

文章编号: 1004-7220(2022)03-0485-07

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

王轶希^{1a}, 居来提·买提肉孜², 王水泉^{1b}, 张瑞^{1c}, 曾欣^{1c}, 吴盼·努尔哈孜^{1a},
杨宏涛^{1d}, 周志豪³, 帕尔哈提·热西提³

(1.新疆医科大学 a 第一临床医学院, b 基础医学院, c 第二临床医学院, d 第三临床医学院, 乌鲁木齐 830054;

2.新疆大学 机械工程学院, 乌鲁木齐 830046; 3.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 通过有限元分析传统椎弓根钉道(traditional trajectory, TT)和改良皮质骨钉道(modified cortical bone trajectory, MCBT)在骨质疏松椎体上的力学性能。方法 建立L4椎体三维模型,在椎体两侧分别模拟置入椎弓根螺钉(pedicle screw, PS)(直径6.0 mm,长45 mm)和MCBT螺钉(直径4.5 mm,长40 mm)。比较螺钉在两种钉道上、下、左、右4种工况下载荷位移比和螺钉抗拔出力,评价在骨质疏松条件下螺钉和椎体之间的稳定性。结果 MCBT螺钉抗拔出力比PS提高13.1%。MCBT螺钉在上、下、左工况下载荷位移比相比PS分别提高57.1%、32.3%、31.6%,MCBT螺钉在右工况下载荷位移比虽高于PS,但不具有统计学差异。在轴向旋转和侧屈工况下,MCBT组椎体载荷位移比明显高于TT组;在前屈工况下,MCBT组椎体载荷位移比低于TT组;在后伸工况下,MCBT组椎体载荷位移比虽高于TT组,但不具有统计学差异。结论 MCBT在抗拔出力、螺钉稳定性、椎体轴向旋转和侧屈的稳定性优于TT,但在椎体前屈和后伸稳定性弱于TT。研究结果论证了MCBT在骨质疏松条件下的优越性,为MCBT的临床应用奠定前期基础。

关键词:改良皮质骨钉道;传统椎弓根钉道;有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.03.016

Finite Element Analysis on Biomechanical Properties of Traditional Trajectory and Modified Cortical Bone Trajectory

WANG Yixi^{1a}, Julaiti·MAITIROUZI², WANG Shuiquan^{1b}, ZHANG Rui^{1c}, ZENG Xin^{1c},
Wupan·NUERHAZI^{1a}, YANG Hongtao^{1d}, ZHOU Zhihou³, Paerhati·REXITI³

(1a. the First Clinical Medical School, 1b. Basic Medical College, 1c. the Second Clinical Medical School, 1d. the Third Clinical Medical School, Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, China; 2. School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830046, China; 3. Department of Spine Surgery, the First Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, China)

Abstract: Objective To study mechanical properties of traditional trajectory (TT) and modified cortical bone trajectory (MCBT) on osteoporotic vertebrae through finite element analysis. **Methods** The three-dimensional model of L4 segment was established, and pedicle screw (PS) (diameter 6.0 mm, length 45 mm) and MCBT screw (diameter 4.5 mm, length 40 mm) were placed on both sides of the lumbar spine. The pull-out strength and the load-displacement ratio of screws in two different screw trajectories under up, down, left, right working

收稿日期:2021-05-24; 修回日期:2021-08-15

基金项目:国家自然科学基金项目(81960415),国家级大学生创新创业训练计划项目(202010760005)

通信作者:帕尔哈提·热西提,教授,主任医师,E-mail:parhart@vip.sina.com

conditions were analyzed, and the stability between the screw and vertebral body under osteoporotic conditions was evaluated. **Results** Compared with TT, the pull-out strength of MCBT screw was increased by 13.1%. Compared with PS, the load-displacement ratio of MCBT screw under up, down and left working conditions was increased by 57.2%, 32.4%, and 31.6%. Under right working condition, although the load-displacement ratio of MCBT screw was higher than that of PS, no statistical difference was found. The load-displacement ratio of vertebral body in MCBT group under lateral bending and axial rotation was significantly higher than that in TT group. The load-displacement ratio of vertebral body in MCBT group under flexion was lower than that in TT group. Although the load-displacement ratio of vertebral body in MCBT group under extension was higher than that in TT group, no statistical difference was found. **Conclusions** MCBT is superior to TT in pull-out strength, screw stability and vertebral body stability under lateral bending and axial rotation, but its vertebral body stability under flexion and extension was weaker than that of TT. The research findings demonstrate the superiority of MCBT under osteoporotic conditions and lay the foundation for clinical application of MCBT.

