

不同骨密度绵羊腰椎模型的椎弓根钉道空间结构及其力学性能

崔 轶, 雷 伟, 刘 达, 吴子祥, 王 军, 严亚波

(第四军医大学西京医院全军骨科研究所 710033 陕西省西安市)

【摘要】目的:应用 MicroCT 研究在不同骨密度(BMD)情况下椎弓根钉道骨小梁及钉道外口皮质骨空间结构与椎弓根螺钉轴向拔出力的关系。**方法:**对 40 个绵羊腰椎标本应用微量注射泵椎体内外盐酸脱钙方法分别建立 4 组不同 BMD 水平的生物力学模型,即 A 组(正常骨质),B 组(骨量减少),C 组(骨质疏松),D 组(严重骨质疏松),生物力学测试各组椎体椎弓根螺钉的最大轴向拔出力(Fmax)。应用 MicroCT 研究各组椎体椎弓根钉道周围骨小梁参数,包括骨小梁厚度(Tb.th)、骨小梁数量(Tb.N)、骨小梁间隙(Tb.sp)、骨体积分数(BV/TV)及钉道外口皮质骨的厚度(Cor.th),统计分析其与椎弓根螺钉轴向拔出力的关系。**结果:**成功建立不同 BMD 下降程度的生物力学模型,B、C、D 组 BMD 下降分别为 19%、28%及 37%。生物力学测试示 B、C、D 组椎体的 Fmax 较 A 组显著下降,且有统计学意义($P<0.05$);B、C、D 组组间椎体 Fmax 随 BMD 下降而下降,各组间具有统计学差异($P<0.05$)。MicroCT 显示各组椎弓根螺钉钉道空间结构参数随 BMD 下降而变化,且各组组间参数随脱钙时间的延长而变化,各组间有统计学意义($P<0.05$)。相关性分析发现钉道骨质空间结构参数(Tb.th、Tb.N、Tb.sp、BV/TV、Cor.th)、BMD、脱钙时间与 Fmax 均存在直线相关关系;多元回归方程($y=1185.658 \times \text{BMD} + 153.535 \times \text{Tb.N} - 247.037 \times \text{Tb.sp}$)可预测椎体椎弓根螺钉的 Fmax。**结论:**椎弓根螺钉的最大轴向拔出力(Fmax)不仅与椎体 BMD 的变化密切相关,亦与椎弓根钉道松质骨及皮质骨空间结构参数密切相关。

【关键词】最大轴向拔出力;骨密度;显微 CT;体外脱矿化椎体模型;骨质疏松

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2010.04.06

中图分类号:R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2010)-04-0281-05

Trabecular and cortical bone structure and biomechanics around pedicle screw in lumbar vertebrae of sheep with different levels of BMD/CUI Yi, LEI Wei, LIU Da, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2010, 20(4): 281~285

【Abstract】 Objective:To investigate trabecular and cortical bone structure and biomechanics around pedicle screw in lumbar vertebrae of sheep with different levels of bone mineral density (BMD). **Method:**The biomechanical model of lumbar vertebrae with different levels of BMD was established by the method of decalcification with infusion pump and divided into four groups, which included group A (normal bone mass), group B (osteopenia), group C (osteoporosis) and group D (severe osteoporosis). Axial pull-out strength test was performed on each group. The trabecular bone and cortical bone around the pedicle screw were harvested for microCT scanning to observe their microstructure parameters (Tb.th, Tb.N, Tb.sp, BV/TV, Cor.th), and to analyze the relationship between them and the maximum axial pull-out force of pedicle screw (Fmax). **Result:** Biomechanical models with different levels of BMD, including osteopenia (BMD decreased 18%), osteoporosis (BMD decreased 28%) and severe osteoporosis (BMD decreased 35%) were established successfully. Biomechanics results showed the maximum force (Fmax) in group B, C and D was significantly lower than that in group A ($P<0.05$) and Fmax in group B, C and D was continuously decreasing with the decrease of BMD ($P<0.05$). MicroCT showed with decline in bone mineral density, parameters including Tb.th, Tb.N, BV/BF and Cor.th in group B, C and D were significantly lower, while Tb.sp was higher ($P<0.05$ for both) compared with group A.

