

文章编号: 1004-7220(2024)01-0091-07

新型变径全皮质骨螺纹螺钉设计以及在腰椎改良皮质骨轨迹的应用

张治豪¹, 居来提·买提肉孜¹, 张连鹏¹, 肖扬², 阿卜杜萨拉木·托合提², 帕尔哈提·热西提²
(1. 新疆大学 智能制造现代化产业学院, 乌鲁木齐 830017; 2. 新疆医科大学第一附属医院 脊柱外科, 乌鲁木齐 830054)

摘要: **目的** 设计一款用于改良皮质骨轨迹(modified cortical bone trajectory, MCBT)置钉技术的新型变径全皮质骨螺纹螺钉,验证新型变径全皮质骨螺纹螺钉在 MCBT 技术中的力学特性。**方法** 根据 MCBT 技术,设计螺钉的螺距为 2 mm,全长 45 mm,粗杆部分直径恒定 5.5 mm,细杆部分直径为 4.0~4.5 mm 变径,粗杆和细杆连接的变径位置长度为 2 mm。从变径位置、螺纹深度、螺纹类型 3 个方面设置参数,开展三因素三水平 L9 正交试验,并建立螺钉模型。基于有限元方法对设计的螺钉进行扭转、弯曲和拔出力计算,对结果进行极差分析并确定螺钉模型。建立骨质疏松标本 L4 椎体三维模型,并按照 MCBT 技术置钉。比较新型变径全皮质骨螺纹螺钉和常规非变径全皮质骨螺纹螺钉抗拔出力。**结果** 通过极差分析,得出螺钉 6(变径位置距离螺钉头部 24 mm,螺纹深度 0.7 mm,螺纹类型为 45°对称螺纹)为最优螺钉。在抗拔出力方面,第 6 款变径全皮质骨螺纹螺钉比 4.5 mm 常规非变径全皮质骨螺纹螺钉提高 13.1%,与 5.5 mm 常规非变径全皮质骨螺纹螺钉相比不具有统计学差异。**结论** 螺钉变径位置对螺钉拔出力影响最小,螺纹类型对拔出力影响最大,螺纹深度对扭转、弯曲影响最大。与常规非变径全皮质骨螺纹螺钉相比,变径全皮质骨螺纹螺钉前端较细,可避免进钉点发生劈裂;螺钉后端直径较粗,具有较好的抗拔出性能。研究结果为 MCBT 技术的临床应用提供新的理论基础。

关键词: 腰椎;改良皮质骨轨迹;螺钉设计;骨质疏松

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.013

Design of a Novel Variable-Diameter Cortical Threaded Screw and its Application in Improving Cortical Bone Trajectory in Lumbar Spine

ZHANG Zhihao¹, Julaiti · MAITIROUZI¹, ZHANG Lianpeng¹, XIAO Yang²,
Abodusalamu · TUOHETI², Paerhati · REXITI²

(1. College of Intelligent Manufacturing, Xinjiang University, Urumqi 830017, China; 2. Department of Spine Surgery, the First Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, China)

Abstract: **Objective** A novel variable-diameter cortical threaded screw used in a modified cortical bone trajectory (MCBT) was designed to verify its mechanical properties using the MCBT technique. **Methods** According to MCBT technology, the screw pitch was fixed at 2 mm, the total length was 45 mm, the diameter of the thick rod was 5.5 mm, the diameter of the thin rod was 4.0–4.5 mm, and the length of variable-diameter position connecting the thick rod and the thin rod was 2 mm. The parameters were set based on three aspects: variable-diameter position, thread depth, and thread type. Three-factor and three-level L9 tests were conducted and

收稿日期: 2023-05-31; 修回日期: 2023-06-24

基金项目: 中国医学科学院第三届中国健康长寿创新大赛项目资助项目(2022-JKCS-19)

