维普资讯 http://www.cqvip.com

文章编号:0253-3626(2001)04-0471-04

胫骨髓内固定的治疗现状

欧云生,综述　李怀先,审校

(重庆医科大学临床学院骨科　重庆　400016)

【中国图书分类法分类号】R683.4　　【文献标识码】B　　【收稿日期】1999-09-20

1　前　言

髓内固定治疗长骨干骨折已有数十年的历史,1940 年德国骨科医师 Kuntscher 设计 V 形钉,治疗成人长骨干中上段横型或短斜型骨折,创立髓内夹板的生物力学原则。随着科技的发展,长骨髓内固定技术也取得长足进步,改进固定器械,扩大髓内钉的适应证。胫骨是长管状骨中最常发生骨折的部位,约占全身骨折的 13.7%[1];胫骨骨折最常发生于骨的远侧 2/3[2]。胫骨位置表浅,开放性骨折相对较多。所有开放性骨折中,胫骨占 63%[3]。胫骨干骨折的髓内固定治疗方法众多,常用的治疗方法有 Kuntscher 钉、弹性可屈钉、带锁髓内钉等,各有其优点及不足之处。胫骨骨折治疗的并发症发生率高,主要有感染、延迟愈合、不愈合及畸形愈合等[4],如何减少肢体伤残和功能障碍,用什么方法治疗胫骨骨折最好,一直是骨折治疗中争议最多的问题之一。

2　胫骨髓内固定

胫骨在完成人体行走、负重等各项活动中,同时受到压应力和张应力的作用。正常的情况下,胫骨应力分布最合理,受力性能最好,合理的应力分布和良好的受力性能依靠其结构的完整性和形态的特殊性。长管状骨承受的生理应力,主要是由弯曲变形造成的,承受以弯曲、压缩变形为主的组合变形。骨在高应力负荷下,如果该部的应变超过骨组织的耐受极限时就会发生破坏而致骨折。

髓内钉是一种在骨折髓腔内植入的内置物,其目的是达到骨折端的连接及固定。骨折固定部位通常承受压缩、扭转、弯曲、拉伸等应力,骨折固定的稳定性依靠固定本身传递外力通过骨折部位的能力。髓内钉要承受扭转、弯曲、拉伸等应力,以维持骨折处的稳定性,稳定骨折对位对线及防止成角。髓内钉是微动固定,它与骨构筑成一个坚固的系统,将骨折块维系在一起,以稳定骨折、促进骨痂的形成和骨折的愈合;外骨痂愈合是髓内钉固定骨折愈合的一种特殊形式。髓内钉固定胫骨骨折,发挥髓内夹板作用,是一个负荷分担装置,允许负荷通过骨折部位,可允许早期负重,在两个主要骨折块间产生加压。单纯胫骨骨折若在复位和内固定后没有明显的移位,则对髓内钉施加的负载较小,胫骨承受大部分负载;有明显骨折移位的骨折却使胫骨承担的负载较小,更多的负载加到髓内钉上;如果骨折长期不愈合,则髓内钉将承受重复应力,可导致髓内钉的疲劳断裂。髓内钉固定后,通过骨膜骨痂生长的骨折愈合过程中,逐渐将应力从内置物转移到骨上,以利于骨痂的改造塑型。髓内钉影响骨的血供,Cole[5]认为,内置物的植入,无论扩髓与否,都将干扰骨折处的血循环,同时降低机体局部的免疫反应。目前,髓内钉治疗胫骨干骨折已广泛应用于临床,下面简要介绍几种胫骨髓内固定方法。

3　常用髓内固定方法

3.1　直钉

3.1.1　Kuntscher 钉(梅花钉　V 型钉):1940 年 Kuntscher 设计的髓内钉,治疗长骨干中上段骨折。其固定原理是利用钉压缩后产生的弹性扩张力与髓腔狭窄部嵌合来固定骨折。用梅花钉治疗胫骨骨折已有不少报道,从胫骨结节上方的骨斜面进钉,钉与胫骨髓腔狭窄部紧密接触,靠髓内钉与骨髓腔腔面

