文章编号:1004-7220(2023)02-0283-07

腰椎椎体间镍钛记忆合金支架的生物力学分析

黄浩瀚, 陈宏方, 陈 颜, 赵长清

(上海交通大学医学院附属第九人民医院 骨科,上海市骨科内植物重点实验室,上海 200011)

摘要:目的测试镍钛记忆合金支架的力学性能及用于腰椎间融合术的体外生物力学性能。方法 通过力学测试 机测试支架的力学性能,并在新鲜腰椎标本上模拟腰椎间融合术,对比分析镍钛记忆合金支架及其配套的骨粒-可 吸收骨水泥混凝物浇注植骨方法、传统盒状融合器用于腰椎间融合术的生物力学性能。结果 镍钛记忆合金支架 最大抗压强度为(12964±962) N,记忆特性有效范围内最大形变为(4.68±0.03) mm,形状恢复率为99.86%。相 比于正常腰椎模型,单独使用镍钛记忆合金支架植入模拟腰椎间融合术后手术节段稳定性在前屈、后伸、侧屈、旋 转方向上均有增加,与采用传统盒状融合器相当(P>0.05)。而在复合使用配套设计的自体骨粒-可吸收骨水泥混 凝物植骨后,手术节段活动度进一步降低(P<0.05),节段稳定性与附加椎弓根螺钉内固定组相当(P>0.05)。镍钛 记忆合金支架植入后的抗拔出强度弱于传统盒状融合器(P<0.05),在配合使用自体骨粒-可吸收骨水泥混凝物植 骨时的抗拔出强度显著强于传统盒状融合器(P<0.05)。结论 本研究的镍钛记忆合金支架同时配套设计了相匹 配的骨粒-骨水泥混凝物植骨方式,为腰椎间融合术的进一步优化发展提供了新思路。镍钛记忆合金支架具有良 好的支撑及形变性能,用于腰椎间融合术时与传统盒状融合器具有生物力学等效性,在复合应用骨粒-可吸收骨水 泥混凝物浇注植骨后能进一步提升稳定性和抗拔出强度。

关键词:腰椎间融合术;镍钛形状记忆合金;椎间融合器;可吸收骨水泥

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A **DOI**: 10.16156/j.1004-7220.2023.02.012

Biomechanical Analysis on NiTi Memory Alloy Stent for Lumbar Interbody Fusion

HUANG Haohan, CHEN Hongfang, CHEN Yan, ZHAO Changqing

(Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

Abstract: Objective To evaluate biomechanical properties of the nickel-titanium (NiTi) memory alloy stent and its *in vitro* biomechanical properties for lumbar interbody fusion. Methods The mechanical properties of the NiTi memory alloy stent were tested on mechanical testing machine. Moreover, lumbar interbody fusion was simulated on fresh lumbar specimens, and biomechanical properties of the NiTi memory alloy stent with matching bone graft for used for lumbar interbody fusion were analyzed and compared with the traditional box-shape cage. Results The maximum compressive strength of the NiTi memory alloy stent was $(12\ 964\ \pm\ 962)$ N. The maximum deformation within the effective range of memory characteristics was $(4.\ 68\ \pm\ 0.\ 03)$ mm. The recovery rate of the NiTi memory alloy stent was up to 99. 86%. Compared with the intact lumbar model, the stability of the operative segment after the simulated lumbar interbody fusion using NiTi memory alloy stent alone was increased in the

direction of anterior flexion, posterior extension, lateral flexion and rotation, which was equivalent to the boxshape cage group (P>0.05). After the combined use of autogenous bone granule and absorbable bone cement, the ROM of the operative segment was further reduced (P<0.05), which was equivalent to the box-shape cage+ unilateral posterior fixation group (P>0.05). The pull-out strength of the NiTi memory alloy stent with matching bone graft group was significantly stronger than that of the box-shape cage group (P<0.05). Conclusions The NiTi memory alloy stent in this study was designed with a matched bone granule-absorbable bone cement graft, which provided a new idea for the further optimization and development of lumbar interbody fusion. With excellent support and deformation properties, this NiTi memory alloy stent is biomechanical equivalent to the traditional boxshape cage for lumbar interbody fusion, and can greatly improve the stability of surgical segment and the pull-out strength of implants after the combined use of autogenous bone granule and absorbable bone cement. Key words: lumbar interbody fusion; shape memory alloy; interbody fusion cage; absorbable bone cement