通信作者: 居来提·买提肉孜, 副教授, 硕士生导师, E-mail: jurat@xju.edu.cn

screw models were established. The torsion and the bending and pull-out force of the designed screws were calculated based on the finite element method, the results were analyzed using range analysis, and then the screw models were determined. The three-dimensional (3D) model of L4 vertebral body in osteoporosis specimens was established and screws were placed according to the MCBT technique. The pull-out force of the novel variable-diameter cortical threaded screw was compared with that of a conventional non-variable-diameter cortical threaded screw. **Results** Range analysis showed that screw No. 6 (variable-diameter position; 24 mm from the screw head, thread depth: 0.7 mm, 45° symmetrical thread) was the optimal screw. The anti-pull-out force of the No. 6 variable-diameter cortical threaded screw was 13.1% higher than that of the 4.5 mm conventional non-variable-diameter cortical threaded screw, and no statistical difference in anti-pull-out force was found between the No. 6 variable-diameter cortical threaded screw and the 5.5 mm conventional non-variable-diameter cortical threaded screw. **Conclusions** The variable-diameter position has the smallest influence on pull-out force of the screw, the thread type has the largest influence on pull-out force, and the thread depth has the largest influence on torsion and bending. Compared with that of the conventional non-variable-diameter cortical threaded screw, the variable-diameter cortical threaded screw had a smaller front end, which prevented splitting at the entrance point of the screw. The screw has a large diameter at rear end, thereby showing improved pull-out performance. The results provide a new theoretical basis for the clinical application of MCBT technology.

Key words: lumbar spine; modified cortical bone trajectory (MCBT); screw design; osteoporosis

骨质疏松患者的骨密度降低,皮质骨含量减少,骨骼中空隙增加导致螺钉把持力不够,容易引起螺钉松动^[1-3]。为了使骨质疏松患者术后内固定系统更加稳定,国内外研究者通过改变钉道、使用骨水泥强化螺钉来提高螺钉的把持力,以增强螺钉的稳定性^[4-5]。Santoni 等^[6]提出了皮质骨轨迹(cortical bone trajectory, CBT)置钉技术。相比传统轨迹(traditional trajectory, TT)椎弓根螺钉内固定技术, CBT 特殊的钉道绝大部分由皮质骨构成,拥有更好的力学稳定性和固定强度^[7-9]。但 CBT 也有其不足之处,置钉点容易出现骨皮质劈裂,螺钉长度较短,螺钉尖部容易在髓核所对应的上终板位置处突出而导致其损伤^[10-11]。在 CBT 技术中,钉道路径没有充分地利用椎弓根内侧壁的皮质骨以及椎体上终板的皮质骨,导致螺钉的抗拔出力量不足,在一定程度上影响了内固定系统的生物力学性能。为了使腰椎内固定技术更加稳固,王轶希等^[12]在 CBT 技术基础上提出了改良皮质骨轨迹(modified cortical bone trajectory, MCBT)置钉技术。

由于 MCBT 技术螺钉置钉点和置钉轨迹的特殊性,传统非变径椎弓根螺钉不能满足 MCBT 内固定系统的力学标准,螺钉太细不能满足固定性能,螺钉太粗易在置钉时引起骨皮质的劈裂,在一定程度上影响腰椎融合手术的生物力学性能。因此,需

要设计一款新型变径全皮质骨螺纹螺钉,以适用于 MCBT 技术,使其能够更好发挥出优势。

本文采用有限元方法,对新型变径全皮质骨螺纹螺钉的扭转、弯曲、拔出进行数值模拟。通过正交试验和极差分析^[13],对新型变径全皮质骨螺纹螺钉的变径位置、螺纹深度以及螺纹类型参数进行研究,分析各因素对螺钉性能的影响,并确定螺钉的最佳参数。同时,本文对设计出的螺钉和常规非变径全皮质骨螺纹螺钉进行抗拔出力量^[14]比较,为 MCBT 技术的临床应用提供理论基础。

1 材料与方 法

1.1 前期准备

选取骨质疏松标本 3 例,2 男 1 女,利用双源 64 排螺旋 CT 机(Siemens 公司,德国)对骨质疏松标本腰椎 L1~5 进行扫描,层厚 0.25 mm,图像数据保存为 DICOM 格式。腰椎骨密度检测骨质疏松骨密度检测结果为骨质疏松腰椎(骨密度 T 值 $<-0.25SD$)。

1.2 模型建立

1.2.1 腰椎模型建立 在 Mimics 中对腰椎 DICOM 数据进行提取,生成腰椎骨 3D 模型,提取 L4 椎体模型导入 Geomagic 进行模型修改,并生成实体皮质骨模型。已知大部分正常人体腰椎皮质骨平均厚度为 0.73 mm;而对于骨质疏松患者,其椎体退化,皮质骨

含量减少。本文设置皮质骨厚度为 0.6 mm,其余为松质骨。皮质骨、松质骨、螺钉弹性模量分别为 8.04 GPa、34 MPa、120 GPa,泊松比均为 0.3^[15]。