作者介绍:欧云生(1968-),男,重庆巫溪人,主治医师,博士生。主要研究方向:骨折内固定。

维普资讯 http://www.cqvip.com

之间的摩擦来抵抗扭转,以主要骨折块皮质骨间的充分接触来防止短缩,骨折断端粗糙面的交错也可控制旋转。该钉可控制骨折的成角,旋转等移位,增加骨折断端的稳定性,发挥其髓内夹板作用。主要治疗胫骨中段骨干的横型及短斜型骨折,手术操作简单,固定可靠[6]。普通 Kuntscher 钉的不足之处:对不稳定性胫骨干骨折,通常不能控制骨折片间的旋转和缩短;对非髓腔狭窄部的胫骨干骨折固定作用较差;胫骨髓腔狭窄部的稳定性骨折内固定后仍需石膏或小夹板等外固定。因此普通 Kuntscher 钉治疗胫骨干骨折已明显受到限制,其主要缺点是适应范围局限。

3.1.2 Lottes 钉 Lottes 钉是 1952 年美国矫形外科医师 J. Otto. Lottes 研制,并应用于临床治疗胫骨干骨折,获得好的效果[7]。该钉呈三棱形,钉的近端和远端各有一个弯曲,形成弓形,有足够的弹性,从胫骨结节上方的骨斜面进钉,远侧弓通过胫骨狭窄部后对远侧骨端髓腔后壁产生弹性压力,而获得较好的固定作用。该钉能提供轴向的稳定性,允许病人早期部分负重活动。Lottes 钉的适应证:(1)胫骨干中 1/3 和下 1/3 上份骨折,(2)胫骨干多段骨折,(3)胫骨干上 1/3 髓腔尚未扩大部位骨折。Howard[8]认为:Lottes 钉适应膝关节下方 7.5cm 以下,至踝关节上方 7.5cm 以上的胫骨干骨折。Lottes 钉技术手术操作简单,不需扩髓,可闭合穿钉。该钉控制旋转能力较差,手术后需伸膝位长腿石膏管型或石膏夹板外固定数周。Lottes 钉的局限性与普通 Kuntscher 钉相似,近年来其临床应用也有所减少。

3.2 弹性可屈钉

3.2.1 Ender 钉 Ender 钉治疗胫骨干骨折是在其治疗股骨骨折经验基础上发展起来的。钉直径一般不大于 4mm,在髓腔内占位小,可保留髓腔内的大部分血循环,有较好的弹性和韧性,较高的抗弯能力。从胫骨上端进钉,钉在胫骨髓腔内呈"X"形分布,为两个三点固定,防止远端骨折块的移位、成角或旋转。对不稳定胫骨干骨折,可使用多根直径较小的 Ender 钉穿过骨折断端,钉在髓腔内呈束状,可提供更好的旋转稳定性。Mayer[9]指出 Ender 钉内固定的稳定性取决于钉的数量,钉远端张开的程度,骨折本身的稳定程度和骨质疏松的程度。关于手术指征,Hasenhuttl[10]认为骨折平面从胫骨平台下 10cm 至踝关节上 6cm,并总结治疗 235 例胫骨干骨折,指出要依据髓腔大小穿入髓内钉,至少要放三根。Ender 钉内固定治疗胫骨干骨折,操作方法简单,不连接率低,关节僵硬并发症少,控制膝、踝关节之间的旋转力较普通 Kuntscher 钉强。其不足之处,Mayer[9]认为 Ender 钉最普遍的并发症是错位连接和成角畸形,并指出:如果仅用二根钉,骨折断端是不稳定的。Abramowitz[11]指出 Ender 钉的一个严重不足之处是距膝、踝关节 7.5cm 内的骨折,很难用该钉固定,同时指出,不正确插钉或骨折距膝关节太近,会导致并发症;由于畸形愈合、疼痛、膝关节功能受限等原因,40% 的 Ender 钉拔除过早。

