

# 两段式拉力螺钉的滑丝率和加压力研究

刘超<sup>1</sup>, 仇成华<sup>2</sup>, 徐达强<sup>2</sup>

(1. 河南省洛阳正骨医院/河南省骨科医院, 河南 洛阳 471002;

2. 盐城市第三人民医院, 江苏 盐城 224008)

**摘要** 目的: 观察两段式拉力螺钉的滑丝率和加压力。方法: 招募 10 位骨科医生和 1 位独立研究员, 在密度为  $0.08 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、 $0.16 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、 $0.32 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$  的合成松质骨块上进行实验。在相同密度的合成松质骨块上, 每位医生分别使用两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉各拧紧 10 次。10 位医生在 3 种密度的合成松质骨块上共操作 600 次。在医生操作完成后, 研究员继续拧紧螺钉, 直至加压力明显下降, 以确保每次测试所得的加压力曲线均包含上升期、峰值和下降期 3 个阶段。测量并比较医生与研究员拧紧螺钉时的加压力, 判断螺钉是否滑丝。同时, 记录医生停止拧紧螺钉时的加压力, 以比较两段式拉力螺钉与 AO 拉力螺钉的加压力。结果: 两段式拉力螺钉的滑丝率低于 AO 拉力螺钉 (5.33%, 75.67%,  $\chi^2 = 307.923$ ,  $P = 0.000$ )。不同医生之间, 两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉的滑丝率均存在差异 ( $\chi^2 = 109.366$ ,  $P = 0.000$ ;  $\chi^2 = 17.430$ ,  $P = 0.042$ )。在密度为  $0.08 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、 $0.16 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、 $0.32 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$  的合成松质骨块上, 两段式拉力螺钉的滑丝率均低于 AO 拉力螺钉 ( $\chi^2 = 126.750$ ,  $P = 0.000$ ;  $\chi^2 = 101.282$ ,  $P = 0.000$ ;  $\chi^2 = 82.353$ ,  $P = 0.000$ )。不同密度合成松质骨块之间, 两段式拉力螺钉的滑丝率存在差异 ( $\chi^2 = 6.470$ ,  $P = 0.039$ ), AO 拉力螺钉滑丝率的差异无统计学意义 ( $\chi^2 = 1.340$ ,  $P = 0.512$ )。两段式拉力螺钉的整体加压力高于 AO 拉力螺钉 ( $t = -5.800$ ,  $P = 0.000$ )。两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉的加压力均随合成松质骨块密度的增加而增加 ( $F = 2812.63$ ,  $P = 0.000$ ;  $F = 755.193$ ,  $P = 0.000$ )。结论: 相同规格的两段式拉力螺钉的加压力高于 AO 拉力螺钉, 且滑丝率低于 AO 拉力螺钉。