Key words: modified cortical bone trajectory (MCBT); traditional trajectory (TT); finite element analysis

1959年,可同时贯穿脊柱的三柱结构的传统椎弓根钉道(traditional trajectory, TT)被提出^[1-2]。但合并骨质疏松的患者由于骨小梁结构的破坏及骨量丢失,椎弓根螺钉(pedicle screws, PS)把持力降低,易发生松动、断裂^[3-5]。随后,有学者提出了皮质骨钉道(cortical bone trajectory, CBT)^[6]。相比于TT, CBT特殊钉道使钉体绝大部分包绕于骨皮质内,使其拥有更好的力学稳定性和固定强度^[7-10]。

现阶段, CBT凭借创口小、手术时间短、出血量少等优势已逐渐在临床普及。然而 CBT仍存在诸多问题。Rexiti等^[11]发现, CBT置钉点容易出现骨质劈裂、螺钉长度较短及螺钉的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。Perez-Orribo等^[12]指出, CBT在屈伸、旋转等工况下力学性能无实质提升。邵明昊等^[13]认为, CBT技术只能固定腰椎后柱以及极少部分的中柱。基于 CBT的缺点, 本课题组增加 CBT长度和外展角度, 内移置钉点, 提出改良皮质骨钉道(modified cortical bone trajectory, MCBT), 并进行相关解剖学、影像学研究, 期望通过增加螺钉与皮质骨的接触面积, 进一步提高 MCBT在轴向旋转和侧屈工况下的力学性能^[11, 14-15]。

本文通过有限元分析并参考已发表的 TT与 CBT相关有限元数据, 进一步分析 TT与 MCBT在力学性能上的差异, 特别是在骨质疏松条件下明确 MCBT的优势与劣势, 为 MCBT在临床骨质疏松患者中的进一步应用奠定前期基础。

1 材料与方法

1.1 一般资料

新疆医科大学解剖教研室提供4具成人湿性腰椎标本, 两男两女。4具标本均选取L4椎体, 骨密度检测骨质疏松(骨密度 T 值 < -0.25 SD), 排除伴有腰椎畸形、既往腰椎手术史者。

1.2 模型建立

1.2.1 螺钉模型建立和钉道设置 实验分为TT组和 MCBT组, 使用UG 10.0模拟美敦力公司的椎弓根 Solera 钉棒系统。不同钉道使用直径和长度不同的同一款双螺纹螺钉, 暨皮质骨与松质骨螺纹, 皮质骨螺纹长20 mm, 皮质骨区螺距2 mm, 松质骨区螺距4 mm。PS直径6.0 mm, 长45 mm, 沿椎弓根解剖轴进钉, 平行于椎体终板^[16] [见图1(a)]。MCBT螺钉直径4.5 mm, 长40 mm, 按照文献^[14]的置钉方式进钉 [见图1(b)]。

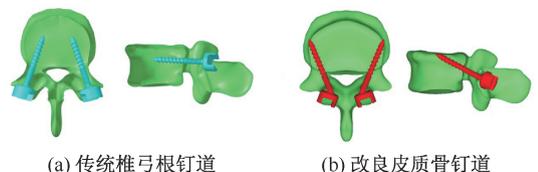


图1 腰椎两种不同钉道示意图

Fig. 1 Schematic diagram for two different screw trajectories of lumbar (a) Traditional trajectory (b) Modified cortical bone trajectory

新置钉点相比 CBT^[17]内移2~3 mm, 具体置钉

点如下:设定 S_1 为腰椎两侧峡部侧缘切点间的距离[见图 2(b)], S_2 为椎弓根间的距离[见图 2(c)]。同时设定 D_1 为腰椎峡部侧缘切点与腰椎椎弓根内