1.2.2 螺钉模型建立与螺钉钉道 使用 SolidWorks 2021 对螺钉进行建模(见图 1)。常规非变径全皮质骨螺纹螺钉采用尺寸 4.5 mm×45 mm 和 5.5 mm×45 mm 两款螺钉,在 SolidWorks 2021 中使螺钉与腰椎模型,按照 MCBT 置钉轨迹进行结合。MCBT 技术比 CBT 技术进钉点内移 2~3 mm,头倾角为 20°~25°,外倾角为 22°^[16]。将配置好腰椎模型后导入 ANSYS 进行网格划分和仿真分析。

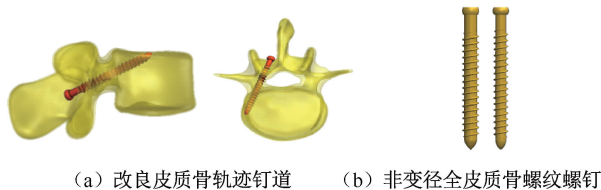


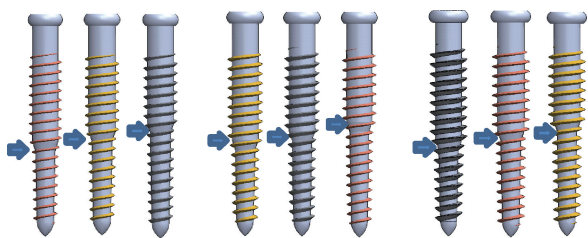
图 1 MCBT 钉道和螺纹螺钉模型

Fig.1 Model of MCBT nail way and threaded screws

(a) MCBT nail way, (b) Non-variable-diameter cortical threaded screws

1.3 变径全皮质骨螺纹螺钉模型的设计与建立

MCBT 钉道全长 40 mm,椎体内占据 20~24 mm,椎弓根和椎板长度为 16~20 mm。由于椎体内松质骨含量居多,受力主要集中在皮质骨含量较高的椎弓根内,故变径位置设计为距离螺钉头部 20、22、24 mm。根据国家标准 YY 0018—2016 中选取螺纹深度 0.6、0.7、0.8 mm。螺纹类型选取 45°对称、60°对称和非对称螺纹(见图 2)。根据以上所选结果,建立三因素三水平正交试验表(见表 1)。设



(a) 0.6 mm 螺纹深度 (b) 0.7 mm 螺纹深度 (c) 0.8 mm 螺纹深度

图 2 变径全皮质骨螺纹螺钉模型

Fig.2 Variable-diameter cortical threaded screw models

(a) The thread depth is 0.6 mm, (b) The thread depth is 0.7 mm, (c) The thread depth is 0.8 mm

注:箭头所指位置为螺钉变径位置。红色为 45°对称螺纹,黄色为 60°对称螺纹,黑色为不对称螺纹。

计螺钉的螺距为固定值 2 mm,全长 45 mm,粗杆部分直径恒定 5.5 mm,细杆部分直径为 4.0~4.5 mm 变径,粗杆和细杆连接的变径位置长度为 2 mm。

表 1 螺钉结构参数正交实验设计

Tab.1 Design for orthogonal experiment of screw structure parameters

组别	d /mm	l /mm	螺纹类型
1	0.6	20	45°对称
2	0.6	22	60°对称
3	0.6	24	不对称
4	0.7	20	60°对称
5	0.7	22	不对称
6	0.7	24	45°对称
7	0.8	20	不对称
8	0.8	22	45°对称
9	0.8	24	60°对称

注: d 为螺纹深度; l 为距离螺钉头部的变径位置。

1.4 评价指标

1.4.1 边界和载荷条件设置 设置皮质骨与螺钉、松质骨与螺钉为摩擦接触,摩擦因数为 0.1。皮质骨与松质骨区域为绑定接触。在 ANSYS 中网格划分的尺寸均为 1 mm。

1.4.2 螺钉抗拔出出力 固定腰椎上下终板,在螺钉尾部施加轴向拔出出力,从有限元分析的结果中找到腰椎的等效应力。直到腰椎等效应力等于腰椎的最大屈服应力 $[(99.41 \pm 4.14) \text{ MPa}]^{[17]}$ 时,所记录的拔出出力为最大拔出出力。

