

DOI: 10.3969/j.issn.1005-8982.2016.07.011

文章编号: 1005-8982(2016)07-0048-06

综述

对侧皮质锁定技术治疗股骨远端骨折的研究近况

徐可林 综述,殷渠东 审校

(江苏省无锡市第九人民医院 骨科,江苏 无锡 214062)

摘要: 传统锁定螺钉装置存在刚度较高、近钢板侧应力集中的缺陷。近年来,因为传统锁定螺钉装置治疗股骨远端骨折愈合率较低,对侧皮质锁定技术(FCL)逐渐受到重视。其能降低传统锁定螺钉装置 80% 的固定强度,且保留锁定螺钉装置整体固定强度,提供弹性固定和骨折断端的平行微动,骨折端的骨痂生长较多、对称。在治疗骨折的理论上,FCL 有新突破。在动物实验和初步临床应用中,可以使传统锁定螺钉装置治疗股骨远端骨折的愈合率提高。

关键词: 股骨远端骨折;锁定螺钉;对侧皮质锁定

中图分类号: R274.1

文献标识码: A

Recent development of far cortical locking technology for treatment of distal femur fractures

Ke-lin Xu, Qu-dong Yin

(Department of Orthopaedics, the Ninth People's Hospital of Wuxi, Wuxi, Jiangsu 214062, China)

Abstract: Traditional locking screw constructs have defects of high stiffness and strain concentration at the near cortex under the plate. Recently, a kind of far cortical locking technology motivated by a high rate of nonunion of distal femur fractures treated with traditional locking screw constructs has been gradually developed. It can reduce the stiffness of traditional locking screw constructs by 80% while retain the same strength as the locking screw constructs, provide flexible fixation and parallel micro-motion, and induce more and symmetrical callus formation. There is a new breakthrough in theory in far cortical locking technology for treatment of fractures. It has showed that far cortical locking technology may reduce the high rate of nonunion of distal femur fractures in animal experiment and primary clinical application.

Keywords: distal femur fracture; locking screw; far cortical locking

锁定螺钉是骨折内固定技术的一大突破性进展,其可扩大骨质疏松骨折和关节周围骨折内固定手术的适应证,是一种有效的骨折治疗方法^[1-2]。但是,随着传统锁定螺钉应用的普及,某些部位骨折的不愈合率较高没有得到明显改善。据报道,股骨远端骨折应用传统锁定螺钉内固定治疗后,骨折延迟愈合或不愈合、钢板拨出、内固定断裂等需要再次手术干预的并发症发生率 >20%^[3-8]。因此,股骨远端骨折的治疗,仍然是骨折治疗的难点之一。随着对骨折愈

合生物学和生物力学机制研究的深入,以及对传统锁定螺钉应用的不断总结和反思,人们逐渐认识到传统锁定螺钉装置存在刚度较高、钢板近侧应力较集中等问题^[3-8]。近年来,因为传统锁定螺钉装置治疗股骨远端骨折愈合率较低,对侧皮质锁定技术(far cortical locking, FCL)逐渐受到重视。其能降低传统锁定螺钉装置 80% 的固定强度,且保留锁定螺钉装置整体固定强度,提供弹性固定和骨折断端的平行微动,骨折端的骨痂生长较多、对称^[9-11]。目前已经上

收稿日期:2015-11-13

市的 FCL 螺钉系统产品有美国 Zimmer 公司的 MotionLoc 螺钉^[11-13]和美国 DePuy-Synthes 公司的动态锁定螺钉 (dynamic locking screws, DLS)^[14-15]。现将 FCL 技术治疗股骨远端骨折的研究近况报道如下。

