.98^{b}	27.59±7.79^{b}	30.44±8.05^{b}	34.22±9.57^{b}
Two AFRFC and PPSS 组	17.25±0.69^{b}	19.58±0.59^{b}	22.17±1.83^{b}	25.29±1.42^{b}	29.04±2.75^{b}
Two TAAFC and PPSS 组	19.41±3.25^{b}	24.12±6.99^{b}	28.56±10.43^{b}	30.55±10.40^{b}	32.56±10.47^{b}
Three AFRFC 组	0.84±0.20^{ab}	1.12±0.16^{ab}	1.28±0.20^{ab}	1.44±0.26^{ab}	1.63±0.33^{ab}
Two AFRFC 组	0.76±0.15^{ab}	0.86±0.10^{ab}	0.98±0.09^{ab}	1.06±0.10^{ab}	1.12±0.12^{ab}
Two TAAFC 组	0.68±0.10^{ab}	0.93±0.15^{ab}	1.22±0.36^{ab}	1.42±0.36^{ab}	1.65±0.40^{ab}
Intact 组	4.54±0.70^{a}	5.42±0.61^{a}	6.35±0.49^{a}	7.66±0.78^{a}	8.68±1.20^{a}

a: $P<0.01$,与 Two TAAFC and PPSS 组比较; b: $P<0.01$, 与 Intact组比较

2.6 压缩破坏试验

测得终板的最大载荷为(13 649.50±942.06)N,测试后检查 AFRFC、TAAFC 均未损害,实验标本终板破裂。测得单枚 AFRFC 的最大载荷为(13 472.72±518.11)N ,双枚 AFRFC 的最大载荷为(22 658.33±554.92)N,3 枚 AFRFC 的最大载荷为(25 384.50±687.64)N。

3 讨论

随着异体骨免疫原性处理技术的提高,异体骨作为植骨材料[4]已在国内外广泛应用于临床,Janssen 等[5]将异体股骨加工为纵轴与脊柱纵轴平行的垂直柱状融合器,应用于腰椎融合取得较好效果。我们根据腓骨在体内的特殊力学环境,将其设计为纵轴与脊柱纵轴平行的垂直柱状融合器应用于腰椎融合,使其在发挥融合器功能的同时又达到植骨的效用[6]。

单个腓骨环状横截面犹如最小植入直径约 10 mm 的圆或椭圆,3 枚腓骨环状植入后其整体支撑面积可达到 4~5 cm^2(单枚 TAAFC 的支撑面积为 2~3 cm^2)较大的植骨接触面积可有效地分散和缓解植骨面局部的应力,防止应力集中所致融合器下沉[7];腓骨环状中空的结构,使其可以携带术中取下的新鲜自体骨,加上腓骨环状本身为骨性材料,达到了足量植骨的目的,可有效提高植骨融合率;实践表明椎间融合器尺寸越大越容易出现神经根牵拉伤,AFRFC 在高度、接触面积满足椎间隙需要的前提下,将植入直径限制在 10 mm,可有效减少了对神经根和马尾的牵拉刺激,降低了神经根牵拉伤的发生率,方便手术植入。

3.1 AFRFC 对腰椎运动节段稳定性的影响

后路植入 2 枚 TAAFC 能使术后脊柱达到理想稳定[8],是脊柱外科学者广泛接受的术式。本实验以双侧植入 TAAFC 为对比,测试植入 2 枚和 3 枚 AFRFC 的力学稳定性。初步验证 3 枚 AFRFC 在结合或未结合内固定的情况下,都可达到与相应情况下植入 2 枚 TAAFC 基本一致的力学稳定效果。3 枚腓骨环状呈“品”字形植入,其中 1 枚位于前柱,2 枚位于中柱距椎体后缘 3 mm,形成“三点支撑”,为局部提高较好的稳定。

侯洋等[9]对腰椎终板强度研究发现终板强度由外周到中央逐渐减小,3 枚 AFRFC 植入后,从结构力学角度看,“三点”相对位于椎体终板生物力学强度较强处,又因其植入接触面积大,所以可有效传导和分散应力,为融合节段提供较好的力学稳定环境[10]。本实验中 2 枚 AFRFC 放置于椎体终板中央,在相同轴向压力下下沉 ROM 值与 Two TAAFC 组存在统计学差异。

分析原因可能与椎体终板中央在相同压力下,ROM值较大[11]和2枚AFRFC植入椎间隙后的接触面积较小有密切关系。

2枚AFRFC的面积固然比3枚AFRFC的面积小,应该是Two AFRFC and PPSS组比Two TAAFC and PPSS组在轴向压力状态下ROM值变化大,发生明显统计学差异的主要原因之一,但并不是表明2枚AFRFC不能应用于临床。从数值上看Two AFRFC and PPSS组在各种状态下均表现出比Intact组较好的稳定性。破坏试验表明2枚AFRFC的最大载荷为22 658 N,终板的最大载荷为13 649 N,2枚AFRFC完全能够满足正常生理状态下局部的力学要求。在实际工作中常遇到椎体面积小,局部椎间隙不能放下3枚AFRFC的情况,此时植入2枚AFRFC结合内固定也能达到良好的稳定效果。因此,我们在临床实践中主要推荐植入3枚AFRFC,在临床患者椎体相对较小,不能满足植入3枚AFRFC情况下可使用2枚AFRFC。