腰椎间融合术是治疗腰椎退行性疾病的常用 有效手段^[1-2]。然而,诸如神经血管损伤、终板破 坏、椎间融合器移位、沉降等并发症无法完全避免, 严重威胁患者的生命健康^[34]。腰椎融合器与椎间 隙不匹配是其主要原因。合适的融合器通常不容 易穿过纤维环狭窄的切口,需击打植人,增加了血 管和神经损伤以及终板损伤的风险。

有研究者研发了基于机械升降装置的可扩张 式椎间融合器,能够有效降低植入难度,但仍有如 融合器退缩等并发症的报道^[5]。此外,机械升降装 置的占位效应有可能影响椎间充分植骨。基于可 形变材料(如 NiTi 记忆合金)的可扩张式椎间融合 器是另一种选择。与基于机械升降装置的可扩张 式椎间融合器相比,NiTi 记忆合金可以通过相对简 单的结构实现变形功能,避免结构臃肿的缺陷。然 而,仅依靠可扩张的融合器而不改变植骨方法,不 能减少融合器移位和下沉的风险。

为最大程度降低融合器相关并发症的发生,本 课题组研制了一种新型可扩张式镍钛记忆合金支 架,并设计了与之相匹配的骨粒-可吸收骨水泥混凝 物浇注植骨方法。在术中将可变形的镍钛记忆合 金支架植入椎间隙,然后制备等体积比的可吸收骨 水泥和自体骨颗粒混合物,注入椎间隙后可自行固 化。本研究旨在分析该镍钛记忆合金支架的力学 性能和用于腰椎间融合术的生物力学性能。

1 材料和方法

1.1 支架力学测试

参照《YY T 0959-2014 脊柱植入物 椎间融合器

力学性能试验方法》和《YY T 0960-2014 脊柱植入物 椎间融合器静态轴向压缩沉陷试验方法》设计了针对镍钛记忆合金支架的力学性能测试。腰椎椎体间镍钛记忆合金支架呈类长方体框架结构,长32 mm,宽12 mm,高17 mm,委托兰州西脉记忆合金股份有限公司制作,采用医用镍钛记忆合金板材进行电火花线切割成形、热处理、酸洗、抛光、清洗消毒制成(见图1)。



图1 镍钛记忆合金支架样品

Fig. 1 Nickel-titanium shape memory alloy stent

(a) Dimensional drawing, (b) Finished product

1.1.1 抗压强度测试 组装标准支架样品(n=5) 与不锈钢夹具,将其放在微机控制电子万能试验机 (WDW-50D,济南华谊电子仪器公司)的承压板上, 使试验机承压板中心与支架中心重合,测试样完全 浸没在 37 ℃温水中。设置试验机以 10 mm/min 速 度对支架样品施加载荷直至支架样品支撑失效(载 荷-位移曲线出现骤然下降)时终止测试,记录最大 荷载精确至1 N。

1.1.2 形变性能测试 组装支架样品(*n*=5)与不 锈钢夹具,将支架放在微机控制电子万能试验机的

承压板上,使试验机承压板中心与支架中心重合, 测试样完全浸没在0℃冰水混合物中。设置试验 机以10mm/min的速度对支架样品施加载荷,支架 样品压缩形变达3mm时停止加载。移除上压板, 在冰水中继续用特制的钳夹工具施加轴向压力使 带有锯齿结构的上下纵杆进一步压缩变形,以上下 纵杆中间锯齿部分水平面接近或低于两端支撑杆 连接部水平面,随后夹持支架样品测量其尺寸。测 量完毕后将测试样转移至37℃水浴槽内,静置 5min支架完全复形后再次测量支架样品尺寸。