1 传统锁定螺钉装置存在的问题和 FCL 技术的诞生

锁定螺钉和利用锁定螺钉行微创钢板接骨术 (minimally invasive plate osteosynthesis, MIPO) 治疗骨折是顺应骨折治疗生物学接骨术 (biological osteosynthesis, BO) 理论发展而来的^[1-3]。BO 理论重视保护骨折部位血供,主张采用桥接技术,不必追求骨折解剖复位和坚强固定。锁定螺钉依靠螺钉的螺纹与钢板的螺纹孔之间锁定连接,使整体装置成为一个框架结构,并不需要钢板与骨面紧密接触,钢板与骨面之间可有一定间隙,其最大优点是减少对局部血供的破坏;同时,钢板与骨面之间可有一定间隙,通过桥接连接骨折两端实现内固定,使骨折端有一定活动度。因此,锁定螺钉固定治疗骨折的愈合方式属于典型的二期愈合,骨痂的出现往往预示骨折愈合良好^[4-5]。但是,随着锁定螺钉应用的普及,部分患者的骨折不愈合和内固定断裂等并发症的发生率仍然很高,基本与非锁定螺钉固定一样,并没有明显改善。最为典型的部位就是股骨远端骨折,包括股骨远端假体周围骨折,主要是股骨髁上骨折。Henderson 等^[6]报道 2 例股骨远端假体周围骨折患者应用传统锁定钢板治疗,1 例锁定内固定后失效,反而出现骨痂形成良好、骨折愈合;另 1 例无内固定失效,但术后 6 个月骨折不愈合。其认为,传统锁定螺钉装置刚度过高,不利于骨痂形成和骨折愈合,而弹性固定才有利于骨痂形成和骨折愈合。据报道,应用传统锁定螺钉装置治疗股骨髁上骨折的延迟愈合或不愈合、钢板拨出、内固定断裂等需要再次手术干预的并发症发生率高达 20%~37%^[1-8]。较高的骨折不愈合率是由骨折部位的力学环境所决定。由于 BO 理论更侧重于恢复轴向及旋转力线,而不是解剖复位和断端加压,不可避免地会导致骨折断端出现间隙,而坚强锁定螺钉内固定常常限制骨折部位的活动,应力遮挡容易产生断端骨吸收、骨萎缩。即使骨折端有轻微活动,往往是在钢板近侧皮质的应力集中处,微动较少,导致该处骨痂形成较少。传统锁定固定后钢板末端处骨干应力较为集中,容易再骨折。归纳起来,传统锁定螺钉装置的主要问题是刚度过高,应力

在骨折端的钢板对侧皮质较大、钢板近侧皮质较小和钢板末端处骨干应力较集中等^[1-7]。

针对传统锁定螺钉固定存在上述问题,人们首先想到是采用降低锁定螺钉固定强度的方法,即在骨折两端少使用螺钉,增加钢板长度,采用钛制钢板替代不锈钢钢板。上述方法都能降低锁定螺钉固定强度,使内固定受力后容易弯曲,但只提高断端的钢板对侧皮质的活动度,并没有增加钢板近侧皮质的活动度,因此断端两侧应力不均的问题仍未改变,骨痂生成也不对称,仍容易发生骨折不愈合。Bottlang 等^[9-11]在 2005 年美国矫形研究协会年会上首次提出 FCL 概念,由此设计出首款 FCL 螺钉——MotionLoc 螺钉,该特殊螺钉的螺杆远端和钉尾有螺纹,分别与钢板对侧皮质和钢板锁定,而靠近钢板近侧的螺杆近端没有螺纹,螺杆与钢板近侧皮质孔周围有空隙,而且螺杆具有弹性,螺钉锁定后钢板与骨面也有间隙,受力后螺钉可以弯曲,因此在断端两侧可以产生对称的微动^[11-13]。2009 年,德国学者 Döbele 等^[14-15]也设计出另一款 FCL 螺钉——DLS,该特殊螺钉由钉套和钉芯两部分组成,钉芯近端与钢板锁定,钉套远端与远侧皮质锁定,钉芯与钉套之间有一定空隙,使螺钉在钉套内部有 0.2 mm 的微动,而且钉芯受力后也可以弯曲,因此在断端两侧也可产生对称微动。Gardner 等^[16-17]还报道一种改良的锁定螺钉固定方法,将靠近骨干一端钢板近侧皮质孔椭圆形扩大后,拧入传统的锁定螺钉固定,可以产生与 FCL 相似的骨折断端间平行微动。

2 生物力学

FCL 技术治疗骨折的原理,归纳起来有 5 个明显的生物力学特点:①弹性固定;②骨折断端间应力平行和平行微动;③刚度二相性;④可靠整体装置固定强度;⑤钢板上螺钉应力均匀分布。