侧壁切线之间的垂直距离[见图 2(d)], D_2 为峡部切点与横突下缘之间的垂直距离[见图 2(e)], D_3 为横突下缘与下界 1 mm 的垂直距离[见图 2(f)]。

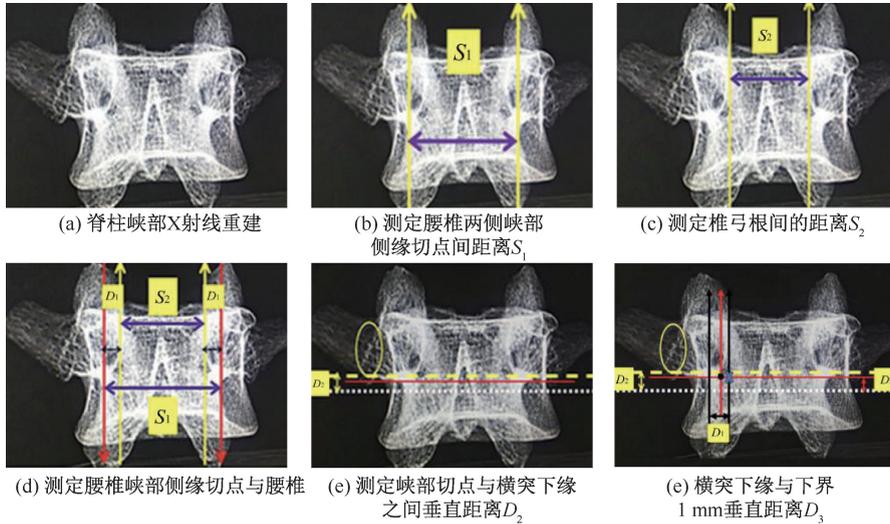


图 2 腰椎标本峡部参数测量和 MCBT 进钉点确定^[14]

Fig.2 Measurement of isthmus parameters and determination of starting points of cortical bone trajectory screws in lumbar specimens^[14]

(a) Representative reconstructed X-ray of a spine isthmus, (b) Measurement of distance S_1 between the left and right tangent points, (c) Measurement of distance S_2 between the left and right roots of vertebral arches, (d) Measurement of distance D_1 between the tangent lines of the lateral edges of isthmus to the medial wall of vertebral arches, (e) Measurement of vertical distances D_2 from the line connecting the tangent points to the inferior border of the transverse process, (f) Vertical distance D_3 from the line connecting the tangent points to 1 mm below the inferior border of the transverse process

注:图 2(e)和图 2(f)黄点线表示横突下缘;白点线表示峡部侧缘切点的连接线;图 2(f)中黑点代表 CBT 进钉点,×表示 MCBT 进钉点。

由图 2 可知:

$$D_1 = (S_1 - S_2) / 2$$

$$D_3 = (D_2 - 1) \text{ mm}$$

将上述与腰椎峡部有关的 3 个距离参数定义为峡部参数 D ,本文认为,可以将峡部切点及参数 D 作为皮质骨螺钉进钉点的新参照,以腰椎峡部切点为基准点,将基准点平移 D_1 距离至椎体中线,然后垂直平移 D_3 距离,此时基准点位置即为 MCBT 置钉点。总体而言,MCBT 在 L4 椎体的外倾角度为 22° ,头倾角度为 20° 。

1.2.2 腰椎模型建立 CT 扫描上述 4 具标本 L4 椎体,图像数据以 DICOM 格式保存。将 4 组数据导入 Mimics 19.0,手动分割图像,将该图像数据转换为 STL 的二维 ASC 数据。在 HyperMesh 14 中对 STL 文件进行重建,已知群体中腰椎皮质骨平均厚

度为 0.73 mm ^[18],考虑到实验椎体退变,本文将皮质骨厚度定义为 0.6 mm ,后续生成 inp 格式的体网格(见图 3)。

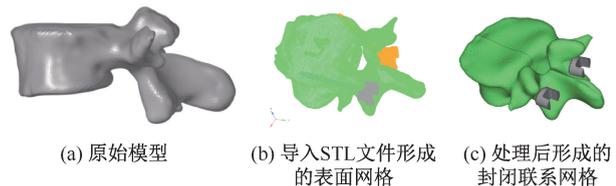


图 3 腰椎三维有限元网格建立

Fig.3 Establishment for 3D finite element mesh of the vertebral body (a) Primary model, (b) Surface mesh formed by importing STL file in HyperMesh, (c) Closed contact mesh formed after ABAQUS treatment