1.2 体外生物力学性能测试

1.2.1 腰椎样品准备 收集6具新鲜人体腰椎标 本[男性,平均年龄(62.8±6.59)岁],所有标本均源 于遗体捐献,并获得上海交通大学医学院附属第九 人民医院伦理委员会的批准。常规 X 线检查及双 光子骨密度测试排除腰椎椎体骨折、肿瘤、畸形、严 重退变及骨质疏松等病变。仔细剔除椎旁肌、脂 肪,保留全部骨、韧带、关节囊、纤维环,制成骨韧带 结构标本。将预处理好的新鲜腰椎标本从椎间隙 截断,加工成 L2~3、L4~5 段脊柱功能单位。使用 自凝牙托粉(义齿基托树脂-II型,上海二医张江生 物材料有限公司)分别包埋固定 L2、L4 椎体上端和 L3、L5 椎体下端, 使 L2~3、L4~5 椎间盘位于标本 中间部分,使腰椎标本与固定平台两端相互平行。 用生理盐水湿纱布包裹标本,双层塑料标本袋密封 包装,存放于-20℃冰箱。实验前 24 h 取出标本后 在4℃冰箱解冻。

1.2.2 腰椎间融合手术模型构建 模拟临床斜外 侧入路腰椎间融合术(oblique lateral interbody fusion,OLIF)手术方式(见图2)。在椎间盘右前侧 方切开纤维环,形成约1.2 cm 宽纤维环缺口,继而 钳夹出全部髓核组织,并用骨刮勺及铰刀进一步刮 除上下软骨终板。在处理好椎间隙后,逐级使用试 模撑开椎间隙,通过手感确认椎间隙的张力,从而 确定拟植入内植物的型号,选用对应尺寸的椎间内 植物植入。预填充骨粒的盒状融合器的植入采用 击打式植入法,经前侧方纤维环缺口斜向击打植 入。镍钛记忆合金支架需在植入前浸入0℃冰水 中,用特制的钳夹工具进行钳夹压缩形变后,经前 侧方纤维环缺口直接斜向植入到合适位置,随后向 椎间盘内注入 37 ℃温水,使镍钛记忆合金支架复 形,用纱布移除椎间隙内温水后进行骨粒植骨构建 成镍钛记忆合金支架组模型。避免因植入的融合 器过小造成接触面松动,同时也要避免使用过大的 融合器造成终板严重破坏进而影响实验结果。

在镍钛记忆合金支架组模型的基础上构建镍 钛记忆合金支架+骨粒骨水泥组模型,采用取自横 突的自体骨粒 1:1复合调配好的可吸收骨水泥 (PRO-DENCE[®] bone graft substitute, Wright 公司, 美国)形成骨粒-骨水泥混凝物替换单纯骨粒,通过 直径 6 mm 骨水泥注射器将骨粒-骨水泥混凝物注 入填充满整个椎间隙,等待 30 min 后完全固化。