2.1 弹性固定和应力平行

锁定螺钉固定治疗骨折属于典型的二期愈合。金属钢板和螺钉在承受轴向或屈曲载荷作用下会发生微小弯曲,形成骨折断端较小程度活动(微动)。骨折断端的微动与骨痂形成密切相关,但只有骨折断端一定范围内的微动才有利于骨痂形成和骨折愈合,这就要求弹性固定,即要求刚度适中。刚度是施加载荷与发生位移的比值,是评价骨痂关键性指标^[9]。刚度过低意味着一定载荷下骨折断端间活动度过大,刚度过高意味着一定载荷下骨折断端间微动过小,

两者均不利于骨痂形成,影响骨折二期愈合。总体上讲,传统锁定螺钉固定骨折断端产生的应力和微动均较小,且不对称。其中,骨折端的钢板近侧皮质的应力和微动较小,而骨折端的钢板对侧皮质的应力和微动相对较大,导致骨折端的骨痂形成不对称^[1,3-5]。FCL 螺钉的螺杆或钉芯均有弹性,在承受载荷时会发生 S 形变,产生骨折断端间微动。骨折断端间微动幅度主要与钉道长度、钉杆或钉芯周围空隙大小有关^[9-13]。与传统锁定螺钉固定相比,FCL 螺钉特殊的设计使钢板对侧皮质的应力和微动稍微增加,而钢板近侧皮质的应力和微动明显增加,这样骨折端两侧在承受载荷时所受应力比较均匀,有利于断端形成对称骨痂和骨折愈合^[9-13]。Bottlang 等^[13]在替代骨骼上模拟股骨干骨折,比较传统锁定螺钉装置与 MotionLoc 螺钉系统在轴向载荷下骨折断端间微动距离,在 200 N 轴向载荷下,传统锁定螺钉组钢板近侧皮质的微动距离为 0.02 mm,钢板对侧皮质为 0.05 mm,两者比较差异有统计学意义($P < 0.01$),而 MotionLoc 螺钉组钢板近侧和钢板对侧皮质处微动距离分别是 0.51 和 0.59 mm,比传统锁定螺钉组大,而且两侧应力和微动距离几乎一致;传统锁定螺钉组的刚度是 MotionLoc 螺钉组的数倍,即高出一个数量级,结果表明,相对于传统锁定螺钉装置,MotionLoc 螺钉系统骨折断端应力和微动较大、而且几乎平行。Döbele 等^[14-15]比较 DLS 装置和传统锁定螺钉装置的刚度和微动实验显示,在 150 N 轴向压缩载荷下,DLS 组较传统锁定螺钉组的刚度减少 16%,而骨折端微动从传统锁定螺钉组的 282 μ 增加到 DLS 组的 423 μ ;在 200 N 轴向压缩载荷时,DLS 组的刚度较传统锁定螺钉组减少 74%。而且 DLS 组刚度具有二相性,骨折端微动距离为 0.033 ~ 0.210 mm。

以往多项研究结果表明,在受到载荷时,骨折块间有利于骨折二期愈合的最佳微动距离为 0.2 ~ 1.0 mm^[13-14]。而 FCL 螺钉系统在生理载荷下,骨折断端间产生的微动距离就在最佳微动范围内,而且两侧平行。因此,FCL 螺钉系统是弹性固定和应力平行的有机结合,与外固定支架治疗骨折的特点相似,有利于骨痂形成和骨折二期愈合^[5,18-19]。