网格整体定义 1 mm ,局部定义 0.5 mm 。最后在 ABAQUS 软件中导入 inp 腰椎椎体的有限元体网

格,设置材料属性,定义松质骨、皮质骨、螺钉的弹性模量分别为 0.4、14.5、120 GPa,泊松比分别为 0.29、0.30、0.33^[19],确定分析步骤、组件、相互关系、载荷及边界等设置,并提交计算机进行计算。

1.3 评价指标

1.3.1 条件设置 定义上部施加载荷的点与腰椎椎弓根外表面的耦合关系,将参考点与整个螺钉耦合约束。椎弓根与螺钉之间建立摩擦系数为 0.1 的接触关系。其中,定义刚度大的螺钉外表面为主动面,椎弓根内部孔为从动面。螺钉抗拔出力分析及稳定性分析时,约束椎体并对螺钉尾部施加载荷;椎体稳定性分析时,约束螺钉位置,对椎体施加载荷。

1.3.2 螺钉抗拔出力 在螺钉尾部施加水平载荷,从 0 N 开始,逐步递增,每次增加 30 N,得到载荷与螺钉头部位移的非线性关系曲线。

1.3.3 螺钉稳定性 约束椎体,在螺钉尾部施加 100 N 载荷,在上、下、左、右 4 个方向对螺钉进行施压。记录螺钉位移 1 mm 时的载荷,推算螺钉载荷和位移的比值。

1.3.4 椎体稳定性 约束螺钉,在椎体上施加 100 N 载荷,模拟前屈、后伸、轴向旋转、侧屈 4 种工况。记录椎体位移 1 mm 时的载荷,推算椎体载荷和位移的比值。

1.4 统计学分析

使用 SPSS 26.0 软件进行统计学分析,计量资料用均数±标准差表示。采用独立样本 *t* 检验比较椎体载荷位移比、两种螺钉的抗拔出力以及载荷和位移比值之间的差异,检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 螺钉抗拔出力比较

PS、MCBT 螺钉抗拔出力分别为 $(1\ 431.75 \pm 35.52)$ 、 $(1\ 620 \pm 81.33)$ N。MCBT 螺钉相比 PS 提高 13.1%,差异具有统计学意义($t=-4.242$, $P=0.005$)。抗拔出力-位移曲线如图 4 所示。

2.2 螺钉稳定性

在上方向,PS、MCBT 螺钉载荷位移比分别为 $(1\ 017 \pm 34.77)$ 、 $(1\ 598.5 \pm 232.48)$ N/mm,MCBT 螺钉相比 PS 提高 57.1%,差异具有统计学意义($t=-4.948$, $P=0.014$)。在下方向,PS、MCBT 螺钉载荷位移比分别为 $(1\ 127.75 \pm 55.60)$ 、 $(1\ 492.5 \pm$

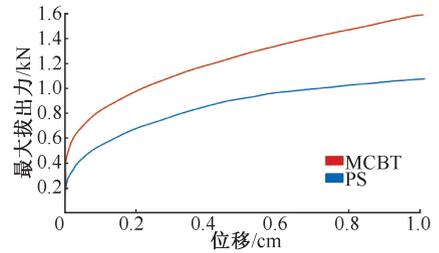


图 4 两种螺钉抗拔出力-位移曲线

Fig.4 Pull-out force-displacement curve for two kinds of screws

154.83) N/mm,MCBT 螺钉相比 PS 提高 32.3%,差异具有统计学意义($t=-4.436$, $P=0.004$)。在左方向,PS、MCBT 螺钉载荷位移比分别为 $(1\ 167.25 \pm 102.32)$ 、 $(1\ 536.5 \pm 245.18)$ N/mm,MCBT 螺钉相比 PS 提高 31.6%,差异具有统计学意义($t=-2.780$, $P=0.032$)。在右方向,PS、MCBT 螺钉载荷位移比分别为 $(1\ 113.25 \pm 55.1)$ 、 $(1\ 304.5 \pm 362.83)$ N/mm,差异不具有统计学意义($t=-1.042$, $P=0.337$)。