3.2 后路椎弓螺钉内固定系统对腰椎运动节段稳定性的影响

融合器与椎弓根钉合用可增加脊柱在各个方面的稳定,本实验中在相同植入物条件下,内固定组在脊柱活动的各个方面很明显比未固定组稳定。后路腰椎融合单纯植入融合器是无法达到理想的力学稳定[12]。

后路椎弓根钉内固定系统对术后融合节段的稳定性起着至关重要的因素[13]。从实验结果看,施加固定组比未施加固定组在各个方向上都较稳定,均有非常明显的统计学差异($P<0.05$,$P<0.01$);所有未施加固定组相对于施加内固定组和Intact组均不能获得良好的力学稳定。我们通过实验发现无论任何形状的椎间融合器,在结合椎弓根钉固定的情况下脊柱的稳定性没有太大差异[14]。Krijnen等[15]通过山羊脊柱模型,也证实了融合器不能给术后脊柱提供较好的稳定,欲获得融合节段的稳定必须结合内固定系统。椎间融合器和椎弓根钉之间是通过"支撑-压缩稳定(distraction-compression stabilization)"机制实现静态稳定的,椎弓根钉在加强椎间融合器稳定的同时,通过钉棒之间的"桥联关系"也可传导一部分负荷,从而减轻椎间融合器的应力集中[16]。

综上所述,3枚AFRFC在结合内固定和未结合内固定情况下,各个运动方向的稳定性与2枚TAAFC比较一致;2枚AFRFC结合椎弓根钉内固定可使脊柱获得较好的力学稳定,在椎体面积较小的情况下可以应用于临床;轴向压缩破坏试验3枚和2枚AFRFC的最大载荷均优于终板最大载荷;AFRFC是一种生物力学性能可靠的椎间融合器,能够满足椎间融合的要求。

参考文献:

[1] 钟诚凡, 罗绍坚, 张琛海, 等. 椎间盘切除椎间植骨融合内固定术治疗高位腰椎间盘突出症的疗效[J]. 中外医疗, 2012(13): 99, 101.

[2] 郭从涛, 周强, 代飞, 等. 异体腓骨环椎间融合器在腰椎融合术中的效果分析[J]. 第三军医大学学报, 2010, 32(17): 1875-1879.

[3] 张东升. 数字图像相关测量技术及其应用[J]. 医用生物力学, 2009, 24(2): 85-88, 93.

[4] 窦洪磊, 陈景明, 尹春青, 等. 两种不同处理方法对同种异体骨移植作用的实验研究[J]. 中国矫形外科杂志, 2011, 19(24): 2088-2090.

[5] Janssen M E, Datta J C. Anterior Lumbar Interbody Fusion Using Femoral Ring Allograft for Treatment of Degenerative Disc Disease[J]. Semin Spine Surg, 2005, 17(4): 251-258.

[6] 郭从涛, 蒲小兵, 周强, 等. 异体腓骨环支撑植骨治疗单间隙腰椎结核的临床疗效观察[J]. 第三军医大学学报, 2009, 31(20): 1943-1946.

[7] Kumar N, Judith M R, Kumar A, *et al*. Analysis of stress distribution in lumbar interbody fusion[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2005, 30(15): 1731-1735.

[8] Flamme C H, Hurschler C, Heymann C, *et al*. Comparative biomechanical testing of anterior and posterior stabilization procedures[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2005, 30(13): E352-E362.

[9] 侯洋, 罗卓荆. 腰椎终板结构的生物力学研究[J]. 第四军医大学学报, 2008, 29(15): 1427-1430.

[10] 周勇, 李京才. 不同椎间植骨方式生物力学研究[J]. 中国医疗前沿, 2012, 7(5): 41-43.

[11] Quigley K J, Alander D H, Bledsoe J G. An *in vitro* biomechanical investigation: variable positioning of leopard carbon fiber interbody cages[J]. J Spinal Disord Tech, 2008, 21(6): 442-447.

[12] Dimar J R 2nd, Beck D J, Glassman S D, *et al*. Posterior lumbar interbody cages do not augment segmental biomechanical stability[J]. Am J Orthop (Belle Mead NJ), 2001, 30(8): 636-639.

[13] 张友, 冯世龙, 熊小江, 等. 椎弓根螺钉内固定结合自固化硫酸钙灌注治疗胸腰椎骨折28例[J]. 第三军医大学学报, 2009, 31(10): 987-989.

[14] Vadapalli S, Robon M, Biyani A, *et al*. Effect of lumbar interbody cage geometry on construct stability: a cadaveric study[J]. Spine, (Phila Pa 1976), 2006, 31(19): 2189-2194.

[15] Krijnen M R, Mensch D, van-Dieen J H, *et al*. Primary spinal segment stability with a stand-alone cage: *in vitro* evaluation of a successful goat model[J]. Acta Orthop, 2006, 77(3): 454-461.

[16] Shimamoto N, Cunningham B W, Dmitriev A E, *et al*. Biomechanical evaluation of stand-alone interbody fusion cages in the cervical spine[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2001, 26(19): E432-E436.

(**收稿**:2012-11-11;**修回**:2012-12-29)

(编辑 王 红)