2.2 刚度二相性和可靠整体装置固定强度的巧妙结合

单枚 FCL 螺钉的强度与单枚传统锁定螺钉一致,但是 MotionLoc 螺杆部无螺纹,且有弹性,螺钉锁定钢板与骨面有间隙,固定后螺钉可以发生弯曲,

使 FCL 螺钉系统刚度小于传统锁定螺钉装置。当载荷较小时,FCL 螺钉系统刚度较小;当载荷增大时,MotionLoc 螺杆与钢板近侧皮质接触时,可获得额外的钢板近侧皮质骨支撑,使 FCL 螺钉系统的刚度因此提高,这种刚度可变特性称为刚度二相性^[11-15,20]。Bottlang 等^[13]在替代骨骼上模拟股骨干骨折,对比传统锁定螺钉装置和 MotionLoc 螺钉系统的生物力学性能,均采用 4.5 mm 系统钛合金锁定钢板,结果显示,当轴向载荷 < 400 N 时,MotionLoc 螺钉系统比传统锁定螺钉装置的刚度低 88%;当轴向载荷 > 400 N 时,传统锁定螺钉装置的刚度不变,而 MotionLoc 螺钉系统的刚度增加到原来的 6 倍,仍较传统锁定螺钉装置低 22%,证实 MotionLoc 螺钉系统存在刚度二相性。Bottlang 等^[13]行有限元分析,结果显示,当模拟载荷增大到 1 000 N 时,钢板近侧骨皮质的应力开始增大,也证实 MotionLoc 螺钉系统存在刚度二相性。

尽管 FCL 螺钉系统存在刚度二相性,但是 FCL 螺钉系统的整体固定强度或稳定性并没有因其整体刚度降低和刚度可变特点而降低。Bottlang 等^[11,13]比较传统锁定螺钉装置和 FCL 螺钉系统在非骨质疏松和骨质疏松模型中的固定强度,结果显示,在非骨质疏松模型中,FCL 组比传统锁定螺钉组的强度在轴向压缩载荷下小 7%,在扭转载荷下高 54%,在弯曲载荷下高 21%;在骨质疏松模型中,FCL 组比传统锁定螺钉组的强度在轴向压缩载荷下小 16%,在扭转载荷下高 9%,在弯曲载荷下高 20%。Doomink 等^[21]采用新鲜冷冻尸体股骨标本模拟股骨上骨折施加轴向载荷,比较传统锁定螺钉装置与 FCL 螺钉系统的刚度、动态加压下的耐久性以及动态加压破坏性试验的剩余强度,结果显示,FCL 组的初始刚度为 (1.2 ± 0.3) KN/mm,比传统锁定螺钉组低 81%,但随着载荷的增大,FCL 组刚度上升至 (3.7 ± 1.2) KN/mm,表现出刚度二相性;在 800 N 载荷下,FCL 组骨折断端微动值是传统锁定螺钉组的 4 倍,且骨折断端微动近乎平行,而传统锁定螺钉组的钢板近侧皮质微动较钢板对侧皮质小 48%;在破坏性试验中,最终 7 个传统锁定螺钉装置样本和 8 个 FCL 螺钉系统样本承受住 10 万次、1 870 N 的轴向循环载荷加载。上述样本中,传统锁定螺钉装置的剩余强度为 (5.0 ± 1.6) KN,FCL 螺钉系统为 (5.3 ± 1.1) KN,两者比较差异无统计学意义($P > 0.05$)。

刚度二相性和可靠整体装置固定强度巧妙结合的价值体现为,FCL 螺钉系统起始刚度较小,有利于

在术后初期负重较小情况下仍能够提供足够的骨折断端间微动;随着后期负重逐渐变大,FCL 螺钉系统刚度相应变大,又抑制骨折断端间过大微动,也有利于骨折二期愈合。虽然 FCL 螺钉系统的总体刚度较传统锁定螺钉装置明显下降,可以提供骨折断端间有益的平行微动,但其抗压强度并没有明显减少,其抗扭转和抗弯曲强度反而有所增加,整体装置固定强度与传统锁定螺钉装置一样可靠,从而消除不利于骨折愈合的某些方面微动(如剪切应力、过大微动),能为早期康复活动和骨折愈合提供可靠的稳定性。

2.3 钢板上螺钉应力均匀分布

实验显示,当弯曲载荷逐渐增大直至破坏,传统锁定螺钉装置最终在钢板末端的螺钉孔处发生螺钉断裂或骨干再骨折,说明传统锁定螺钉装置的应力集中在钢板末端的钢板与钢板近侧皮质处^[2,7-9]。FCL 螺钉的应力不再集中在螺钉与钢板螺纹孔连接处,而是均匀地分布在螺孔;FCL 螺钉系统的应力均匀分布在所有 FCL 螺钉,也不再集中在钢板末端的螺钉,从而降低螺钉断裂、骨干再骨折风险,并增强整体装置装置的固定强度^[13-14,22]。Bottlang 等^[13]进行有限元分析,结果显示,在施加轴向载荷时,FCL 螺孔上应力分布比较均匀,而且所有 FCL 螺钉的弯曲程度相同。