基金项目:国家 863 基金(2007AA02Z468)

第一作者简介:男(1982-),医学硕士,住院医师,研究方向:骨质疏松模型的建立及钉道固化技术的应用

电话:(029)84771011 E-mail:doctorcy1103@yahoo.com.cn

通讯作者:雷伟 E-mail:Leiwei@fmmu.edu.cn

Correlation analysis showed that there existed a linear correlation among microstructure parameters (Tb.th, Tb.N, Tb.sp, BV/TV, Cor.th), BMD, decalcification time and Fmax. Multiple linear regression equation was as follow: $y = 1185.658 \times \text{BMD} + 153.535 \times \text{Tb.N} - 247.037 \times \text{Tb.sp}$, which could be used to evaluate Fmax. **Conclusion:** The maximum pull-out force of pedicle screw is not only closely related to the BMD in lumbar vertebrae, but also closely related to microstructure parameters (Tb.th, Tb.N, Tb.sp, BV/BF, Cor.th) in trabecular bone and cortical bone around pedicle screw.

[Key words] Maximum force; Bone mineral density; MicroCT; In vitro demineralized vertebra model; Osteoporosis; Sheep

[Author's address] PLA Institute of Orthopaedics, Xijing Hospital, the Fourth Military Medical University, Xi'an, 710033, China

椎弓根螺钉的松动和轴向脱出是导致脊柱内固定失败的主要原因,螺钉的松动、脱出与螺钉的拔出力有关,螺钉的拔出力与椎弓根螺钉直径、螺纹设计、骨密度及螺钉的操作技术有关^[1]。大量研究发现表明,骨密度与椎弓根螺钉轴向拔出力成正相关,骨密度的大小直接影响轴向拔出力的大小^[2,3]。同时亦发现椎弓根螺钉的拔出力主要取决于椎弓根^[4]。所以研究椎弓根螺钉周围骨质的微观空间结构及骨密度 (bone mineral density, BMD) 对最大轴向拔出力 (Fmax) 的影响就显得尤为必要。我们已应用微量注射泵向椎体内灌注盐酸及脊柱整体浸泡盐酸脱钙的方法,建立起一种骨质疏松程度可控的生物力学模型,即建立骨量减少、骨质疏松、严重骨质疏松三类不同 BMD 水平的模型标本,并在不同骨密度水平其生物力学亦出现相应下降^[5]。因此,本研究通过建立不同 BMD 水平的绵羊椎体脱矿化生物力学模型,应用 MicroCT 对该模型椎弓根处皮质骨及松质骨的空间结构变化进行研究,探讨钉道周围骨质空间结构变化与椎弓根螺钉力学性能下降之间的关系。

1 材料和方法

1.1 材料和设备

选用 3 ± 0.5 岁新鲜绵羊腰椎 40 个, X 线和骨密度检查均无骨质疏松、先天性畸形、骨折等病变; 去除椎体周围韧带及椎间盘, 分离成单个椎体。分析纯级盐酸 (HCl) 由中科院白银高新技术产业园生产提供, 微量注射泵 (Perfusor/compact, B. BRAUN, GERMANY); 特制的短尾椎弓根螺钉及灌注固定器由山东威高骨科材料有限公司生产提供; Lunar Corp 型双能 X 线吸收 BMD 仪 (Madison, WI, USA); explore Locus SP 型显微 CT (Healthcare, GE, USA); AG-IS 型生物力学测试机