**关键词** 骨螺丝; 骨质疏松性骨折; 松质骨; 滑丝; 加压力

## The thread stripping rate and pressurization force of a two-segmental lag screw: a biomechanical study

LIU Chao<sup>1</sup>, QIU Chenghua<sup>2</sup>, XU Daqiang<sup>2</sup>

1. Luoyang Orthopedic-Traumatological Hospital, Luoyang 471002, Henan, China

2. Yancheng Third People's Hospital, Yancheng 224008, Jiangsu, China

**ABSTRACT** **Objective:** To observe the thread stripping rate and pressurization force of a two-segmental lag screw (TSLS). **Methods:** Ten orthopedic surgeons and an independent investigator were recruited to conduct the experiments on synthetic cancellous bone blocks with densities of 0.08, 0.16, and 0.32 g/cm<sup>3</sup>, respectively. On the synthetic cancellous bone block with the same density, the TSLS and AO lag screw (AOLS) were tightened 10 times, respectively, by each surgeon. In total, the 10 surgeons operated on the synthetic cancellous bone blocks with three different densities for 600 times. After each surgeon finished the operation, the independent investigator advanced the screw until a remarkable decrease of pressurization force was observed, thereby ensuring the pressurization force curve obtained from each test included the ascending phase, the peak value phase, and the descending phase. The pressurization force applied by each surgeon and the investigator when tightened the screw were measured and compared to determine whether the thread was stripped. Meanwhile, the pressurization forces when the surgeons stopped tightening the screw were recorded to analyze the difference of the pressurization force between TSLS and AOLS. **Results:** The thread stripping rate of TSLS was lower than that of AOLS (5.33%, 75.67%,  $\chi^2 = 307.923$ ,  $P = 0.000$ ). There was difference in the thread stripping rate of TSLS and AOLS among different surgeons ( $\chi^2 = 109.366$ ,  $P = 0.000$ ;  $\chi^2 = 17.430$ ,  $P = 0.042$ ). The thread stripping rate of TSLS was lower than that of AOLS on the synthetic cancellous bone blocks with densities of 0.08, 0.16, and 0.32 g/cm<sup>3</sup>, respectively ( $\chi^2 = 126.750$ ,  $P = 0.000$ ;  $\chi^2 = 101.282$ ,  $P = 0.000$ ;  $\chi^2 = 82.353$ ,  $P = 0.000$ ). Further comparison revealed that there was difference in the thread stripping rate of TSLS, while, no statistical difference in the thread stripping rate of AOLS among the synthetic cancellous bone blocks with different densities ( $\chi^2 = 6.470$ ,  $P = 0.039$ ;  $\chi^2 = 1.340$ ,  $P = 0.512$ ). The overall pressurization force of TSLS was higher than that of AOLS ( $t = -5.800$ ,  $P = 0.000$ ). The pressurization force of both TSLS and AOLS increased with the increase in the density of the synthetic cancellous bone blocks ( $F = 2812.63$ ,  $P = 0.000$ ;  $F = 755.193$ ,  $P = 0.000$ ). **Conclusion:** TSLS

has a higher pressurization force and a lower thread stripping rate compared to AOLS with the same specification.

**Keywords** bone screws; osteoporotic fractures; cancellous bone; screw damage; intensity of stress

AO 拉力螺钉的应用范围较广,临床常用于关节内骨折的治疗。在手术中,医生常根据手感拧紧螺钉,通过螺钉上的螺纹旋转作用于周围骨质,从而在骨折块之间产生加压力,以恢复骨折端的稳定性<sup>[1-4]</sup>。然而,对于合并骨质疏松症者,AO 拉力螺钉无法提供足够的加压力来固定骨折端<sup>[5-8]</sup>。针对这一临床问题,徐达强等<sup>[9-10]</sup>设计了两段式拉力螺钉,其加压力峰值高于相同规格的 AO 拉力螺钉,这在理论上表明两段式拉力螺钉的加压力高于 AO 拉力螺钉。相关研究<sup>[11]</sup>表明,医生的个体差异是影响螺钉加压力的关键因素。手术过程中,医生期望通过最大的加压力来固定骨折端,因此倾向于将螺钉拧得更紧<sup>[12-14]</sup>。但是,过度拧紧会导致螺钉滑丝,从而影响螺钉的实际加压性能<sup>[11]</sup>。目前尚无文献报道两段式拉力螺钉的滑丝率和加压力,我们开展了此项研究,现报告如下。

## 1 材料与仪器

### 1.1 实验螺钉

两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉(常州集硕医疗器械有限公司)各 1 个。2 种螺钉均为中空结构,但设计上存在差异。两段式拉力螺钉为组合结构,由钉套和钉体两部分组成,两者之间通过细螺纹连接[图 1(1)]。AO 拉力螺钉的杆部为单一结构[图 1(2)]。2 种螺钉具有以下相同的参数:长度 55 mm,螺钉头部外径 8 mm,螺纹内径 3.2 mm,螺纹外径 6.5 mm,螺距 2.75 mm,螺纹长度 16 mm。



图 1 实验螺钉实物图

### 1.2 实验松质骨

本研究借鉴文献<sup>[11]</sup>的研究方案,选择了 3 种密度的合成松质骨块,其尺寸为  $180 \times 130 \times 40 \text{ mm}^3$ 。

其中,密度为  $0.08 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$  的松质骨用于模拟骨质疏松状况;密度为  $0.16 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$  的松质骨用于模拟骨量减少状况;密度为  $0.32 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$  的松质骨则用于模拟正常松质骨。每种密度的合成松质骨块各 10 个。在每个合成松质骨块上,垂直于  $180 \times 130 \text{ mm}^2$  的面预先钻 20 个孔,孔深 40 mm,孔径 3.2 mm,且所有孔的间距相同。