3 手术技术要点和临床效果

FCL 螺钉系统的钢板为标准锁定钢板,按功能不同分为 3 个特殊区域:①关节区为骨折远端骨质;②骨干区为骨折近端、可以打入 MotionLoc 螺钉的骨质;③活动区为介于关节区和骨干区之间的所有骨折区域。应用 FCL 技术固定时,每个区域都有特殊要求。关节区使用标准锁定螺钉,与标准锁定钢板方法一致。骨干区只能使用 FCL 螺钉,一般使用 3 或 4 枚 FCL 螺钉固定。活动区通常不使用螺钉,如果确实需要固定骨块,应该将骨块解剖复位并使用拉力螺钉固定到邻近节段的骨质上^[23-30]。FCL 螺钉应完全穿透对侧皮质,每枚螺钉长度要比钉道测量长度增加 2 mm,以确保拧入螺钉在对侧皮质牢固把持力。为能够在断端产生相对移动,钢板必须离开骨面一定距离和选择最大长度的钉道,才能发挥 FCL 特有的骨折端理想微动。因此要求在 FCL 螺钉拧入固定后,每枚螺钉都要拧松半圈,这样钢板和骨面之间才有发生相对移动的距离。尽管钢板螺孔可以允许

MotionLoc 螺钉 30° 弧度内各向偏斜,但应在横截面上成角以获得最大钉道长度的方向钻孔,而不要在矢状面成角^[23-24]。因为 MotionLoc 螺钉矢状面成角可以引起早期螺钉与近钢板侧皮质撞击,不利于 FCL 螺钉发挥其特有的作用,而 DLS 无矢状面成角会有螺钉与近钢板侧皮质撞击的顾虑^[25,30]。MotionLoc 螺钉系统固定后,遵循髋部骨折术后处理原则,健康的年轻患者可以不负重活动,6 周后完全负重,老年患者可以马上负重活动^[23,25]。

目前,FCL 技术治疗股骨远端骨折的临床应用仍为初步阶段。Bottlang 等^[24]报道 32 例共计 33 处股骨远端骨折患者应用 MotionLoc 螺钉系统治疗的前瞻性研究结果,骨折 AO/OTA 分型为 33-A 型和 33-C 型,干骺端采用标准松质骨锁定螺钉固定,骨干端使用 MotionLoc 螺钉固定,骨折端未行植骨,分别从骨折愈合以及术后并发症两方面进行评价。2 例失访,最终有 29 例共 31 处骨折纳入评价。该 31 处骨折共使用 125 枚 MotionLoc 螺钉,均未出现松动或断裂。1 例于骺端发生 5.8° 内翻骨折移位。在骨折愈合方面,30 处骨折于(15.6 ± 6.2)周骨折完全愈合,肢体能在术后 24 周无痛性负重。1 例曾在术后 5d 时发生旋转畸形,1 例因术后 6 个月发生骨不连,均再次行修正手术,术后骨折愈合良好,无其他并发症发生。Ries 等^[27]报道 20 例股骨远端假体周围骨折应用 MotionLoc 螺钉系统固定治疗初步结果,随访 24 周,骨折愈合率为 89%。在愈合的患者中,内侧骨痂形成时间为 10.67 周,前方骨痂形成时间为 11.0 周,后方骨痂形成时间为 13.4 周,没有发生螺钉断裂。与传统锁定螺钉装置相比,FCL 装置治疗骨痂形成更早、更健康 and 更对称。Admams 等^[28]报道 15 例股骨远端骨折患者应用 MotionLoc 螺钉系统固定治疗,其中 2 例伴骨缺损,术后随访骨折均愈合,平均愈合时间为 24 周,结果较为满意。Freude 等^[26]报道应用 DLS 装置治疗包括股骨远端骨折在内的多个部位骨折共 35 例患者,也取得较传统锁定螺钉装置更好的骨折愈合效果。