(日本岛津公司生产)。

1.2 不同 BMD 水平生物力学模型的建立

将 40 个新鲜绵羊腰椎标本完全随机分为 4 组, A 组 (正常骨质组, 未脱钙), B 组 (骨量减少组, 2h 脱钙), C (骨质疏松组, 4h 脱钙), D 组 (严重骨质疏松组, 6h 脱钙), 10 个/组。应用微量注射泵椎体内灌注和整个椎体浸泡盐酸的脱钙方法对各组进行相应处理, 建立不同 BMD 下降程度的生物力学模型^[5]。严格操作步骤, 减小组间和组内误差。采用双能 X 线吸收骨密度仪检测 A、B、C、D 组椎体脱钙前后 BMD 的变化。

1.3 轴向拔出力试验

A、B、C、D 各组随机抽取 5 个椎体进行轴向拔出力试验。直视下, 破皮质后经椎弓根中央拧入椎弓根螺钉。然后将椎体安装在自制夹具上, 保持螺钉轴向受力。用日本岛津 AG-IS 系列生物力学测试机, 以 5mm/min 的速度轴向牵拉, 直至螺钉被拉出, 记录各组椎体左、右侧椎弓根的最大轴向拔出力 (Fmax)。实验过程中用生理盐水保持标本处于湿润状态。

1.4 MicroCT 扫描及三维重建

从 A、B、C、D 各组随机抽取 5 个椎体, 用牙科齿锯将椎弓根处骨质修成条柱状, 制成直径为 8~10mm, 长度 25mm 的钉道标本, 分别将标本放入 MicroCT 样本杯中, 在相同的条件下进行三维 CT 扫描重建, 扫描分辨率 14 μm 。扫描结束后, 采用 GE 公司的配套软件分析椎弓根处骨小梁三维微观结构并采集骨小梁的空间结构参数: (1) 骨小梁厚度 (trabecular thickness, Tb.th), 是指骨小梁的平均厚度, 单位是 mm, 发生骨质疏松时, Tb.Th 值减小; (2) 骨小梁数量 (trabecular number, Tb.N), 是指给定长度内骨组织与非骨组织的交点数量, 单位是 1/mm, 可理解为每毫米距离内有多少

数量的骨小梁,发生骨质疏松时,Tb.N 的值减小;(3)骨小梁分离度(trabecular separation,Tb.Sp),是指骨小梁之间的髓腔平均宽度,单位是 mm,Tb.Sp 增加,提示骨吸收增加,可能发生骨质疏松;(4)相对骨体积或骨体积分数(bone volume to tissue volume),即骨小梁的体积(BV)除以 ROI(感兴趣区)的体积(TV),以%表示。同时行三维重建钉道外口皮质骨,观测各组间形态变化,用软件手动工具测量钉道外口皮质骨厚度(Cor.th),以 mm 表示。选取距钉道外口皮质骨 3mm 处同样体积的感兴趣区(ROI)进行骨小梁结构分析;选取位于钉道外口及其周围相同体积的感兴趣区(ROI)进行骨皮质三维重建,同时应用软件手动测量皮质骨厚度,在皮质骨矢状位纵方向取 8 个层面,每层横向选取高中低 3 种厚度的数值,以单侧椎弓根的平均值为测量结果。

1.5 统计学处理

测定指标采用均数 $\pm$ 标准差表示($\bar{x}\pm s$),组间差异采用 SPSS 13.0 行完全随机设计的方差分析,选用 $P<0.05$ 为统计学显著性界值。将所有 MicroCT 分析指标与 $F_{\max}$ 做直线相关分析和多元回归分析,求出 Person 相关系数和多元回归方程。

2 结果

见表 1。统计学分析结果显示:经过不同时间的脱钙处理后,B、C、D 各组 BMD 自身前后比较具有统计学意义($P<0.05$)。轴向拔出力试验显示 B、C、D 组的 $F_{\max}$ 较 A 组显著下降($P<0.05$),同时 B、C、D 各组间的 $F_{\max}$ 随 BMD 降低而下降,