1.4.3 变径全皮质骨螺纹螺钉弯曲性能 施加边界条件,固定螺钉尾部,在螺钉头部施加垂直螺钉的 1 mm 位移载荷。通过探针得到此位移作用下螺钉承受的弯曲载荷。

1.4.4 变径全皮质骨螺纹螺钉的扭转性能 施加边界条件,固定螺钉的头部,在螺钉的尾部曲面上施加扭转角。扭转角为 6°。通过探针得到扭转角对应的扭矩。

1.4.5 变径全皮质骨螺纹螺钉的抗拔出出力性能 建立 1 个长 50 mm、宽和高均为 10 mm 的简易测试块,测试块选取的材料为高密度泡沫^[18-19],密度为 0.32 g/cm³、泊松比为 0.2、弹性模量为 267 MPa,屈服应力为 5.9 MPa。将变径全皮质骨螺纹螺钉插入测试块中进行模拟拔出力的分析。变径全皮质骨螺纹螺钉与测试块的接触设置为摩擦接触,摩擦因数为 0.2。在测试块的右边施加固定载荷,变径全

皮质骨螺纹螺钉头部施加 0.05 mm 位移载荷^[20]。通过探针得到此位移作用下变径全皮质骨螺纹螺钉的轴向拔出力。

1.5 统计学分析

使用 SPSS 26.0 软件进行统计学分析, 计量资料用(平均数±标准差)表示。采用独立样本 *t* 检验比较螺钉抗拔出力之间的差异, 检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 模型验证

选用 TT 技术来进行模型验证。建立 TT 所需要的双螺纹螺钉, 螺钉尺寸为 6.0 mm×45 mm。皮质骨螺纹长度为 20 mm, 螺距为 1.5 mm; 松质骨螺纹长度为 20 mm, 螺距为 3 mm(见图 3)。按照 TT 技术进行置钉, 有限元结果显示, 拔出力为(800.4±67.1) N, 而实验获得的拔出力为(751.5±251.37) N^[21]、(839.12±160.93) N^[22]、(900±64) N^[23]。本研究与文献实验数据对比结果差异不大, 验证了本文腰椎建模的有效性。

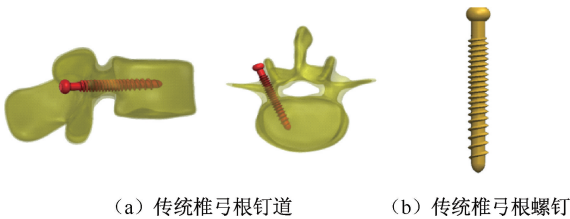


图 3 TT 钉道和螺钉

Fig. 3 TT nails way and screw (a) Traditional pedicle nail way, (b) Traditional pedicle screw

2.2 变径全皮质骨螺纹螺钉弯曲、扭转、拔出力结果

根据有限元分析结果, 在弯曲模拟中最大的弯曲载荷是第 2 组, 最小的是第 9 组。在扭转模拟中所需最大的扭矩是第 1 组, 最小的是第 8 组。抗拔出力模拟中最大拔出力为第 8 组, 最小的是第 7 组。

2.3 对变径全皮质骨螺纹螺钉有限元分析结果进行极差分析

对变径全皮质骨螺纹螺钉的有限元分析结果进行整理(见表 2), 并按照正交试验极差分析法对正交实验结果进行极差分析(见表 3)。结果显示: $R(C) > R(A) > R(B)$, 表明对拔出力的影响程度依次为: 螺纹类型 > 螺纹深度 > 变径位置; $R(A) > R(B) >$

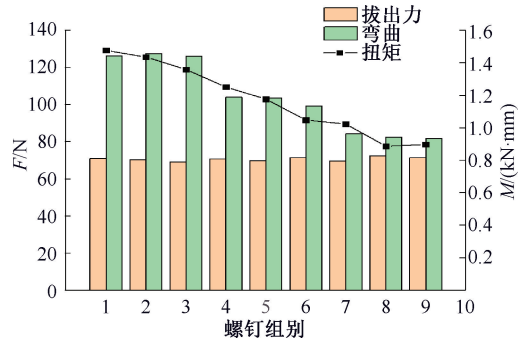


图 4 变径全皮质骨螺纹螺钉弯曲、扭转、拔出力结果

Fig. 4 Bending, torsional and pull-out results of variable-diameter cortical threaded screw

$R(C)$, 表明对弯曲性能的影响程度依次为: 螺纹深度 > 变径位置 > 螺纹类型; $R(A) > R(B) > R(C)$, 表明对扭转性能的影响程度依次为: 螺纹深度 > 变径位置 > 螺纹类型。由此可得, 螺钉的螺纹类型选取 45° 对称三角形螺纹。螺纹深度选取更为适中的 0.7 mm, 此螺纹深度兼顾良好的拔出、弯曲和扭转性能。变径位置选取距离螺钉头部 24 mm 处的位置, 符合此要求的是第 6 个螺钉。