### 1.3 压力测量设备

本研究所使用的压力测量设备包括两个部分:一个是环形中空的压力传感器[图 2(1)](常州费波斯测量技术有限公司);另一个是垫片[图 2(2)](常州集硕医疗器械有限公司)。压力传感器用于测量螺钉的加压力,其主要参数为:外径 28 mm,中空直径 8 mm,量程  $0 \sim 1 \text{ kN}$ ,精度 0.1 nm。垫片与实验螺钉配合使用,以防止螺钉头部穿过传感器的中空部分。

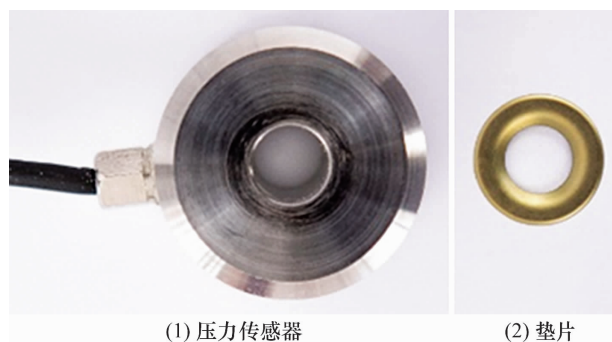


图 2 压力测量设备实物图

## 2 方法

### 2.1 加压力测量

本研究依照文献<sup>[11]</sup>的设计方案,招募了 10 位骨科医生和 1 位独立研究员参与实验。每位医生按照操作流程,先将螺钉穿过垫片和传感器,然后将其植入合成松质骨块中(图 3)。之后,医生们根据自己的手感和临床经验拧紧螺钉,这一过程中可能出现 2 种情况:螺钉未滑丝和螺钉滑丝。为了全面判断螺钉是否滑丝,需要考虑螺钉加压的整个过程。因此,在医生操作完成后,研究员继续拧紧螺钉,直至加压力明显下降(即进入下降期),以确保每次测试所得的加压力曲线均包含上升期、峰值和下降期 3 个阶段。在整个操作过程中,医生和研究员均不查看加压力数据,以避免产生偏倚。在相同密度的合成松质骨块上,每位医生分别使用两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺

钉各拧紧 10 次, 共计 20 次。10 位医生分别在 3 种密度的合成松质骨块上进行操作, 共计 600 次。

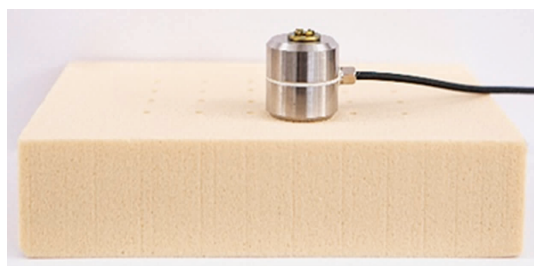
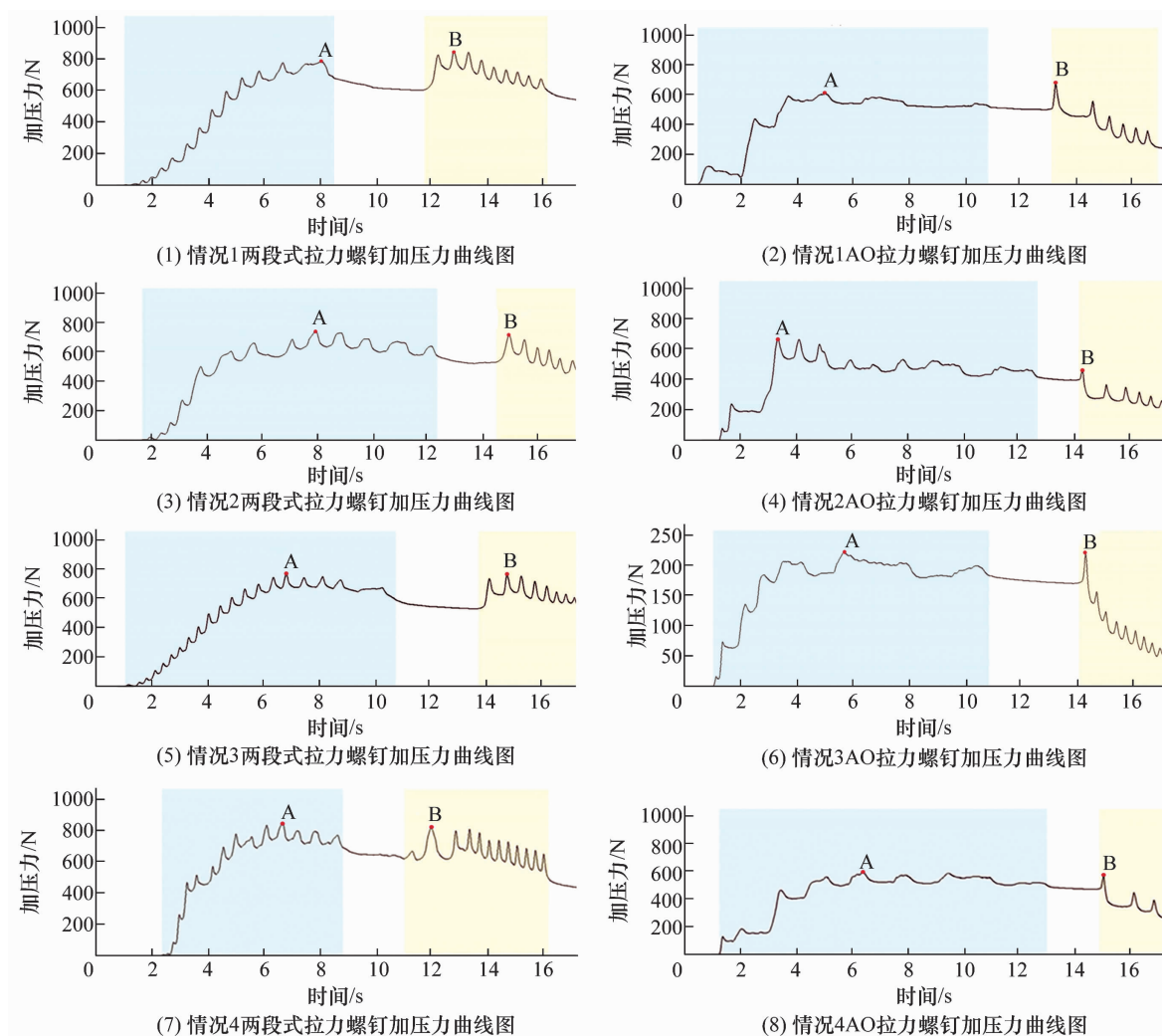