各组间比较有显著性差异($P<0.05$)。通过 MicroCT 对实验各组椎体椎弓根钉道周围骨小梁及皮质骨的空间结构分析发现,A、B、C、D 各组 Tb.Th、Tb.N、BV/TV 随 BMD 降低而显著下降,Tb.Sp 随 BMD 下降而增宽,各组间比较有显著性差异($P<0.05$)。在相同条件下,各组骨小梁三维重建图像可以直观地显示:B、C、D 各组椎弓根处钉道骨小梁较 A 组骨小梁间距增宽,孔隙率增加、骨小梁部分连接中断,且随着骨密度的下降,B、C、D 各组组间骨小梁间距依次增宽、孔隙率依次增大,骨小梁连接程度亦依次下降(图 1);B、C、D 组皮质骨厚度、粗细程度均明显低于 A 组,同时 B、C、D 组钉道外口处骨质的完整性明显要差于 A 组,B、C、D 各组间的空间结构随 BMD 的下降而变化(图 2)。将所有的参数与 $F_{\max}$ 进行直线相关分析,Tb.th、Tb.N、Tb.sp、BVF、Cor.th、BMD、脱钙时间的 Pearson 相关系数分别为 0.950、0.972、-0.957、0.907、0.931、0.985、-0.962。将钉道周围松质骨及皮质骨的空间参数与 $F_{\max}$ 进行多元回归分析得出回归方程: $y=1185.658\times BMD+153.535\times Tb.N-247.037\times Tb.sp$ 。因此,椎弓根钉道周围骨质微观结构的变化与 $F_{\max}$ 的下降有着密切的关系,且通过 BMD 及钉道骨质空间结构参数可以推测 $F_{\max}$ 的大小。

3 讨论

3.1 不同 BMD 水平生物力学模型的建立

目前针对不同 BMD 程度的生物力学模型已有相关研究^[6-9];张智海等^[8]用注射器向绵羊椎体内注射 EDTA 及 HCl,并将椎体前壁浸泡在液体

表 1 各组脱钙时间、BMD、BMD 下降率、 $F_{\max}$ 及钉道周围骨质空间结构参数测量结果 ($n=10, \bar{x}\pm s$)

	A组	B组	C组	D组
脱钙时间(h)	0	2	4	6
脱钙前 BMD(g/cm ²)	0.98 $\pm$ 0.03	0.97 $\pm$ 0.02 ^①	0.96 $\pm$ 0.01 ^{①②}	0.97 $\pm$ 0.01 ^{①②③}
脱钙后 BMD(g/cm ²)	0.98 $\pm$ 0.03	0.79 $\pm$ 0.03 ^{④⑤}	0.69 $\pm$ 0.02 ^{④⑤⑥}	0.61 $\pm$ 0.02 ^{④⑤⑥⑦}
BMD下降率(%)	0	19 $\pm$ 2 ^⑤	28 $\pm$ 2 ^{⑤⑥}	37 $\pm$ 2 ^{⑤⑥⑦}
$F_{\max}$ (N)	1014.58 $\pm$ 70.51	556.88 $\pm$ 42.27 ^⑤	400.66 $\pm$ 40.25 ^{⑤⑥}	180.33 $\pm$ 20.18 ^{⑤⑥⑦}
Tb.th(mm)	0.34 $\pm$ 0.01	0.26 $\pm$ 0.01 ^⑤	0.16 $\pm$ 0.01 ^{⑤⑥}	0.12 $\pm$ 0.01 ^{⑤⑥⑦}
Tb.N(1/mm)	2.14 $\pm$ 0.05	1.11 $\pm$ 0.09 ^⑤	0.93 $\pm$ 0.05 ^{⑤⑥}	0.65 $\pm$ 0.03 ^{⑤⑥⑦}
Tb.sp(mm)	0.34 $\pm$ 0.02	0.72 $\pm$ 0.03 ^⑤	0.91 $\pm$ 0.03 ^{⑤⑥}	1.35 $\pm$ 0.02 ^{⑤⑥⑦}
BV/TV(%)	29 $\pm$ 1	25 $\pm$ 1 ^⑤	16 $\pm$ 1 ^{⑤⑥}	10 $\pm$ 1 ^{⑤⑥⑦}
Cor.th(mm)	0.96 $\pm$ 0.02	0.80 $\pm$ 0.04 ^⑤	0.64 $\pm$ 0.05 ^{⑤⑥}	0.43 $\pm$ 0.03 ^{⑤⑥⑦}