表 2 总体正交实验结果

Tab. 2 Results of population orthogonal experiment

实验组别	拔出力/N	扭矩/(N·mm)	弯曲载荷/N
1	70.895	1 477.60	126.340
2	70.405	1 436.60	127.450
3	69.165	1 360.10	126.070
4	70.862	1 251.40	103.980
5	69.825	1 177.50	103.490
6	71.446	1 048.20	99.311
7	69.665	1 023.90	84.303
8	72.430	887.32	82.603
9	71.327	897.99	81.751

2.4 新型变径全皮质骨螺纹螺钉与常规非变径全皮质骨螺纹螺钉拔出力比较

2.4.1 拔出力对比 新型变径全皮质骨螺纹螺钉的拔出力为(1 443±92.6) N, 4.5 mm 全皮质骨螺纹螺钉拔出力为(1 275.3±38.7) N, 5.5 mm 全皮质骨螺纹螺钉拔出力为(1 450±60.6) N。相比 4.5 mm 全皮质骨螺纹螺钉, 新型变径全皮质骨螺纹螺钉抗拔出力提高 13.1%, 差异具有统计学意义($t=-2.892$, $P=0.044$)。新型变径全皮质骨螺纹螺钉与 5.5 mm 全皮质骨螺纹螺钉的抗拔出力之间比较, 不具有统计学显著性差异($t=0.109$, $P=0.918$)。

表3 极差结果

Tab.3 Range results

因素	拔出力计算极差结果			弯曲计算极差结果			扭矩计算极差结果		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
K_1	210.47	211.42	214.79	379.86	314.62	308.25	4 274.3	3 752.9	3 413.1
K_2	212.13	212.66	212.59	306.78	313.54	313.18	3 477.1	3 501.4	3 586.0
K_3	213.42	211.96	208.65	248.66	307.13	313.86	2 809.2	3 306.3	3 561.5
\bar{K}_1	70.16	70.47	71.60	126.62	104.87	102.75	1 424.8	1 251.0	1 137.7
\bar{K}_2	70.71	70.89	70.86	102.26	104.51	104.39	1 159.0	1 167.1	1 195.3
\bar{K}_3	71.14	70.65	69.55	82.89	102.38	104.62	936.4	1 102.1	1 187.2
优水平	A ₃	B ₂	C ₁	A ₁	B ₁	C ₃	A ₁	B ₁	C ₂
R	0.98	0.42	2.05	43.73	2.49	1.87	488.4	148.9	57.6

注:A为螺钉螺纹深度,B为变径位置,C为螺纹类型。

2.4.2 受拔出力时腰椎应力云图对比 结果显示,应力主要集中在皮质骨区域,松质骨区域应力小于10 MPa。变径全皮质骨螺纹螺钉和5.5 mm常规非变径全皮质骨螺纹螺钉的腰椎应力主要集中

在终板与椎弓根相接的位置。4.5 mm非变径全皮质骨螺纹螺钉的腰椎应力云图显示,终板和椎弓根连接处也有应力集中,最大应力集中在钉道(见图5)。

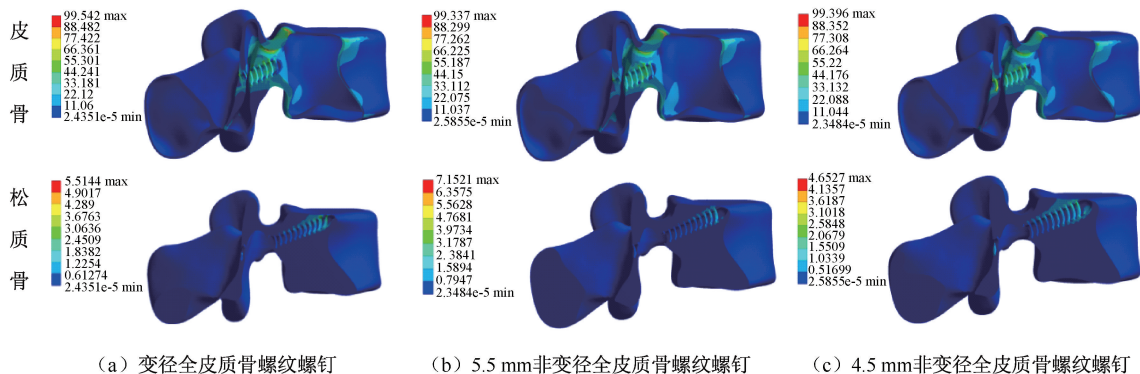


图5 腰椎受拔出力应力云图

Fig.5 Stress nephogram for pull-out force of the lumbar spine (a) Variable-diameter cortical threaded screw, (b) 5.5 mm non-variable-diameter cortical threaded screw, (c) 4.5 mm non-variable-diameter cortical threaded screw