3.2.2 矩形钉 1991 年吴岳嵩[12]报道研制及临床应用双矩形弹性髓内钉治疗胫骨干骨折。该钉横截面为矩形,两钉自胫骨上端插入骨髓腔后,紧贴骨髓腔的前内、前外两侧壁下行,其远端在胫骨下端相互分开,两钉在髓腔内呈"][" 形分布,横断面呈"八"字形,双矩形钉在髓腔内的"][" 形分布,其上下两端近似"工"字梁的两翼,构成四点固定。该钉能增强抗弯能力,也可有效地防止骨折断端的侧向移位、成角畸形、旋转移位和矩形钉的自身旋转。其适应证:成人胫骨干中及下 1/3 部横形、斜型骨折,斜面较短的螺旋型骨折,骨折块较大的粉碎性骨折。手术操作方便,创伤小,固定可靠,但手术后需小腿部石膏夹板外固定。目前矩形钉应用尚不太多,其难以克服的缺点是适应证的局限,仅适应于胫骨髓腔狭窄部附近的骨折。

3.3 带锁髓内钉

Kuntscher 于 60 年代曾设计带锁髓内钉(interlocking medullary nail),但未能推广,直到影像增强电视 X 线机及髓腔扩大技术的应用,带锁髓内钉才得以推广应用。带锁髓内钉是一种达到近端和远端骨折碎片良好固定的较好方法,并且能够满足粉碎性骨折、近端和远端骨折的固定。其固定原则是通过横穿皮质骨的螺钉使髓内钉与整个长骨形成一个整体,应力通过完整骨—螺钉—髓内钉—螺钉—完整骨的途径传导,使骨折部位的压应力、弯曲应力和扭转应力得以控制。带锁髓内钉突出的优点是扩大了原髓内钉的手术指征,包括大多数粉碎性骨折,普通髓内钉固定欠牢固的干骺端骨折,提高骨折愈合率,降低感染率,不仅应用于创伤骨折,而且也扩展到矫形骨斜领域。它是采用扣锁螺钉控制近端或远端骨折块,达到控制旋转、重叠等移位。带锁髓内钉在使用方法上分为静力型和动力型两种,静力型髓

维普资讯 http://www.cqvip.com

内钉在近端和远端均与骨固定，不允许髓内钉在骨髓腔内滑动，并且控制轴向短缩与旋转。动力型髓内钉是在近端或远端扣锁固定，允许髓内钉在骨髓腔内滑动。近年来，有两种具有带锁能力的髓内钉应用于胫骨，为 Kemnschellmonn 钉，Grosse－Kempf 钉。目前，带锁髓内钉已广泛应用于胫骨干骨折的治疗，并取得良好的效果[13,14]，已成为胫骨干骨折髓内固定的重要治疗手段。我国引进带锁髓内钉治疗下肢骨折已十年(1988 年北京率先引进)，但该项工作的推广较为缓慢，这与开展该技术需要一定条件有关，如需影像增强电视 X 线机，手术操作较为复杂，费用昂贵等。扣锁螺钉增加手术的复杂性，产生一系列新的缺点、失误和并发症，逐渐引起人们的重视[15]。

扩髓带锁髓内钉(reamed interlocking medullary nail)扩大髓腔狭窄部，增加钉与骨的接触面，增加钉骨之间的摩擦，扩髓后可插入更大直径、更大强度的髓内钉，增加钉对骨折固定的稳定性，有利于病人早期负重，减少髓内钉断裂的发生率。扩髓后不冲洗，骨屑散布于骨折处具有良好的成骨作用，可以促进骨折愈合。扩髓有其不足之处，扩髓对髓腔内血循环有破坏作用，干扰骨皮质血供，增加筋膜间隔的压力和增加感染发生率的可能[16]。但扩髓者认为，通过骨膜血循环可以充分代偿髓腔内血供的丢失，直到骨内膜血供恢复之后。扩髓虽然对髓腔内血循环有破坏作用，但血供恢复较快[17]。动物实验，兔骨扩髓后，内层 70％血供受损，外层 30％及骨膜血供不受影响。术后 2 周髓内钉与皮质骨间有血管增生，并向内层皮质扩展。术后 8 周皮质骨血供恢复正常[18]。另外，扩髓后皮质骨的厚度下降，从而导致骨的屈曲与扭转强度下降；扩髓的缺点还在于它有可能产生脂肪栓塞的危险。此外，扩髓多少尺度是很重要的，恰当扩髓后使用合适的髓内钉能够为骨折愈合提供稳定的固定作用；如果扩髓后仍有脂肪骨髓存在，则髓腔内再血管化缓慢且不完全，在骨折环形骨痂发挥稳定作用之前，髓内钉周围骨质出现再吸收使钉松动，有导致假关节形成的可能。Odwer[19]研究发现，手术操作对骨折的愈合率有重要影响，动力扩髓(power reaming)较手力扩髓(hand reaming)对骨折有更高的延迟愈合、不愈合发生率，建议采用手力扩髓或不扩髓治疗胫骨干骨折。