注:①与 A 组比较 $P>0.05$,②与 B 组比较 $P>0.05$,③与 C 组比较 $P>0.05$,④与同组脱钙前比较 $P<0.05$,⑤与 A 组比较 $P<0.05$,⑥与 B 组比较 $P<0.05$,⑦与 C 组比较 $P<0.05$

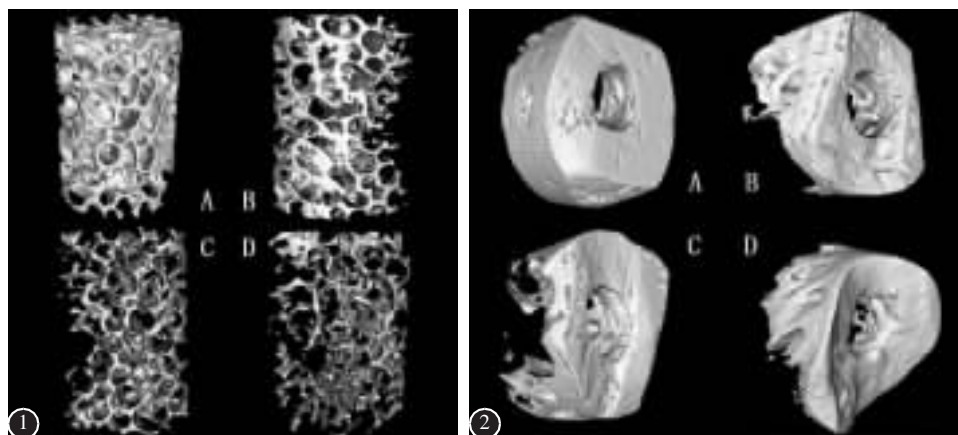


图 1 A、B、C、D 各组椎体椎弓根钉道骨小梁三维重建图像示随着骨密度的下降, A、B、C、D 各组组间骨小梁间距依次增宽、孔隙率依次增大, 骨小梁连接程度依次下降 图 2 A、B、C、D 各组椎体椎弓根钉道外口皮质骨三维重建图像示各组间的空间结构随 BMD 的下降而变, B、C、D 组皮质骨厚度、粗细程度均明显低于 A 组, 同时 B、C、D 组钉道外口处骨质的完整性明显要差于 A 组(图中圆形结构为椎弓根钉道外口)

中的方法, 通过 5d 脱钙初步建立了骨质疏松压缩骨折模型。杨彬奎等^[9]利用乙二胺四乙酸二钠(EDTA- Na_2)对新鲜小牛脊柱进行整体浸泡辅以经椎弓根注射器注射脱钙的方法, 3~4 周内可建立牛椎体骨质疏松模型。但是上述方法的可控性差, 整个脱钙过程完全手工操作, 误差较大, 无法建立骨质疏松程度可控、精确的力学模型。

本课题组采用自行设计灌注固定器与精密注射泵, 可定量、可控的对标本进行脱钙处理, 从而建立起不同 BMD 水平的生物力学模型。本研究的灌注固定器由套筒和内芯两部分组成。套筒的前端为一带侧孔的空心圆柱体; 长度为 20mm, 外径为 2.0mm, 侧孔的孔径为 1.0mm。该设计保证了当脱钙液经灌注器流入椎体时, 其液体大部分经灌注器末端中空管道直接流入椎体内, 少量经侧孔先流至椎弓根再流入椎体或经滋养孔等流出, 使得整个椎体内外能够达到同步均匀脱钙。通过此方法可分度建立不同骨密度程度的生物力学模型, 即骨量减少(BMD 下降 19%), 骨质疏松(BMD 下降 28%), 严重骨质疏松(BMD 下降 37%)。为在不同骨密度情况下, 研究 $F_{\max}$ 与椎弓根螺钉周围骨质的空间结构之间的关系提供了很好的研究模型。