3 讨论

3.1 MCBT 置钉技术的特点

基于CBT存在的问题,MCBT技术被提出^[12]。与CBT技术相比,MCBT的置钉点向中线方向移动2.0~3.0 mm,其置钉点周围骨质厚度大于CBT置钉点,同时增加了椎弓根内侧壁间的皮质骨接触,避免螺钉尾部与关节突关节发生接触而使关节突损坏^[16]。此外,通过增加进钉方向的外展角度(增加与椎弓根内侧壁及椎体上终板外侧缘之间的接触),及减少头倾角度(增加与椎弓根下壁之间的接触),进一步提高抗拔出力。Matsukawa等^[24]研究发现,螺钉与椎板接触充分和椎体内足够的螺钉长

度对固定起重要作用。MCBT的螺钉长度长更容易满足椎板接触充分和椎体内足够的螺钉长度。在微创手术方面,Rexiti等^[25]研究发现,在CBT方法中,为找到置钉点,需要识别横突下缘下方1 mm部位的x轴,这暴露了靠近椎间孔的整个横突下缘,从而增加手术侵袭性。MCBT技术置钉点参照腰椎峡部切点为基准点。腰椎峡部两侧的切向点基本在同一直线上。该方法不需要扩大手术过程中的手术暴露量,从而保护椎旁肌,减少软组织损伤和出血,缩短手术时间。在与TT技术的对比中,王轶希等^[12]研究发现,在置钉后的螺钉稳定性方面,MCBT相对TT具有显著性提高。椎体稳定性方面,前屈与后伸工况下,TT椎体稳定性与MCBT相比差

异不大。轴向旋转与侧屈工况下,MCBT 椎体稳定性相对于 TT 具有显著性提高。对于 MCBT 技术,目前临床无相匹配的螺钉应用,传统螺钉头部过粗,进钉时易出现骨质劈裂,影响稳定性及损伤周围的神经结^[25]。螺钉的尾部螺杆设计为粗杆,对稳定性起重要作用。因此,需要设计一款螺变径螺钉使其适配 MCBT 技术。

3.2 变径全皮质骨螺纹螺钉的力学性能

对 9 组变径全皮质骨螺纹螺钉扭转、弯曲和拔出结果进行极差分析,结果显示,螺钉的变径位置对拔出力的影响最小,对螺钉扭转性能影响较大。在螺钉大径不变的情况下,螺钉螺纹深度越深,螺钉小径就越细,而弯曲和扭转性能则越弱,表明螺钉的弯曲和扭转性能与螺钉小径的粗细有绝对关系。螺纹类型对拔出力的影响较大,且 45° 对称螺纹的抗拔出力最好。Feng 等^[26]研究表明,三角形对称螺纹拥有较好的抗拔出力。本文采用 2 mm 固定螺距,忽略了螺距变化的影响。Weidling 等^[27]研究发现,螺距减小可以增大拔出力,这与双螺纹螺钉^[28]与减小螺距都有相似之处。本研究中,为减少变量,螺钉大径不变,螺纹深度增加,只是减小了螺钉小径的直径。研究发现,在同种螺纹深度下,螺纹大径越大,螺纹的抗拔出力能力越强^[29-30]。宋世宏等^[13]基于螺纹深度、螺距和大径的研究表明,螺纹深度对拔出力的影响很小。本文发现,第 8 组螺钉(变径位置距离螺钉头部 22 mm,螺纹深度 0.8 mm,45° 对称螺纹)的拔出力最大,说明螺纹深度对螺钉拔出力也有一定的影响。

3.3 变径全皮质骨螺纹螺钉的优势

新型变径全皮质骨螺纹螺钉更适合 MCBT 技术,钉头部较细更容易置钉,避免在腰椎峡部置钉点发生骨皮质劈裂,同时满足在椎弓根内有更粗的直径,接触到更多皮质骨区域,加大把持力^[31]。本文发现,变径全皮质骨螺纹螺钉的抗拔出力比 4.5 mm 常规非变径全皮质骨螺纹螺钉提高 13.1%;变径全皮质骨螺纹螺钉对于 5.5 mm 常规非变径全皮质骨螺纹螺钉的拔出力,不具有统计学显著性差异。变径全皮质骨螺纹螺钉抗拔出力为 (1 443±92.6) N,相对于 TT 技术抗拔出力[(800.4±67.1) N]提高 80.3%,差异具有统计学意义($t = -8.964, P = 0.001$)。腰椎等效应力主要集中在皮质