对复合单侧或双侧椎弓根螺钉内固定的模型, 采用"人字嵴"顶点定位方法在直视下置入椎弓根 螺钉,并固定连接钛棒。





(a) 椎间融合器前外侧植入

(b) 后方椎弓根螺钉固定

图 2 临床 OLIF 手术方式模拟

Fig. 2 Simulation of OLIF surgery on cadaveric specimen

(a) Anterolaterally implanted interbody cage,

(b) Posterior pedicle screw fixation

1.2.3 实验分组 稳定性测试分组:6具 L4~5节 段在完整状态下设为正常组(Intact)。按随机数字 表法将 6具标本分成 2 组,每组 3 具。第 1 组标本 在模拟腰椎间融合术时采用常规盒状融合器模拟 植入,按是否附加后路椎弓根钉棒内固定分为盒状 融合器+无内固定组(box-shape cage+ none posterior fixation, BC + NPF),盒状融合器 + 单侧内固定组 (box-shape cage + unilateral posterior fixation, BC + UPF),盒状融合器+双侧内固定组(box-shape cage+ bilateral posterior fixation, BC + UPF),盒状融合器+双侧内固定组(box-shape cage+ bilateral posterior fixation, BC + BPF);第 2 组标本在 模拟腰椎间融合术时采用镍钛记忆合金支架模拟 植入,按是否附加后路椎弓根钉棒内固定分为镍钛 记忆合金支架+无内固定组(shape memory alloy frame+ none posterior fixation, SMA+NPF),镍钛记忆 合金支架+单侧内固定组(shape memory alloy frame+unilateral posterior fixation, SMA+UPF), 镍钛 记忆合金支架+双侧内固定组(shape memory alloy frame+ bilateral posterior fixation, SMA+BPF); 镍钛 记忆合金支架+骨粒骨水泥组模型的构建是在镍钛 记忆合金支架组模型的基础上向目标椎间隙内浇 注可吸收骨水泥和自体骨粒混凝物,充满整个椎间 隙后固化,按是否附加后路椎弓根钉棒内固定分为 镍钛记忆合金支架+骨粒骨水泥+无内固定组 (shape memory allow frame+matching bone graft+none posterior fixation, SMA+MBG+NPF), 镍钛记忆合金支 架+骨粒骨水泥+单侧内固定组(shape memory alloy frame + matching bone graft + unilateral posterior fixation,SMA+MBG+UPF),镍钛记忆合金支架+骨 粒骨水泥+双侧内固定组(shape memory alloy frame+ matching bone graft+bilateral posterior fixation, SMA+ MBG+BPF)_o

抗拔出强度测试分组:6 具 L2~3 节段按随机 数字表法分成2组,每组3具,用于拔出试验测试。 第1组为常规盒状融合器组(BC+NPF);第2组为 镍钛记忆合金支架组(SMA+NPF);第3组为镍钛 记忆合金支架+骨粒骨水泥组(SMA+MBG+NPF), 即在第2组的基础上向目标椎间隙内浇注可吸收 骨水泥和自体骨粒混凝物,充满整个椎间隙后 固化。

1.2.4 稳定性测试 在 L4 和 L5 椎体侧方和前方 分别打入克氏针,将角度位移感应标记器与克氏针 固定并编号,便于以三维运动捕捉系统自动记录椎 间隙活动度(range of motion, ROM)。将标本固定 于生物力学测试机(858 Mini Bionix II, MTS 公司, 美国)测试平台上,施加固定生理载荷,并通过加载 盘对固定标本加载1组大小相等、方向相反且相互 平行的力,从而形成作用于标本的力矩。依靠调整 加载盘的方向,使标本模拟产生前屈、后伸、左侧 屈、右侧屈、左侧轴向旋转、右侧轴向旋转6个方向 的生理运动。本实验加载速度设定为1°/s,模拟固 定轴向生理载荷 500 N, 力矩 8 N·m, 计算输出椎间 ROM。每次测试均重复3次加载、卸载循环,其加、 卸载时间间隔为5s,在第3次循环时才进行数据测 量,以减少标本弹性作用对实验的影响、减少误差 得出相对稳定有效的测量数据。

1.2.5 拔出强度测试 将建立好的 L2~3 腰椎间

融合术模型固定在力学试验机下端的平台上,同时 利用特制的拔出器械连接椎间盘内的内植物和上 方的实验机。用专用底座将实验模型夹紧,模拟生 理载荷给予 500 N 预加紧载荷。由于椎间盘内植物 是斜向植入,在完全固定样本前应当调整样本角 度,保证融合器的拔出器械呈垂直状态,确保无其 他方向上的分力。设置试验机拔出速度为 10 mm/s,最大位移为 30 mm,待融合器出现明显位 移时记录最大拔出强度。

1.3 统计学分析

使用 SPSS 22.0 软件进行统计分析,描述各指标的均数和标准差。采用配对 t 检验对镍钛记忆合金支架的最大抗压强度、形变程度进行统计分析。3 组间拔出强度采用 SNK 两两比较的方差分析,3 组间无内固定、单侧内固定、双侧内固定组各工况下 ROM 采用 SNK 两两比较的方差分析,镍钛记忆合金支架组和支架-骨粒-骨水泥混凝物组之间ROM 比较采用配对 t 检验分析。统计检验的显著性基准线为α=0.05。

2 结果

2.1 镍钛记忆合金支架力学性能

镍钛记忆合金支架在 37 ℃下最大抗压强度可 达(12 964±962) N,记忆特性有效范围内最大形变 为(4.68±0.03) mm。在力学试验机加载压缩下, 镍钛记忆合金支架的整体高度较初始状态平均下 降4.68 mm,复形率达99.86%。在镍钛记忆合金支 架发生压缩改变后,其整体长度也有一定程度的拉 长,在力学试验机压缩下长度增加了 0.52 mm (见 表1)。