3.2 椎弓根螺钉周围松质骨对 $F_{\max}$ 力学变化的影响

研究表明, 骨质疏松椎体椎弓根的中心骨小梁、中层的皮质下骨, 以及外层骨皮质的 BMD 较正常明显下降, 大约 80% 的椎弓根硬度和 60% 的

拔出力是由椎弓根决定而非椎体决定^[9]。因此, 骨质疏松情况下椎弓根螺钉周围的松质骨对螺钉的拔出力有着重要的影响。

本实验中, 脱钙液主要与骨质中的羟基磷灰石发生反应, 使得骨质中矿物质不断丢失, B、C、D 组 BMD 分别较自身脱钙前下降 19%、28%、37%。轴向拔出力亦较 A 组显著下降, 分别下降 500N、600N、800N; 较 A 组力学下降比率为 50%、60%、80%。骨组织抵抗机械强度及骨折的力学性能, 不仅取决于骨组织的数量, 而且取决于骨组织的质量^[10]。骨质的数量在一定程度上可通过使用双能 X 线骨吸收仪检测 BMD 来进行评估, 然而 BMD 并不能准确地预测骨强度, BMD 仅仅是影响骨强度的一个主要参数, 而骨小梁的三维空间结构等对骨强度也有重要的作用^[10]。根据椎弓根螺钉周围松质骨的空间结构分析, 可见随着骨密度的下降, 松质骨的 Tb.Th、Tb.N、BV/TV 逐步下降, Tb.Sp 逐步增宽。宏观上观察骨小梁交联程度下降, 部分骨小梁中断; 杆状程度下降, 骨小梁变薄, 骨小梁间隙增宽, 孔隙率增加。简言之随着 BMD 下降, 螺钉周围骨小梁越来越稀疏, 螺钉周围骨小梁密度降低, 螺钉与松质骨界面之间的摩擦力减小, 导致 $F_{\max}$ 显著下降。通过直线相关分析, 上述空间结构参数与 $F_{\max}$ 均存在直线相关关系, 其回归方程为: $y = 1185.658 \times \text{BMD} + 153.535 \times \text{Tb.N} - 247.037 \times \text{Tb.sp}$ 。因此, 椎弓根螺钉 $F_{\max}$ 与椎体 BMD 及椎弓根钉道周围松质骨空间结构参数的变化关系密切。

3.3 椎弓根螺钉钉道外口皮质骨对 Fmax 力学变化的影响

椎弓根螺钉技术在临床的应用中发现钉道外口皮质骨破裂,椎弓根螺钉的固定强度明显下降。唐杞衡等^[11]研究发现,当椎弓根螺钉置入椎弓根后,椎弓根螺钉切入周围皮质骨越多其固定强度越大,说明椎弓根螺钉周围皮质骨对螺钉的固定强度有重要的意义。本实验通过 MicroCT 观察, B、C、D 组皮质骨厚度较 A 组显著下降,分别下降约 0.15mm、0.3mm、0.5mm;而 B、C、D 组轴向拔出亦较 A 组显著下降,分别下降 500N、600N、800N,较 A 组下降比率为 50%、60%、80%。表明当螺钉完全拧入椎弓根后,在螺钉周围包围着的皮质骨部分厚度分别为 0.96mm、0.80mm、0.64mm、0.43mm,呈逐步下降趋势,螺钉的固定强度亦不断下降。说明椎弓根螺钉嵌入皮质骨的长度越深,螺钉的固定强度越大。由于皮质骨质量及密度显著高于松质骨,椎弓根螺钉把持椎弓根皮质骨量及密度越大,螺钉的固定强度越好,即 Fmax 越大。