骨区域,松质骨区域应力小于 10 MPa。变径全皮质骨螺纹螺钉和 5.5 mm 常规非变径全皮质骨螺纹螺钉的腰椎应力主要集中在终板与椎弓根相接的位置。由于椎体的固定,椎弓根内侧皮质骨与变径全皮质骨螺纹螺钉接触充分而使抗拔出力较大,没有出现钉道破坏现象。当螺钉受拉力时,最大应力位置集中在终板与椎弓根相接的位置和椎弓根上面。4.5 mm 非变径全皮质骨螺纹螺钉的腰椎应力云图显示,终板和椎弓根连接处也有应力集中,最大应力集中在钉道,说明把持力不够引起钉道破坏。

本文在螺钉设计中为减少变量,设置直径和螺距为定值,存在一定的局限性。在后续研究中,可以在减小螺距的情况下进一步分析各参数之间的变化规律。在腰椎的拔出模拟计算时,只降低弹性模量,未考虑其他退化因素,且赋值与实际值之间存在一定偏差,造成与实际结果有一定偏差。

4 结论

本文利用有限元方法对变径螺钉的设计以及应用进行初步研究,通过建立腰椎三维模型,使用有限元分析得出较接近真实情况的数据。初步验证结果表明,新型变径全皮质骨螺纹螺钉的力学性能在一定程度上要优于普通全皮质骨螺纹螺钉。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:张治豪负责实验实施、数据分析处理、论文撰写;居来提·买提肉孜负责选题与论文指导;张连鹏、肖扬负责实验设计;阿卜杜萨拉木·托合提参与实验实施;帕尔哈提·热西提负责数据和论文修改。

参考文献:

- [1] WU X, ZHANG B, ZHANG CL, *et al.* Efficacy and safety of minimal pedicle screw fixation for thoracolumbar fractures: A meta-analysis [J]. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 2018, 22(1 Suppl): 45-52.
- [2] HOLLENSTEINER M, SANDRIESSER S, BLIVEN E, *et al.* Biomechanics of osteoporotic fracture fixation [J]. *Curr Osteoporos Rep*, 2019, 17: 363-374.
- [3] ROSINSKI A, ODEH K, UNGUREAN V, *et al.* Non-pedicular fixation techniques for the treatment of spinal deformity: A systematic review [J]. *JBJS Rev*, 2020, 8(5): e0150.
- [4] UENO M, SAKAI R, TANAKA K, *et al.* Should we use cortical bone screws for cortical bone trajectory? [J]. *J*