图 3 加压力测量图片

## 2.2 螺钉滑丝判定

本研究通过分析加压力曲线, 收集了医生操作过程中的最大加压力、医生停止操作时的加压力、研究员操作过程中的最大加压力数据, 以此判断螺钉在操作过程中是否滑丝。判定螺钉是否滑丝的标准为: 当

医生操作过程中的最大加压力小于研究员操作过程中的最大加压力, 且医生停止操作时的加压力处于加压力上升期时, 判定螺钉未滑丝[图 4(1)、图 4(2)]; 当医生操作过程中的最大加压力大于研究员操作过程中的最大加压力, 且医生停止操作时的加压力处于加压力下降期时, 判定螺钉滑丝[图 4(3)、图 4(4)]; 当医生操作过程中的最大加压力与研究员操作过程中的最大加压力几乎相等(即研究员操作过程中的最大加压力与医生操作过程中的最大加压力之比  $> 98\%$ ) 时, 判定螺钉未滑丝[图 4(5)、图 4(6)]; 当研究员操作过程中的最大加压力与医生操作过程中的最大加压力之比  $< 98\%$  时, 判定螺钉滑丝[图 4(7)、图 4(8)]。



蓝色区域为医生拧紧螺钉的加压力曲线, 黄色区域为研究员拧紧螺钉的加压力曲线, A 点为医生操作过程中的最大加压力, B 点为研究员操作过程中的最大加压力。

图 4 判定两段式拉力螺钉与 AO 拉力螺钉是否滑丝的加压力曲线图

2.3 数据统计

采用 SPSS18.0 统计软件对所得数据进行统计学分析。2 种螺钉滑丝率、不同医生之间螺钉滑丝率、不同密度合成松质骨块之间螺钉滑丝率的比较均采用  $\chi^2$  检验,不同密度合成松质骨块之间 2 种螺钉加压力的总体比较采用单因素方差分析,2 种螺钉整体加压力的比较采用独立样本  $t$  检验。检验水准  $\alpha=0.05$ 。