4 总结和展望

FCL 技术是传统锁定螺钉固定技术的创新和发展,使锁定螺钉可以更好地适用于骨折不愈合率较高的特殊部位骨折(股骨远端骨折,尤其是粉碎性骨折)和特殊类型骨折(股骨远端骨折延迟愈合和不愈合)。不仅在治疗骨折的理论上有新突破,而且在动

物实验和初步临床应用中,使传统锁定螺钉装置治疗股骨远端骨折的愈合率提高。

FCL 技术除主要适用于股骨远端骨折外,也适用于股骨近端骨折、胫骨和肱骨近端或远端骨折^[13,24,26,29-30]。尽管如此,FCL 技术临床应用尚属初期阶段,总体上应用病例较少,观察时间较短,能否在长期临床实践中表现出与其生物力学和动物实验相似的效果,有待多中心、临床随机对照试验研究验证。MotionLoc 螺钉与钢板锁定后要求后退半圈,但螺钉在钉道内后退后会降低螺钉抗拔力。在骨质疏松患者中,MotionLoc 螺钉单皮质固定的抗拔力是否足够、有无螺钉松动,以及 DLS 钉芯相对较细、有无钉芯断裂等发生,仍需要更多观察和研究。

参 考 文 献:

- [1] Henderson CE, Bottlang M, Marsh JL, et al. Does locked plating of periprosthetic supracondylar femur fractures promote bone healing by callus formation? Two cases with opposite outcomes[J]. Iowa Orthop J, 2008, (28): 73-76.
- [2] Lujan TJ, Henderson CE, Madey SM, et al. Locked plating of distal femur fractures leads to inconsistent and asymmetric callus formation[J]. J Orthop Trauma, 2010, 24(3): 156-162.
- [3] Ebraheim NA, Liu J, Hashmi SZ, et al. High complication rate in locking plate fixation of lower periprosthetic distal femur fractures in patients with total knee arthroplasties[J]. J Arthroplasty, 2012, 27(5): 809-813.
- [4] Ehlinger M, Philippe A, Abane L, et al. Treatment of periprosthetic femoral fractures of the knee[J]. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011, 19(9): 1473-1478.
- [5] Egol KA, Ong CC, Walsh M, et al. Early complications in proximal humerus fractures (OTA Types 11) treated with locked plates[J]. J Orthop Trauma, 2008, 22(3): 159-164.
- [6] Marsland D, Mears SC. A review of periprosthetic femoral fractures associated with total hip arthroplasty[J]. Geriatr Orthop Surg Rehabil, 2012, 3(3): 107-120.
- [7] Henderson CE, Kuhl LL, Fitzpatrick DC, et al. Locking plates for distal femur fractures: Is there a problem with fracture healing[J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(suppl 3): S8-S14.
- [8] Hoffmann MF, Jones CB, Sietsema DL, et al. Outcome of periprosthetic distal femoral fractures following knee arthroplasty[J]. Injury, 2012, 43(7): 1084-1089.
- [9] Bottlang M, Doornink J, Byrd GD, et al. A nonlocking end screw can decrease fracture risk caused by locked plating in the osteoporotic diaphysis [J]. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2009, 91(3): 620-627.
- [10] Bottlang M, Doornink J, Daniel C, et al. Far cortical locking can reduce stiffness of locked plating constructs while retaining construct strength[J]. J Bone Joint Surg Am, 2009, 91(8): 1985-1994.
- [11] Bottlang M, Doornink J, Trevor J. Effects of construct stiffness on healing of fractures stabilized with locking plates[J]. J Bone Joint Surg Am, 2010, 92(suppl 2): S12-S22.
- [12] Bottlang M, Lesser M, Koerber J, et al. Far cortical locking can improve healing of fractures stabilized with locking plates[J]. J Bone Joint Surg Am, 2010, 92(7): 1652-1660.
- [13] Bottlang M, Feist F. Biomechanics of far cortical locking[J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(suppl 1): S21-S28.
- [14] Döbele S, Gardner M, Schröter S, et al. DLS 5.0-The Biomechanical Effects of Dynamic Locking Screws [J]. PLoS One, 2014, 9(4): DOI: 10.1371/journal.pone.0091933.
- [15] Döbele S, Horn C, Eichhorn S, et al. The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness[J]. Langenbecks Arch Surg, 2010, 395(4): 421-428.
- [16] Gardner MJ, Nork SE, Huber P, et al. Less rigid stable fracture fixation in osteoporotic bone using locked plates with near cortical slots[J]. Injury, 2010, 41(6): 652-656.
- [17] Gardner MJ, Nork SE, Huber P, et al. Stiffness modulation of locking plate constructs using near cortical slotted holes: a preliminary study[J]. J Orthop Trauma, 2009, 23(4): 281-287.
- [18] Bottlang M, Feist F. Biomechanics of far cortical locking[J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(suppl 1): S21-S28.
- [19] Schmal H, Strohm PC, Jaeger M, et al. Flexible fixation and fracture healing: do locked plating internal fixators resemble external fixators[J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(suppl 1): S15-S20.
- [20] Plecko M, Lagerpusch N, Andermatt D, et al. The dynamisation of locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws (DLS)-an experimental study in sheep[J]. Injury, 2013, 44(10): 1346-1357.
- [21] Doornink J, Fitzpatrick DC, Madey SM, et al. Far cortical locking enables flexible fixation with periarticular locking plates[J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(1): S29-S34.
- [22] Richter H, Plecko M, Andermatt D, et al. Dynamization at the near cortex in locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws: an experimental study of transverse tibial osteotomies in sheep[J]. J Bone Joint Surg Am, 2015, 97(3): 208-215.
- [23] Plecko M, Lagerpusch N, Andermatt D, et al. The dynamisation of locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws (DLS)-an experimental study in sheep[J]. Injury, 2013, 44(10): 1346-1357.
- [24] Bottlang M, Fitzpatrick DC, Sheerin D, et al. Dynamic fixation of distal femur fractures using far cortical locking screws: a prospective observational study[J]. J Orthop Trauma, 2014, 28(4): 181-188.
- [25] Ries ZG, Marsh JL. Far cortical locking technology for fixation of periprosthetic distal femur fractures: a surgical technique[J]. J Knee Surg, 2013, 26(1): 15-18.
- [26] Freude T, Schröter S, Kraus TM, et al. Dynamic locking screw