自 1993 年一种直径为 7.5mm 的实心胫骨带锁髓内钉应用于临床以来，不扩髓带锁髓内钉(non-reamed interlocking medullary nail)治疗胫骨干骨折日益增多，尤其是在开放性胫骨干骨折方面，有取代扩髓带锁髓内钉的趋势。较小直径实心髓内钉，同时采用扣锁技术，可以获得与较大直径的管型钉相当的稳定性；不扩髓插钉较扩髓获得更好血供，这可能是由于避免了扩髓时皮质骨内血管的栓塞。在开放性胫骨骨折治疗中，使用实心髓内钉，可避免在管状髓内钉内存在的腔隙，该处细菌可繁殖且抵抗力低下，从而降低感染的发生率。不扩髓带锁髓内钉可用于治疗大多数开放性和闭合性胫骨干骨折，并取得良好疗效[20～22]。不扩髓带锁髓内钉治疗胫骨干骨折，发挥髓内夹板作用，载荷直接传递至扣锁螺钉，作为短时间内置物，它们只能承受一定限度的周期性载荷，加之不扩髓钉的直径相对较小，扣锁螺钉的直径亦相应减小，长期反复作用的结果，将会发生扣锁螺钉的疲劳失败(fatigue failure)，文献报道其发生率为 9％～41％[14,23]。

Donald[24]应用带锁 Kuntscher 钉治疗胫骨干骨折，取得满意的效果，该钉依靠扣锁螺钉控制旋转，与普通 Kuntscher 钉需与髓腔壁紧密接触而获得旋转稳定性不同，经皮插入扣锁螺钉，增加钉的稳定性，扩大普通 Kuntscher 钉的适应症，对胫骨髓腔狭窄部以外的粉碎性骨折、骨缺损、畸形愈合、不愈合也能有效地固定。

随着材料力学、生物力学等相关学科的迅速发展，胫骨干髓内固定的技术和方法也取得很大进步。内固定器械种类日益增多，但目前关于胫骨骨折的治疗尚有许多未解决的问题，尤其是下 1/3 胫骨干骨折的治疗。我们应该结合解剖学、生物力学等相关学科，创造出更合理的胫骨髓内固定器械，并在临床实践中不断验证，使胫骨骨折的治疗不断发展和完善。

参 考 文 献

[1] 陆裕朴，胥少汀，葛宝丰，等. 实用骨科学[M]. 第 1 版. 北京：人民军医出版社，1994；705－713.

[2] Sarmiento A, Gersten L, Sokol P, et al. Tibial shaft fractures treated with funtional braces [J]. J Bone Joint Surg, 1989; 71B(4): 602－609

[3] Gustilo RB. Problems in the management of type 3 (severe) open fractures: a new classification of type 3 open fractures [J]. J Trauma, 1984; 24: 742－746.

维普资讯 http://www.cqvip.com

[4] Rand N, Mosheiff R. The role of intramedullary nailing in modern treatment of open fracture of the tibia and femur[J]. Mil Med, 1994; 159(1): 709 - 713.

[5] Cole J, Ansel LJ, Schwartzberg R. A sequential protocol for magement of severe open tibial fractures [J]. Clin Orthop, 1995; 315: 84 - 103.

[6] Gad HF, Kneir IH, Booz MK. Closed nailing of tibial shaft fractures[J]. Injury, 1990; 21(4): 217 - 219.

[7] Lottes OJ. Intramedullary fixation for fractures of the shaft of the tibia[J]. Clin Orthop, 1996; 332: 4 - 9.

[8] Howard MW, Zinar DM, Stryker WS. The use of the Lottes nail in the treatment of closed and open tibial shaft fractures [J]. Clin Orthop, 1992; 279: 246 - 253.

[9] Mayer L, Werbie T, Schwab JP, et al. The use of Ender nails in fractures of the tibial shaft[J]. J Bone Joint Surg, 1985; 67A(3): 446 - 455.