3 结果

两段式拉力螺钉的滑丝率为 5.33%,AO 拉力螺钉的滑丝率为 75.67%,两段式拉力螺钉的滑丝率低于 AO 拉力螺钉( $\chi^2=307.923, P=0.000$ ),见表 1。不同医生之间,两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉的滑丝率均存在差异( $\chi^2=109.366, P=0.000; \chi^2=17.430, P=0.042$ ),见表 1。在密度为  $0.08\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ 、 $0.16\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ 、 $0.32\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$  的合成松质骨块上,两段式拉力螺钉的滑丝率均低于 AO 拉力螺钉( $\chi^2=$

$126.750, P=0.000; \chi^2=101.282, P=0.000; \chi^2=82.353, P=0.000$ ),见表 2。不同密度合成松质骨块之间,两段式拉力螺钉的滑丝率存在差异( $\chi^2=6.470, P=0.039$ ),AO 拉力螺钉滑丝率的差异无统计学意义( $\chi^2=1.340, P=0.512$ ),见表 2。两段式拉力螺钉的整体加压力高于 AO 拉力螺钉( $t=-5.800, P=0.000$ ),两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉的加压力均随合成松质骨块密度的增加而增加(表 3)。

4 讨论

AO 拉力螺钉在骨折治疗中扮演着重要角色,尤其是在关节内骨折的治疗中,其有助于实现解剖复位和坚强固定<sup>[1,15-17]</sup>。在手术过程中,医生常根据手感拧紧螺钉。理想状态下,拧紧螺钉应满足以下条件:一是能够提供足够的加压力,以重建骨折部位的稳定性;二是螺钉没有滑丝,其周围的骨质没有明显破坏,且螺钉在骨骼中的稳定性良好。然而,在实际操作

表 1 不同医生之间两段式拉力螺钉与 AO 拉力螺钉的螺钉滑丝和未滑丝分布情况

医生	螺钉滑丝/次		螺钉未滑丝/次	
	两段式拉力螺钉	AO 拉力螺钉	两段式拉力螺钉	AO 拉力螺钉
1	3	26	27	4
2	0	8	30	22
3	5	29	25	1
4	0	25	30	5
5	0	27	30	3
6	2	27	28	3
7	0	20	30	10
8	3	30	27	0
9	1	8	29	22
10	2	27	28	3
合计	16	227	284	73

表 2 不同密度合成松质骨块之间两段式拉力螺钉与 AO 拉力螺钉的螺钉滑丝和未滑丝分布情况

合成松质骨块 密度/ $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$	螺钉滑丝/次		螺钉未滑丝/次	
	两段式拉力螺钉	AO 拉力螺钉	两段式拉力螺钉	AO 拉力螺钉
0.08	1	79	99	21
0.16	6	76	94	24
0.32	9	72	91	28
合计	16	227	284	73

表 3 不同密度合成松质骨块之间两段式拉力螺钉与 AO 拉力螺钉的加压力

合成松质骨块 密度/ $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$	加压力/ $(\bar{x}\pm s, \text{N})$		$t$ 值	$P$ 值
	两段式拉力螺钉	AO 拉力螺钉		
0.08	$79.77\pm 9.85$	$55.40\pm 13.92$	-24.379	0.000
0.16	$200.34\pm 19.29$	$141.02\pm 35.89$	-14.562	0.000
0.32	$576.06\pm 81.71$	$391.09\pm 102.98$	-14.070	0.000
$F$ 值	2 812.630	755.193		
$P$ 值	0.000	0.000		

中,达到这一理想状态较为困难,因为螺钉滑丝是临床常见现象<sup>[14-15,18]</sup>。

本研究发现,两段式拉力螺钉的滑丝率低于 AO 拉力螺钉。这可能是由两段式拉力螺钉的加压机制决定的。两段式拉力螺钉由 2 个组件构成,这 2 个组件之间通过细螺纹连接。在加压过程中,钉套会围绕钉体顺时针旋转,而钉体本身则保持不动。随着螺钉杆部的缩短,钉体一端的大螺纹沿着螺钉的轴线方向压紧周围骨质。由于细螺纹的特性,螺钉的加压过程相对平缓。我们测量了相同规格的两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉的加压力曲线,发现两段式拉力螺钉的加压力曲线较为平缓,并且在峰值区域存在一个平台期。这允许医生能够在一个较大的操作空间内,根据手感反复体验加压力的变化。因此,理论上两段式拉力螺钉不容易滑丝。相比之下,AO 拉力螺钉在峰值区域的加压力变化迅速<sup>[19-21]</sup>,这意味着医生在体验和判断加压力变化时的操作空间较小。因此,理论上 AO 拉力螺钉更容易滑丝。螺钉滑丝率的下降对于临床疗效具有重要意义<sup>[22]</sup>。本研究的结果显示,AO 拉力螺钉的滑丝率与 Stoesz 等<sup>[11]</sup>的研究结论相符。