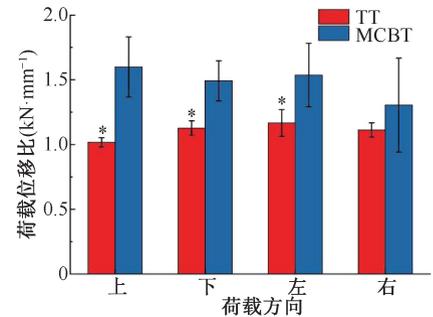


图 5 两种置钉钉道螺钉稳定性比较($*P<0.05$)

Fig.5 Comparison of screw stability for two different trajectories

2.3 椎体稳定性比较

前屈工况下,TT、MCBT 组椎体载荷位移比分别为 $(1\ 150.50 \pm 52.56)$ 、 $(1\ 139.25 \pm 234.83)$ N/mm,差异不具有统计学意义($t=0.094$, $P=0.929$)。后伸工况下,TT、MCBT 组椎体载荷位移比分别为 $(1\ 121.00 \pm 116.96)$ 、 $(1\ 307.75 \pm 335.49)$ N/mm,差异不具有统计学意义($t=-1.051$, $P=0.334$)。轴向旋转工况下,TT、MCBT 组椎体载荷位移比分别为 $(1\ 218.50 \pm 35.78)$ 、 $(2\ 151.67 \pm 298.45)$ N/mm,差异具有统计学意义($t=-5.378$, $P=0.031$)。侧屈工况下,TT、MCBT 组椎体载荷位移比分别为 $(1\ 113 \pm 93.03)$ 、 $(1\ 778.5 \pm 427.93)$ N/mm,差异具有统计学意义($t=-3.039$, $P=0.023$),见图 6。

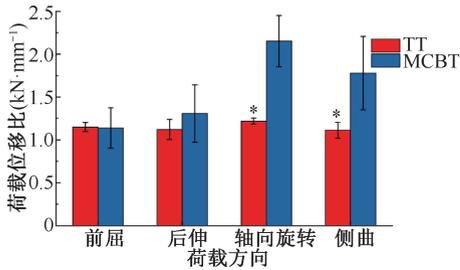
图6 两种置钉钉道椎体稳定性比较(* $P < 0.05$)

Fig.6 Comparison of vertebral stability for two different trajectories

表1 TT、CBT与MCBT力学性能比较

Tab.1 Comparison of mechanical properties for TT and CBT with MCBT

参数	TT			CBT		MCBT		
	文献[13]	文献[21]	本研究	文献[22]	文献[13]	文献[21]	本研究	
抗拔出力/N	1 013. 2±279. 1	1 125±286	1 431. 75±35. 52	—	1 277. 1±331. 3	1 380±334	1 620±81. 33	
螺钉载荷位移比/(N·mm ⁻¹)	上	745. 3±205. 4	—	1 017±34. 77	—	1072±213. 1	—	1 598. 5±232. 48
	下	746. 4±211. 2	—	1 127. 75±55. 60	—	1 091. 2±228. 3	—	1 492. 5±154. 83
椎体载荷位移比/(N·mm ⁻¹)	左	856. 3±197. 1	—	167. 25±102. 32	—	1 310. 1±197. 1	—	1 536. 5±245. 18
	右	854. 1±207. 2	—	1 113. 25±55. 1	—	1 314. 1±206. 4	—	1 304. 5±362. 83
椎体载荷位移比/(N·mm ⁻¹)	前屈	489. 5±171. 4	—	1 150. 50±52. 56	635±166	774. 3±153. 1	—	1 139. 25±234. 83
	后伸	488. 3±146. 3	—	1 121±116. 96	638±140	631. 2±168. 2	—	1 307. 75±335. 49
	旋转	2 688. 6±331. 3	—	1 218. 50±35. 78	3 979±1 784	1 335. 2±325. 2	—	2 151. 67±298. 45
	侧屈	1 084. 3±234. 1	—	1 113±93. 03	2598±837	861. 3±271. 2	—	1 778. 5±427. 93