目前临床上针对骨质疏松情况下提高椎弓根螺钉固定强度的方法,主要包括有两种:螺钉设计的改进^[12-14]以及钉道强化技术的应用^[15,16]。因此,根据本实验的研究结果,在不引起相关并发症的情况下,改进的椎弓根螺钉应增加螺钉切入骨质的深度;椎弓根钉道固化应强化钉道周壁的松质骨与皮质骨。这样可有效提高骨质疏松情况下螺钉的固定强度。

综上所述,尽管本实验的生物力学模型并不能完全模拟生理性的骨质疏松,但是对该模型的力学研究亦可发现:椎弓根螺钉的最大轴向拔出(Fmax)不仅与椎体 BMD 的变化密切相关,亦与椎弓根钉道松质骨与皮质骨空间结构参数密切相关。

4 参考文献

1. 王广积,林明侠,沈宁江,等.影响椎弓根螺钉拔出力的相关因素[J].中国组织工程研究与临床康复,2008,12(35):6919-6922.
2. Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, et al. Effects of bone

mineral density on pedicle screw fixation [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1994, 19(21):2415-2420.

3. 王正,沈国平,陈伟兵,等.椎弓根螺钉内固定稳定性的生物力学分析(英文)[J].中国临床康复,2004,8(14):2755-2757.
4. Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1997, 22(21):2504-2510.
5. 崔轶,雷伟,吴子祥,等.绵羊椎体骨质疏松性生物力学模型的快速建立[J].中国骨质疏松杂志,2010,16(1):13-19.
6. 杨彬奎,雷伟,王军,等.小牛椎体骨质疏松模型的快速建立[J].第四军医大学学报,2008,29(12):1061-1063.
7. 张智海,沈建雄,吴志宏,等.骨质疏松性椎体压缩骨折动物模型短期制备方法初探[J].美国国际创伤杂志,2003,2(2):14-16.
8. 张智海,沈建雄,吴志宏,等.快速制备骨质疏松性椎体压缩骨折动物模型研究[J].中国骨质疏松杂志,2005,11(1):19-21.
9. Akbay A, Bozkurt G, Ilgaz O, et al. A demineralized calf vertebra model as an alternative to classic osteoporotic vertebra models for pedicle screw pullout studies[J]. Eur Spine J, 2008, 17(3):468-473.
10. Viguet-Carrin S, Garnero P, Delmas PD. The role of collagen in bone strength[J]. Osteoporos Int, 2006, 17(3):319-336.
11. 唐杞衡,陈建海,姜保国,等.椎弓根螺钉把持椎弓根皮质骨对其固定强度的影响[J].中国脊柱脊髓杂志,2005,15(7):429-432.
12. Burval DJ, McLain RF, Milks R, et al. Primary pedicle screw augmentation in osteoporotic lumbar vertebrae: biomechanical analysis of pedicle fixation strength[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2007, 32(10):1077-1083.
13. Cook SD, Salkeld SL, Stanley T, et al. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone[J]. Spine J, 2004, 14(4):402-408.
14. 万世勇,雷伟,吴子祥,等.膨胀式椎弓根螺钉在骨质疏松绵羊体内界面的观察研究[J].中国骨质疏松杂志,2007,13(11):769-772.
15. Frankel BM, Jones T, Wang C. Segmental polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw fixation in patients with bone softening caused by osteoporosis and metastatic tumor involvement: a clinical evaluation [J]. Neurosurgery, 2007, 61(3):531-538.
16. Fransen P. Increasing pedicle screw anchoring in the osteoporotic spine by cement injection through the implant: technical note and report of three cases [J]. J Neurosurg Spine, 2007, 7(3):366-369.

(收稿日期:2009-11-23 修回日期:2010-01-04)

(英文编审 蒋欣/郭万首)

(本文编辑 彭向峰)