表1 镍钛记忆合金支架的形变及复形

Tab. 1 Deformation and recovery properties of NiTi shape memory alloy stent

状态	长/mm	宽/mm	高/mm
初始尺寸	32.07±0.01	12.05±0.02	17.62±0.03
形变后	32. 59 \pm 0. 02 *	12. 14±0. 03	12.94±0.05*
复形后	32.08±0.01	12.03±0.02	17.63±0.01

注:与形变后尺寸比较,*P<0.001。

2.2 ROM

BC+NPF 组和 SMA+NPF 组前屈、后伸 ROM 均低于正常组(P<0.05),侧弯和轴向旋转差异无统计

学意义(P>0.05)。SMA+MBG+NPF 组关节 ROM 在前屈、后伸、侧弯和轴向旋转方面明显低于正常 组(P<0.05)。值得注意的是,SMA+MBG+NPF 组 的体外屈曲、后伸、侧弯和轴向旋转测试的 ROM 与 BC+UPF 组和 SMA+UPF 组相当。在单侧/双侧后 路固定模型中,镍钛记忆合金支架配+骨粒骨水泥 组 ROM 均最小(见图 3)。



Fig. 3 Comparison of ROM for surgical segment L4-5 under different motions

2.3 最大拔出强度

镍钛记忆合金支架在单独用于腰椎间融合术时,最大拔出强度为(299.98±31.36)N,与传统盒状融合器[(592.84±54.31)N]相比明显较小(P<0.05)。当镍钛记忆合金支架复合使用骨粒骨水泥 植骨时,最大拔出强度显著提升,可达(1604.61±92.51)N,与传统盒状融合器组相比显著增加(P<0.05),见图4。



Fig. 4 Comparison of the maximum pull-out strength注:**P<0.01;***P<0.001。</td>

3 讨论

腰椎间融合器相关并发症是患者症状缓解程 度低于预期和手术失败的重要原因^[4,6]。可扩张式 融合器的使用可有效避免术中终板损伤和神经血 管损伤,但术后融合器移位和沉降的风险仍存 在^[5,78]。融合器沉降和移位的发生分别与应力异 常集中和轴向稳定性不足有关。融合器与终板之间的接触面积越小,局部应力越大,导致融合器下沉的风险越高^[9]。材料的不同对应力集中无明显影响^[10]。在腰椎间融合术中,虽然植骨是在椎间隙前方和融合器内进行,但骨颗粒分散,不能提供轴向稳定和应力分担。以往研究已经提出了各种解决方案,包括可扩展支架和 3D 打印支架,试图减少这些并发症的发生^[8,11]。然而,这些方法只考虑了融合器的改进,往往在解决一些并发症的同时增加了其他风险。

与传统植骨不同,本研究采用可吸收骨水泥和 自体骨颗粒进行椎间植骨。具有良好骨传导性的 可吸收骨水泥,包括磷酸钙骨水泥(calcium phosphate cement,CPC)和硫酸钙骨水泥,可以将骨颗粒 结合在一起,固化后具有支撑和稳定作用。目前, 可吸收骨水泥广泛用于替代自体骨颗粒修复骨缺 损^[12-13]。可吸收骨水泥作为载体,也可以与生物活 性物质或抗生素复合,以促进骨融合或防止感 染^[14-16]。Hirasawa等^[17]回顾了应用 CPC 人工椎间 融合器进行腰椎间融合术的临床和放射学结果,并 认为 CPC 是一种安全有效的腰椎间植骨融合材料。 此外,可吸收骨水泥和骨颗粒组成的混合物理论上 可以有效地填充椎间隙,使植骨面积接近髓核区域 (60%),远远超过传统植骨面积(38%)^[18]。