3.2 MCBT在抗拔出力方面优势

TT的生物力学性能在骨质正常与骨质疏松患者的表现截然不同。TT的固定载体主要为松质骨,而CBT及MCBT为皮质骨。当发生骨质疏松时,骨密度每下降 10 g/cm^3 ,螺钉的最大抗拔出力下降 $60 \text{ N}^{[23]}$,人体松质骨骨质相比于皮质骨,更容易发生骨量的丢失。因此,TT固定强度在骨质疏松患者中要比CBT或者MCBT弱。Matsukawa等^[22]研究指出,较大的直径和更长的螺钉可显著提高拔出强度。MCBT由于钉道的延长,螺钉头端可达椎体的上终板外缘,同时由于独特的头倾置钉,螺钉与皮质骨的接触面积进一步增大,形成了类似双皮质固定的结构。该结构可显著提高螺钉的抗拔出力^[24-25],为临床解决骨质疏松患者内固定易发生松动失败提供了一种新方法。

3.3 MCBT在螺钉稳定性方面优势

Santoni等^[6]研究发现,CBT固定强度与TT相当(CBT螺钉长 29 mm ,直径 4.5 mm ;PS长 50 mm ,

3 讨论

3.1 实验数据关联性

本文重点比较临床普遍应用的TT与MCBT的力学性能。在此研究基础上,本文对CBT与MCBT之间的力学性能进行分析。表1比较了根据国内外相关文献报道的TT、CBT数据与本研究MCBT数据。不同于现有研究,本实验采用双螺纹PS,双螺纹螺钉具有更大的扭矩^[20],故本实验中TT力学参数高于现有研究数据。总体而言,MCBT的分析项数据要优于TT和CBT。

直径 6.5 mm)。本文结果表明,MCBT螺钉在上、下、左3种工况的稳定性优于PS。右工况稳定性略优于PS,但不具有统计学差异。

McLachlin等^[26]通过对松动PS的CT重建发现“teeter-toteer”现象,即松动螺钉尾端固定,前端摆动。Guo等^[27]研究表明,骨质疏松患者螺钉的松动均出现在固定节段的首尾。随着载荷的持续作用,螺钉最终会在前端发生松动,导致脱出。MCBT头达上终板外缘骨皮质,尾至椎弓峡部骨皮质,使得螺钉首尾固定,不易发生“teeter-toteer”现象。同时,该实验结果与文献[28-29]提出的“螺钉头端进入上终板,螺钉的固定强度增加”以及文献[23]中提出的“增加螺钉直径和长度,螺钉力学性能提升显著”等结论相符。

3.4 MCBT在椎体稳定性方面优势

Liu等^[30]研究表明,TT组椎体相比CBT组在侧屈和轴向旋转工况下具有略优越的稳定性。邵明昊等^[13]研究发现,CBT组椎体前屈和后伸力学表

现优于 TT 组,而在侧屈和轴向旋转中不如 TT 组。本实验与上述结论相反,MCBT 组椎体前屈、后伸稳定性与 TT 组差别不大,而侧屈和轴向旋转提升明显。

3.4.1 侧屈和轴向旋转工况分析 Matsukawa 等^[31]研究认为,较长的螺钉可提高椎体轴向旋转的固定强度。MCBT 更长的钉道使螺钉头端可达椎体中柱水平,同时其较长的力臂能有效防止椎体的侧位和轴向过度旋转。其次,TT 固定载体主要为松质骨,其主要受力点骨小梁屈服强度较低。在椎体运动中,骨小梁易于达到屈服强度而被破坏^[32-33]。骨质疏松患者松质骨骨密度流失量大^[32,34],其骨小梁屈服强度进一步减小,椎体不易被螺钉固定。而 MCBT 固定载体为密质骨,骨质疏松患者密质骨骨密度流失量远小于松质骨^[35]。本实验对象为低骨密度骨质疏松标本,虽然 TT 在长度和直径上具有优势,但由于依靠松质骨固定椎体,其总体在上方向的力学表现不如 MCBT。