[10] Hasenhuttle K, Beach WP. The treatment of unstable fractures of the tibia and fibula with flexible medullary wires: a review of two hundred and thirty - five fractures [J]. J Bone Joint Surg, 1981; 63A(6): 921 - 931.

[11] Abramowitz A, Wetzler MJ, Levy AS, et al. Treatment of open tibial fractures with Ender Rods[J]. Clin Orthop, 1993; 293: 246 - 255.

[12] 吴岳嵩, 徐伯诚, 范肃临, 等. 矩形髓内钉的设计及其临床应用[J]. 中华骨科杂志, 1991; 11(6): 405 - 409.

[13] Wiss DA, Stetson BW. Unstable fractures of the tibia treated with reamed intramedullary interlocking nail [J]. Clin Orthop, 1995; 315: 56 - 63.

[14] Greitbauer M, Heinz T, Gaebler C, et al. Unreamed nailing of tibial fractures with the solid tibial nail[J]. Clin Orthop, 1998; 350: 105 - 114.

[15] Browner BD. pitfalls errors and complications in the use of locking Kuntscher nails [J]. Clin Orthop, 1986; 212: 192 - 208.

[16] Gregory P, Sanders R. The treatment of close unstable tibial shaft fractures with unreamed interlocking nails [J]. Clin Orthop, 1995; 315: 48 - 55.

[17] Kessler SB, Hallfeldt KKJ, Perren SM, et al. The effects of reaming and intramedullary nailing on fracture healing[J]. Clin Orthop, 1986; 212: 18 - 25.

[18] 刘长贵, 罗先正, 王宗仁, 等. AO 钢板与 Grosse - Kempf 带锁髓内钉治疗股骨干骨折比较[J]. 中华骨科杂志, 1995; 15(11): 739 - 742.

[19] O Dwyer KJ, Chakravarty RD, Esler CNA. Intramedullary nailing technique and its effect on union rates of the tibial shaft fractures[J]. Injury, 1994; 25(7): 461 - 464.

[20] Bonatus T, Steven A, Setevel L, et al. Nonreamed locking intramedullary nailing for open fractures of the tibia[J]. Clin Orthop, 1997; 339: 58 - 64.

[21] Melcher GA. Tibial fractures treated with the AO unreamed tibial nail[J]. Injury, 1993; 24(6): 407 - 410.

[22] Gargeant ID, Lovell M, Gassrley H, et al. The AO unreamed tibial nail: a 14 - month follow - up of the 1992 TT experience [J]. Injury, 1994; 25(1): 423 - 425.

[23] Hutson JJ, Zych GA, Cole JD, et al. Mechanical failures of intramedullary tibial nails applied without reaming [J], Clin Orthop, 1995; 315: 129 - 137.

[24] Donald G, Seligson D. Treatment of tibial shaft fractures by percutaneous Kuntscher nailing: technical difficulties and a revieswes of 50 consecutive case [J]. Clin Orthop, 1983; 178: 64 - 73.

(上接第 463 页) by an orally effective β - isoform - selective inhibitor [J]. Diabetes, 1997; 46: 1473 - 1480.

[17] Kuroki M, Kawakami M. Diabetic retinopathy - the mechanisms of the ocular neovascularization and the development of anti - angiogenic drugs[J]. Nippon Rinsho, 1999; 57 (3): 584 - 585.

[18] Antonetti DA, Barber AJ, Knin S, et al. Vascular Permeability in experimental diabetes is associated with reduced endothelial occludin content: vascular endothelial growth factor decreases occludin in rertinal endothelial cells [J]. Diabetes, 1998; 47(12): 1953 - 1959.

[19] Antonetti DA, Barber AJ, Hollinger LA, et al. Vascular endothelial growth factor induces rapid phosphorylation of tight junction proteins occludin and zonula occludin 1. A potential mechanism for vascular permeability in diabetes retiopathy and tumors [J]. J Biol Chem, 1999; 274(33): 23463 - 23467.

[20] Lutty GA, Mcleod DS, Merges C, at al. Localization of vascular endothelial growth factor in human retina and choroid [J]. Arch Ophthalmol, 1996; 114: 971 - 977.