- Neurosurg Spine, 2015, 22(4): 16.
- [5] LILI Y, WANG S, ZHU Z, *et al.* Biomechanical analysis of cortical bone trajectory screw versus bone cement screw for fixation in porcine spinal low bone mass model [J]. *Clin Spine Surg*, 2023, 36(4): 145-152.
- [6] SANTONI BG, HYNES RA, MCGILVRAY KC, *et al.* Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws [J]. *Spine J*, 2009, 9(5): 366-373.
- [7] PENG SB, YUAN XC, LU WZ, *et al.* Application of the cortical bone trajectory technique in posterior lumbar fixation [J]. *World J Clin Cases*, 2023, 11(2): 255-267.
- [8] WANG J, HE X, SUN T. Comparative clinical efficacy and safety of cortical bone trajectory screw fixation and traditional pedicle screw fixation in posterior lumbar fusion: A systematic review and meta-analysis [J]. *Eur Spine J*, 2019, 28(7): 1678-1689.
- [9] MATSUKAWA K, KAITO T, ABE Y. Accuracy of cortical bone trajectory screw placement using patient-specific template guide system [J]. *Neurosurg Rev*, 2020, 43(4): 1135-1142.
- [10] REXITI P, AIERKEN G, WANG S, *et al.* Anatomical research on strength of screw track fixation in novel cortical bone trajectory for osteoporosis lumbar spine [J]. *Am J Transl Res*, 2019, 11(11): 6850-6859.
- [11] GUO S, ZHU K, YAN M, *et al.* Cortical bone trajectory screws in the treatment of lumbar degenerative disc disease in patients with osteoporosis [J]. *World J Clin Cases*, 2022, 10(36): 13179-13188.
- [12] 王轶希, 居来提·买提肉孜, 王水泉, 等. 有限元分析腰椎传统椎弓根钉道和改良皮质骨钉道的生物力学性能[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(3): 485-491.
- WANG XY, MAITIROUZI J, WANG SQ, *et al.* Finite element analysis on biomechanical properties of traditional trajectory and modified cortical bone trajectory [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(3): 485-491.
- [13] 宋世宏, 李强. 基于有限元分析的钛合金椎弓根螺钉螺纹结构优化[J]. *有色金属材料与工程*, 2022, 43(3): 23-29.
- [14] MATTHEWS PGM, CADMAN J, TOMKA J, *et al.* Pullout force of minimally invasive surgical and open pedicle screws—A biomechanical cadaveric study [J]. *J Spine Surg*, 2020, 6(1): 3-12.
- [15] 赵宏涛, 杨海胜. 传统与皮质骨轨迹椎弓根螺钉内固定术的生物力学对比[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(1): 30-36.
- ZHAO HT, YANG HS. Biomechanical comparison of internal fixation by traditional and cortical bone trajectory pedicle screw [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 30-36.
- [16] REXITI P, ABUDUREXITI T, ABUDUWALI N, *et al.* Measurement of lumbar isthmus parameters for novel starting points for cortical bone trajectory screws using computed radiography [J]. *Am J Transl Res*, 2018, 10(8): 2413-2423.
- [17] 陈学英, 杨婷, 马绍英, 等. 不同方法处理人类皮质骨材料的力学性能比较[J]. *辐射防护通讯*, 2012, 32(3): 22-25.
- [18] BAYRAKTAR HH, MORGAN EF, NIEBUR GL, *et al.* Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue [J]. *J Biomech*, 2004, 37(1): 27-35.
- [19] BEVILL G, KEAVENY TM. Trabecular bone strength predictions using finite element analysis of micro-scale images at limited spatial resolution [J]. *Bone*, 2009, 44(4): 579-584.
- [20] 张其美. 基于有限元分析的 Mg-Zn-Y-Nd 合金骨螺钉的结构优化[D]. 郑州: 郑州大学, 2017.
- [21] 刘达, 伍红桦, 郑伟, 等. 骨质疏松尸体腰椎中膨胀式椎弓根螺钉与骨水泥强化椎弓根螺钉固定稳定性的比较研究[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2014, 24(7): 638-643.
- [22] 高明喧, 周胜虎, 邓晓文, 等. 骨质疏松对椎弓根螺钉稳定性影响的实验研究[J]. *中国骨质疏松杂志*, 2013, 19(1): 39-42.
- [23] 冯靖. 骨质疏松条件下四种椎弓根螺钉的稳定性比较及临床应用研究[D]. 西安: 第四军医大学, 2014.
- [24] MATSUKAWA K, TAGUCHI E, YATO Y, *et al.* Evaluation of the fixation strength of pedicle screws using cortical bone trajectory: What is the ideal trajectory for optimal fixation? [J]. *Spine*, 2015, 40(15): E873-E878.
- [25] REXITI P, AIERKEN G, WANG S, *et al.* Anatomical research on strength of screw track fixation in novel cortical bone trajectory for osteoporosis lumbar spine [J]. *Am J Transl Res*, 2019, 11(11): 6850-6859.
- [26] FENG X, LUO Z, LI Y, *et al.* Fixation stability comparison of bone screws based on thread design: buttress thread, triangle thread, and square thread [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2022, 23(1): 820.
- [27] WEIDLING M, OEFNER C, SCHOENFELDER S, *et al.* A novel parameter for the prediction of pedicle screw fixation in cancellous bone—A biomechanical study on synthetic foam [J]. *Med Eng Phys*, 2020, 79: 44-51.
- [28] ALPÍZAR-AGUIRRE A, GONZÁLEZ-CARBONELL RA, ORTIZ-PRADO A, *et al.* Biomecánica de la interfaz hueso-tornillo en instrumentación transpedicular de columna [J]. *Acta Ortop Mex*, 2022, 36(3): 172-178.
- [29] VARGHESE V, KUMAR GS, VENKATESH K. A finite element analysis based sensitivity studies on pull out strength of pedicle screw in synthetic osteoporotic bone models [C]//Proceedings of 2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). Kuala Lumpur: IEEE, 2016: 382-387.
- [30] ZHANG QH, TAN SH, CHOU SM. Effects of bone materials on the screw pull-out strength in human spine [J]. *Med Eng Phys*, 2006, 28(8): 795-801.
- [31] SAHI A, GALI S. Effect of implant systems in differing bone densities on peri-implant bone stress: A 3 dimensional finite element analysis [J]. *Mater Today Proc*, 2022, 50: 1300-1307.