- 5.0-first clinical experience[J]. Zeitschrift Fur Orthopadie Und Unfallchirurgie, 2013, 151(3): 284-290.
- [27] Ries Z, Hansen K, Bottlang M, et al. Healing results of periprosthetic distal femur fractures treated with far cortical locking technology: a preliminary retrospective study[J]. Iowa Orthop J, 2013, (33): 7-11.
- [28] Adams Jd JR, Tanner SL, Jeray KJ. Far cortical locking screws in distal femur fractures[J]. Orthopedics, 2011, 38(3): 153-156.
- [29] Claes L. Biomechanical principles and mechanobiologic aspects of flexible and locked plating[J]. J Orthop Traum, 2011, 25 (suppl 1): S4-S7.
- [30] Freude T, Schroeter S, Plecko M, et al. Dynamic locking screw (DLS)-leads to less secondary screw perforations in proximal humerus fractures[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2014(15): 194.

(童颖丹 编辑)

《中国医学工程》投稿须知

《中国医学工程》杂志(期刊号:ISSN1672-2019/CN11-4983/R),月刊,公开发行人。本刊由中华人民共和国国家卫生和计划生育委员会主管,中国医药生物技术协会、中南大学肝胆肠外科研究中心主办,由中华人民共和国国家卫生和计划生育委员会纳米生物技术重点实验室、中国现代医学杂志社、中国内镜杂志社、中南大学生物医学工程研究院、中南大学内镜医学研究院协办。

本刊读者对象为临床医务工作者、临床工程技术人员、医学工程科研工作者等,报道医疗领域内领先的科研成果和临床诊疗经验,帮助广大临床医师及工程人员提高学术水平,解决在临床中遇到的具体问题。

办刊宗旨:促进医学学术交流,加速医疗卫生技术成果推广,普及新理论、新方法,为临床教学科研服务。本刊开设论著、综述、临床研究、新技术进展、临床报道、经验交流、病例报告等栏目。