镍钛记忆合金支架在力学性能测试中表现出 优异的抗压强度。尽管镍钛记忆合金支架的可压 缩范围小于前人报道的可扩张式腰椎间融合器的 压缩范围[19-20],但镍钛记忆合金支架仍然可以有效 地降低植入难度,因为腰椎间的上终板和下终板的 凹陷深度之和平均为 2.2 mm^[21]。值得注意的是, 在腰椎间融合中,镍钛记忆合金支架与传统箱形融 合器具有相似的生物力学稳定性,这与其他研究人 员设计的可膨胀融合器体外生物力学结果相 似[22-23]。本文结果表明,当使用匹配植骨方法时, 融合节段 ROM 进一步减小,甚至可以与 Divya 等^[24]报道的双侧椎弓根螺钉固定腰椎间融合的稳 定性相媲美。采用匹配植骨方法后,镍钛记忆合金 支架的抗拔出强度也有明显提高。此外,既往有限 元研究结果表明,融合器+骨粒骨水泥组手术节段 下终板的应力峰值较单纯融合器组明显降低,提示 固化后的复合植骨混合物可以扩大应力传递面积,

有利于降低椎体下沉的风险^[25]。

本研究还存在一定的局限性:① 使用的腰椎标 本平均年龄为62.8岁,虽然通过骨密度及 CT 检查 排除了骨折及明显骨质疏松等问题,但韧带和骨结 构的年龄相关退变仍可能会影响生物力学分析的 质量;② 由于人新鲜腰椎标本获取困难,体外生物 力学研究的样本量(n=3)较小,可能降低本研究结 果的可靠性;③ 由于每个 L4~5 功能节段需依次进 行多次节段稳定性测试,重复使用有可能对标本造 成未被观测到的损伤,从而影响实验结果。

4 结论

镍钛记忆合金支架的力学强度及形变性能良好,用于腰椎间融合术时具有与传统箱形椎间融合 器相近的生物力学稳定性。采用配套的骨粒骨水 泥植骨方法不仅可以进一步提高手术节段的稳定 性,还可以有效地提高内植物的拔出强度。

参考文献:

- MANZUR M, VIRK SS, JIVANELLI B, et al. The rate of fusion for stand-alone anterior lumbar interbody fusion: A systematic review [J]. Spine J, 2019, 19(7): 1294-1301.
- [2] AO S, ZHENG W, WU J, et al. Comparison of preliminary clinical outcomes between percutaneous endoscopic and minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion for lumbar degenerative diseases in a tertiary hospital: Is percutaneous endoscopic procedure superior to MIS-TLIF? A prospective cohort study [J]. Int J Surg, 2020, 76: 136-143.
- [3] KIMURA H, SHIKATA J, ODATE S, *et al.* Risk factors for cage retropulsion after posterior lumbar interbody fusion: analysis of 1070 cases [J]. Spine, 2012, 37(13):1164-1169.
- [4] MOBBS RJ, PHAN K, MALHAM G, et al. Lumbar interbody fusion: Techniques, indications and comparison of interbody fusion options including PLIF, TLIF, MI-TLIF, OLIF/ATP, LLIF and ALIF [J]. J Spine Surg, 2015, 1 (1): 2-18.
- [5] KIM PD, BARON EM, LEVESQUE M. Extrusion of expandable stacked interbody device for lumbar fusion: Case report of a complication [J]. Spine, 2012, 37(18): E1155-8.
- [6] OH KW, LEE JH, LEE JH, et al. The correlation between cage subsidence, bone mineral density, and clinical results in posterior lumbar interbody fusion [J]. Clin Spine Surg, 2017, 30(6): E683-689.

 [7] 张童童,董恩纯,郑纪豹,等. 3D 打印高度可调聚醚醚酮颈 椎椎间融合器的优化设计与评价[J]. 医用生物力学,2021, 36(2):177-183.

ZHANG TT, DONG EC, ZHENG JB, *et al.* Optimization design and evaluation of three-dimensional printed PEEK cervical interbody fusion cage with adjustable height [J]. J Med Biomech, 2021, 36(2): 177-183.