Stoesz 等<sup>[11]</sup>研究发现,不同医生之间 AO 拉力螺钉的滑丝率存在差异,认为其原因是不同医生对加压力变化的敏感度不同。目前,关于医生个体差异对两段式拉力螺钉使用影响的研究尚无文献报道。因此,本研究参考了 Stoesz 等<sup>[11]</sup>的研究方案,招募了 10 位医生,以分析医生个体差异对 2 种螺钉滑丝率的影响。本研究发现,不同医生在使用两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉时的滑丝率均存在差异,这可能与医生在拧紧螺钉时主要依赖于手感有关。理论上,两段式拉力螺钉降低了医生在加压力变化时的操作难度。这是因为与 AO 拉力螺钉相比,两段式拉力螺钉具有更大的操作容差范围。在这个范围内,医生可以更容易地感知并控制加压力的变化,从而减少因操作不当造成的螺钉滑丝。这意味着不同医生在应用两段式拉力螺钉进行操作时,相对不容易出现操作失误。

骨密度是影响拉力螺钉加压力的一个重要因素<sup>[23-25]</sup>。本研究使用了 3 种密度的合成松质骨块进行实验,发现不同密度合成松质骨块之间,两段式拉力螺钉的滑丝率存在差异,而 AO 拉力螺钉的滑丝率差异无统计学意义。其中,骨密度对 AO 拉力螺钉的

滑丝率无影响,这与 Stoesz 等<sup>[11]</sup>的研究结论一致。骨密度会影响两段式拉力螺钉的滑丝率,这可能是因为在骨密度较低的情况下,较低的加压力对医生拧紧两段式拉力螺钉更有利。此外,本研究发现,两段式拉力螺钉的加压力高于 AO 拉力螺钉,这与前期研究结果<sup>[26]</sup>一致。我们认为,两段式拉力螺钉的加压力优势,一方面在于其加压力峰值高于相同规格的 AO 拉力螺钉,另一方面则在于其滑丝率低于相同规格的 AO 拉力螺钉。

本研究采用合成松质骨替代人松质骨进行实验,因此,本研究获得的数据不能直接应用于临床。在少数情况下,医生在拧紧螺钉时能够达到理想状态,即加压力达到峰值区域,此时医生操作过程中的最大加压力与研究员操作过程中的最大加压力几乎相等。为了分析这种理想状态下的数据,我们明确了螺钉滑丝的标准,并据此对相应的数据进行了解读。因此,我们认为这种分析方式不会对本研究的结论产生负面影响。

本研究结果表明,相同规格的两段式拉力螺钉的加压力高于 AO 拉力螺钉,且滑丝率低于 AO 拉力螺钉。但是,本研究的样本量较小,未来还需通过大样本量的高质量研究进一步验证本研究的结果。

## 参考文献

- [1] 陈金洪. 漂膝损伤的诊断与治疗[J]. 中医正骨, 2002, 14(1): 17-18.
- [2] TOULOUPAKIS G, GHIRARDELLI S, THEODORAKIS E, et al. A modified anterolateral swashbuckler approach for distal femoral fractures: description and outcomes[J]. Acta Biomed, 2022, 93(1): e2022005.
- [3] ZHANG J, WEI Y, LI G, et al. Interfragmentary lag screw and locking plate combination in simple distal femoral fractures: A finite element analysis[J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2021, 55(1): 9-15.
- [4] VICENTI G, BIZZOCA D, NAPPI V S, et al. The impact of lag screw in the healing time of distal tibia fractures treated with minimally invasive plate osteosynthesis: A randomized clinical trial[J]. Injury, 2020, 51(Suppl 3): S80-S85.
- [5] WICHLAS F, HAYBÄCK G, HOFMANN V, et al. Advancing fracture management: the role of minimally invasive osteosynthesis in orthopedic trauma care[J]. Eur J Trauma Emerg Surg, 2024, 50(5): 2331-2344.
- [6] COLDING-RASMUSSEN T, SCHWARZENBERG P, HORSTMANN P F, et al. Biomechanical variability and usability of a