《中国医学工程》已开通“腾云”期刊协同采编系统(知网版),所有稿件均需通过此系统投稿,请进入官网 <http://zgyxgc.cbpt.cnki.net>,点击“作者投稿系统”注册您的投稿专用户名,然后再进行网上投稿。

地址:北京市东城区广渠家园2号楼1013室 邮编:100022

电话:010-67044736 传真:010-62115976

E-mail: zgyxgc1993@163.com

投稿细则

1、文稿 来稿应能反映该学术领域的最新进展与水平。论点明确,论据充分,数据可靠,条理清晰,题文相符,文字简明。论著、综述一般不超过4000字,其余200字为宜。	7、医学名词 以全国自然科学名词审定委员会(1997年更名为全国科学技术名词审定委员会)公布的《医学名词》和相关学科的名词为准,暂未公布者仍以人民卫生出版社编的《英汉医学词汇》为准。
2、题名 力求简明、醒目,反映文章的主题。中文题名一般不超过20个汉字,尽量不用简称、缩写、药物商品名等不规范名词,英文题名不宜超过10个实词。中、英文含义应一致。	8、药物名称 以最新版本《中华人民共和国药典》和卫生部药典委员会编写的《中国药品通用名称》中的名称为准,英文药物名称则采用国际非专利药品,不用商品名。
3、作者 作者姓名在文题下按序排列,作者单位名称及邮政编码角注在同页左下方;并附第一作者简介(性别、出生年月、最高学历、职务、工作单位、详细通信地址、邮政编码和联系电话以及E-mail)。	9、缩用语 中外文医学名词,皆使用全称;如使用简称,首次出现处注出中文或英文全称及缩略语并加括号,后者间用“,”分开。
4、摘要 论著请附400字左右中英文摘要。论著类文章采用结构性摘要,必须包括目的、方法、结果、结论(Objective, Methods, Results, Conclusion)四要素,采用第三人称撰写。英文摘要还应包括文题、作者姓名(汉语拼音)、单位名称、所在城市及邮政编码。	10、图表 如果能用文字简洁说明的内容就不必列表。图、表按其出现在正文中出现的先后次序连续编码。每幅图表应冠有图(表)序号及标题。照片、图片必须清晰,大小为5cm×7cm。表格采用三线表。
5、关键词 摘要下标引关键词2-5个。请尽量使用美国国立医学图书馆编辑的最新版《Index Medicus》中医学主题词表(MeSH)内所列的词。如果最新版MeSH中尚无相应的词,可选用直接相关的几个主题词进行组配;必要时,可采用习用的自由词并排列于最后。关键词中的缩写词应按MeSH表还原为全称,如“HBsAg”应引为“乙型肝炎表面抗原”。	11、计量单位 以国务院1984年2月颁布的《中华人民共和国法定计量单位》为准,具体可参照1991年中华医学会编辑出版部编辑的《法定计量单位在医学上的应用》一书。计量单位的书写必须规范,不应使用已废止的单位。在一个组和单位中,斜线不得多于一条,如mg/kg/min,应采用mg/(kg·min)。
6、正文层次编号 正文中标准层次的编号按GB1.1-1993和GB7713-87的规定,采用阿拉伯数字分别编号,一般不超过4级。第一级标题1;第二级标题1.1;第三级标题1.1.1。编号一律左顶格写,不要空格。无编号段落开头可空2格。正文内序号用①、②等。	12、统计学符号 按国家标准《统计学名词及符号》(GB3358-82)的有关规定书写。
	13、参考文献 按文中首次出现的先后次序排列编号,并用方括号标注在文中引用处的右上角。参考文献应为正式出版物发表的作品,所引文献务必与原著核实,内容、版本、卷期、页码、年份应准确无误。
	14、著作权相关事宜 作者文责自负。本刊可对来稿做文字修改、删节,凡有涉及原意的修改,则征求作者同意。除以纸载体形式出版外,本刊有权以光盘、网络期刊等其他方式出版决定录用的文稿。来稿刊登后,赠送当期杂志2册。
	15、基金论文 凡重大研究成果及国家自然科学基金基金等论文,投稿时请注明基金名称及编号并上传相关项目批准文件或任务书扫描件,可优先发表。