- [8] BOKTOR JG, POCKETT RD, VERGHESE N. The expandable transforaminal lumbar interbody fusion-Two years follow-up [J]. J Craniovertebr Junction Spine, 2018, 9(1): 50-55.
- [9] YAO YC, CHOU PH, LIN HH, et al. Risk factors of cage subsidence in patients received minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion [J]. Spine, 2020, 45(19): E1279-1285.
- [10] XU K, YU L, WAN J, et al. The influence of the elastic modulus of the plaque in carotid artery on the computed results of FFR (CT) [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2020, 23(5): 201-211.
- [11] MOKAWEM M, KATZOURAKI G, HARMAN CL, et al. Lumbar interbody fusion rates with 3D-printed lamellar titanium cages using a silicate-substituted calcium phosphate bone graft [J]. J Clin Neurosci, 2019, 68: 134-139.
- [12] LODOSO-TORRECILLA I, BEUCKEN JJJP, JANSEN JA. Calcium phosphate cements: Optimization toward biodegradability[J]. Acta Biomater, 2021, 119; 1-12.
- [13] YAO YC, LIN HH, CHOU PH, et al. Differences in the interbody bone graft area and fusion rate between minimally invasive and traditional open transforaminal lumbar interbody fusion: A retrospective short-term image analysis [J]. Eur Spine J, 2019, 28(9): 2095-2102.
- [14] RICHTER RF, AHLFELD T, GELINSKY M, et al. Composites consisting of calcium phosphate cements and mesoporous bioactive glasses as a 3D plottable drug delivery system[J]. Acta Biomater, 2023, 156: 146-157.
- [15] CHEN L, LIU HL, GU Y, et al. Lumbar interbody fusion with porous biphasic calcium phosphate enhanced by recombinant bone morphogenetic protein-2/silk fibroin sustained-released microsphere: An experimental study on sheep model [J]. J Mater Sci Mater Med, 2015, 26(3):126.
- [16] OGINO A, NAKAMICHI M, TAKEDA K, et al. Cranial reconstruction using antibiotic-impregnated calcium phosphate bone cement with a titanium mesh sheet [J]. J Craniofac Surg, 2020, 31(5): 1452-1454.
- [17] HIRASAWA M, MURE H, TOI H, *et al.* Surgical results of lumbar interbody fusion using calcium phosphate cement
 [J]. Neurol Med Chir, 2014, 54(9): 722-726.
- [18] ITO Z, IMAGAMA S, KANEMURA T, et al. Volumetric

change in interbody bone graft after posterior lumbar interbody fusion (PLIF): A prospective study [J]. Eur Spine J, 2014, 23(10); 2144-2149.

- [19] YIN P, ZHANG Y, PAN A, et al. The feasibility for a novel minimally invasive surgery-percutaneous endoscopic transforaminal lumbar interbody fusion (PE-TLIF) for the treatment of lumbar degenerative diseases: A cadaveric experiment [J]. J Orthop Surg Res, 2020, 15(1); 387.
- [20] LI YM, FRISCH RF, HUANG Z, et al. Comparative effectiveness of laterally placed expandable versus static interbody spacers: A 1-year follow-up radiographic and clinical outcomes study [J]. Asian Spine J, 2021, 15(1): 89-96.
- [21] WANG Y, BATTIE MC, VIDEMAN T. A morphological study of lumbar vertebral endplates: Radiographic, visual and digital measurements [J]. Eur Spine J, 2012, 21 (11): 2316-2323.
- [22] BHATIA NN, LEE KH, BUI CN, et al. Biomechanical

evaluation of an expandable cage in single-segment posterior lumbar interbody fusion [J]. Spine, 2012, 37 (2); E79-85.

- [23] MICA MC, VORONOV LI, CARANDANG G, et al. Biomechanics of an expandable lumbar interbody fusion cage deployed through transforaminal approach [J]. Int J Spine Surg, 2018, 12(4): 520-527.
- [24] AMBATI DV, WRIGHT EK, LEHMAN RA, et al. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. Spine J, 2015, 15(8):1812-1822.
- [25] 黄浩瀚,张凯,程晓非,等. 支架-骨粒-可吸收骨水泥式腰 椎间融合术的有限元分析[J]. 医用生物力学,2021,36
 (2):184-188.

HUANG HH, ZHANG K, CHENG XF, *et al.* Finite element analysis of lumbar interbody fusion with stent-bone granuleabsorbable bone cement [J]. J Med Biomech, 2021, 36 (2): 184-188.