- novel customizable fracture fixation technique [J]. *Bioengineering (Basel)*, 2023, 10(10):1146.
- [7] BENEDIKT S, KAISER P, SCHMIDLE G, et al. Lessons learned with the Cobra prosthesis in elderly patients with complex distal radius fractures – a retrospective follow-up study [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2022, 142(2):343 – 353.
- [8] LAMPROPOULOU-ADAMIDOU K, KARAMPINAS P K, CHRONOPOULOS E, et al. Currents of plate osteosynthesis in osteoporotic bone [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2014, 24(4):427 – 433.
- [9] 徐达强. 一种应用于部分关节骨折的可量化扭力的螺纹型加压装置:201110154601.4 [P]. 2011 – 10 – 19.
- [10] XU D Q, SUN P D, WANG J, et al. The new shank construct of lag screw improves the maximum compression force for internal fixations: preliminary results [J]. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 2015, 19(12):2195 – 2201.
- [11] STOESZ M J, GUSTAFSON P A, PATEL B V, et al. Surgeon perception of cancellous screw fixation [J]. *J Orthop Trauma*, 2014, 28(1):e1 – e7.
- [12] FLETCHER J W A, NEUMANN V, WENZEL L, et al. Variations in non-locking screw insertion conditions generate unpredictable changes to achieved fixation tightness and stripping rates [J]. *Clin Biomech (Bristol)*, 2020, 80:105201.
- [13] FLETCHER J W A, NEUMANN V, WENZEL L, et al. Screw tightness and stripping rates vary between biomechanical researchers and practicing orthopaedic surgeons [J]. *J Orthop Surg Res*, 2021, 16(1):642.
- [14] FLETCHER J W A, WENZEL L, NEUMANN V, et al. Surgical performance when inserting non-locking screws: a systematic review [J]. *EFORT Open Rev*, 2020, 5(1):26 – 36.
- [15] ADDEVICO F, SOLITRO G F, MORANDI M M. Salvaging pull-out strength in a previously stripped screw site: a comparison of three rescue techniques [J]. *J Funct Morphol Kinesiol*, 2021, 6(3):71.
- [16] ZENG L, WANG Y, HE D, et al. The effectiveness of a self-made modular elastic compression device for patients with a fracture of the tibia and fibula [J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15(1):153.
- [17] SRINIVASAN A, YOUNG M, AMBROSE C, et al. Maintenance of compression with a positional screw versus compression generated with a lag screw [J]. *J Orthop Trauma*, 2019, 33(11):564 – 568.
- [18] 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.
- [19] USAMI T, TAKADA N, IWATA H, et al. A biomechanical analysis of the effect of hydroxyapatite augmentation for trochanteric femoral fractures [J]. *Exp Ther Med*, 2023, 25(6):256.
- [20] FLETCHER J W A, ZDERIC I, GUEORGUIEV B, et al. Stripping torques in human bone can be reliably predicted prior to screw insertion with optimum tightness being found between 70% and 80% of the maximum [J]. *Bone Joint Res*, 2020, 9(8):493 – 500.
- [21] REYNOLDS K J, CLEEK T M, MOHTAR A A, et al. Predicting cancellous bone failure during screw insertion [J]. *J Biomech*, 2013, 46(6):1207 – 1210.
- [22] WILKIE J, JALAL N A, RAUTER G, et al. Segmenting/pre-processing data from bone screw thread-stripping tests [J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2023, 2023:1 – 4.
- [23] POILLIOT A, GAY-DUJAK M H, MÜLLER-GERBL M. The quantification of 3D-trabecular architecture of the fourth cervical vertebra using CT osteoabsorptiometry and micro-CT [J]. *J Orthop Surg Res*, 2023, 18(1):297.
- [24] VAHIDI G, FLOOK H, SHERK V, et al. Bone biomechanical properties and tissue-scale bone quality in a genetic mouse model of familial dysautonomia [J]. *Osteoporos Int*, 2021, 32(11):2335 – 2346.
- [25] XU G, WANG Q, LI Z, et al. Computed tomography osteoabsorptiometry: review of bone density, mechanical strength of material and clinical application [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2023, 11:1066709.
- [26] 徐达强, 孙培栋, 赵加力, 等. 两段式拉力螺钉和 AO 拉力螺钉加压性能和加压后钉道损伤程度比较 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2022, 40(6):710 – 713.

(收稿日期:2024-08-26 本文编辑:郭毅曼)