Jain 等^[36]研究发现,直径 6 mm、长 45 mm 的 PS 在前屈、后伸、侧屈、轴向旋转中 von Mises 应力最小。本文结果不确定实验采用的 MCBT 螺钉长度和直径为最佳,但其在侧屈和轴向旋转工况下的表现证明了 MCBT 在椎体稳定性方面的优势。其次,TT 标准置钉步骤中无可避免地会损伤关节突关节,进而导致腰椎间盘在轴向旋转时受力不均,椎体稳定性进一步降低^[37]。而 MCBT 置钉过程不存在上述问题,在侧屈和轴向旋转中为椎体带来更好的稳定性。

3.4.2 前屈和后伸工况分析 MCBT 组椎体前屈稳定性不如 TT 组,后伸稳定性相比于 TT 组提升较小。本文认为,这是由于本实验 MCBT 螺钉直径较小,直径对其力学性能起主要的限制作用。虽然 MCBT 拥有较长的力臂,但由于直径较小的短板,在前屈和后伸下的力学性能与 TT 相差不大,并没有体现出 MCBT 的优势。这也是本实验与文献[13]实验(CBT,直径 5 mm)在前屈和后伸工况下结论不同的原因之一。

4 结论

本文利用椎体 CT 扫描数据及模拟螺钉建立三维模型,使用有限元分析得出较接近真实情况的数

据,初步验证了 MCBT 力学性能在一定程度上优于 TT。

参考文献:

- [1] BOUCHER HH. A method of spinal fusion [J]. J Bone Joint Surg Br, 1959, 41-B(2): 248-259.
- [2] 谷艳超, 胡胜利, 谢维, 等. 腰椎后路中线融合技术的临床研究进展[J]. 中国骨与关节杂志, 2019, 8(11): 872-876.
- [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] TARAWNEH AHMAD M, SALEM KHALID MI. A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials comparing the accuracy and clinical outcome of pedicle screw placement using robot-assisted technology and conventional freehand technique [J]. Global Spine J, 2021, 11(4): 575-586.
- [5] LONSTEIN JE, DENIS F, PERRA JH, *et al.* Complications associated with pedicle screws [J]. J Bone Joint Surg Am, 1999, 81(11): 1519-1528.
- [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] 童金玉, 李新华, 晏美俊, 等. 椎弓根皮质骨轨迹螺钉技术的研究进展[J]. 中国矫形外科杂志, 2019, 27(2): 159-164.
- [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] BALUCH DA, PATEL AA, LULLO B, *et al.* Effect of physiological loads on cortical and traditional pedicle screw fixation [J]. Spine, 2014, 39(22): E1297-302.
- [11] 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.
- [12] PEREZ-ORRIBO L, KALB S, REYES PM, *et al.* Biomechanics of lumbar cortical screw-rod fixation versus pedicle screw-rod fixation with and without interbody support [J]. Spine, 2013, 38(8): 635-641.
- [13] 邵明昊, 吕飞舟, 马晓生. 腰椎皮质骨钉道螺钉在骨质疏松症患者中应用的三维有限元分析[J]. 中华老年骨科与康复电子杂志, 2015, 1(2): 1-6.
- [14] 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.
- [15] REXITI P, AIERKEN A, SADEER A, *et al.* Anatomy and imaging studies on cortical bone screw freehand placement applying anatomical targeting technology [J]. *Orthop Surg*, 2020, 12(6): 1954-1962.
- [16] 吴晓宇, 王哲, 甘浩然. 皮质骨轨迹螺钉技术应用于骨质疏松患者腰椎固定的有限元分析[J]. *中国矫形外科杂志*, 2018, 26(12): 1126-1131.
- [17] MATSUKAWA K, YATO Y, NEMOTO O, *et al.* Morphometric measurement of cortical bone trajectory for lumbar pedicle screw insertion using computed tomography [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2013, 26(6): E248-253.
- [18] PASOTO SG, AUGUSTO KL, ALVARENGA JC, *et al.* Cortical bone density and thickness alterations by high-resolution peripheral quantitative computed tomography: Association with vertebral fractures in primary Sjögren's syndrome [J]. *Rheumatology*, 2016, 55(12): 2200-2211.
- [19] SUWITO W, KELLER TS, BASU PK, *et al.* Geometric and material property study of the human lumbar spine using the finite element method [J]. *J Spinal Disord*, 1992, 5(1): 50-59.
- [20] MEHTA H, SANTOS E, LEDONIO C, *et al.* Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model [J]. *Clin Biomech*, 2012, 27(3): 234-240.
- [21] MATSUKAWA K, YATO Y, IMABAYASHI H, *et al.* Biomechanical evaluation of lumbar pedicle screws in spondylytic vertebrae: comparison of fixation strength between the traditional trajectory and a cortical bone trajectory [J]. *J Neurosurg Spine*, 2016, 24(6): 910-915.
- [22] MATSUKAWA K, YATO Y, IMABAYASHI H. Impact of screw diameter and length on pedicle screw fixation strength in osteoporotic vertebrae: A finite element analysis [J]. *Asian Spine J*, 2020, DOI: 10.31616/asj.2020.0353.
- [23] OKUYAMA K, SATO K, ABE E, *et al.* Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. An *in vitro* study of the mechanical stability [J]. *Spine*, 1993, 18(15): 2240-2245.
- [24] ZINDRICK MR, WILTSE LL, WIDELL EH, *et al.* A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986, 203: 99-112.
- [25] HELLER JG, ESTES BT, ZAOUALI M, *et al.* Biomechanical study of screws in the lateral masses; variables affecting pull-out resistance [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1996, 78(9): 1315-1321.
- [26] MCLACHLIN SD, BEATON BJ, SABO MT, *et al.* Comparing the fixation of a novel hollow screw versus a conventional solid screw in human sacra under cyclic loading [J]. *Spine*, 2008, 33(17): 1870-1875.
- [27] GUO HZ, TANG YC, LI YX, *et al.* The effect and safety of polymethylmethacrylate-augmented sacral pedicle screws applied in osteoporotic spine with lumbosacral degenerative disease: A 2-year follow-up of 25 patients [J]. *World Neurosurg*, 2019, 121: e404-e410.
- [28] WEINSTEIN JN, RYDEVIK BL, RAUSCHNING W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1992, 284: 34-46.
- [29] WU SS, EDWARDS WT, YUAN HA. Stiffness between different directions of transpedicular screws and vertebra [J]. *Clin Biomech*, 1998, 13(1 Suppl 1): S1-S8.
- [30] LIU CW, WANG LL, XU YK, *et al.* Traditional and cortical trajectory screws of static and dynamic lumbar fixation- A finite element study [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2020, 21(1): 463.
- [31] MATSUKAWA K, YATO Y, IMABAYASHI H, *et al.* Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: A finite element study [J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 23(4): 471-478.
- [32] COMPSTON JE, MCCLUNG MR, LESLIE WD. Osteoporosis [J]. *Lancet*, 2019, 393(10169): 364-376.
- [33] 梁成, 王冠, 刘晋琤, 等. 脊柱后路椎弓根固定系统轴向力学研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(2): 195-200.
- LIANG C, WANG G, LIU JH, *et al.* Axial mechanical properties of the posterior spinal pedicle fixation system [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(2): 195-200.
- [34] RYAN PJ, BLAKE GM, HERD R, *et al.* Distribution of bone mineral density in the lumbar spine in health and osteoporosis [J]. *Osteoporos Int*, 1994, 4(2): 67-71.
- [35] BRAILLON PM, LAPILLONNE A, HO PS, *et al.* Assessment of the bone mineral density in the lumbar vertebrae of newborns by quantitative computed tomography [J]. *Skeletal Radiol*, 1996, 25(8): 711-715.
- [36] JAIN P, KHAN MR. Selection of suitable pedicle screw for degenerated cortical and cancellous bone of human lumbar spine: A finite element study [J]. *Int J Artif Organs*, 2021, 44(5): 361-366.
- [37] KIM HJ, CHUN HJ, LEE HM, *et al.* The biomechanical influence of the facet joint orientation and the facet tropism in the lumbar spine [J]. *Spine J*, 2013, 13(10): 1301-1308.