

· 骨质疏松性骨折专题 ·

骨质疏松性骨折手术治疗策略

吴斗 刘强*

山西医学科学院 山西大医院骨科, 山西 太原 030032

中图分类号: R683 文献标识码: A 文章编号: 1006-7108(2019) 05-0581-04

摘要: 骨质疏松性骨折是老年人中最常见的骨骼系统疾病之一,具有发病率高、致残率高、致死率高和医疗支出大等特点。由于患者的骨质量差,粉碎性骨折多见,内固定治疗稳定性差,卧床时间较长,再骨折发生率高,因而,骨质疏松性骨折的手术治疗亦面临着诸多挑战。本文对近年来骨质疏松性骨折手术治疗的原理和技术进行回顾和总结。

关键词: 骨质疏松性骨折;手术治疗;髓外;髓内钉

The strategy of surgical treatment for osteoporotic fractures

WU Dou, LIU Qiang*

Department of Orthopedics, Shanxi Academy of Medical Sciences, Shanxi Dayi Hospital, Taiyuan 030032, China

* Corresponding author; LIU Qiang, Email: sxdyy001@163.com

Abstract: Osteoporotic fracture is one of the most common skeletal system diseases in the elderly, which has the characteristics of high incidence, high disability rate, high mortality, and high medical cost. Because of the poor bone quality, comminuted fractures occur frequently, the stability of internal fixation is poor, bed stay time is long, and incidence of refracture is high. Therefore, the surgical treatment of osteoporotic fractures continues to challenge orthopedic surgeon. This paper reviews and summarizes the principles and techniques of surgical treatment for osteoporotic fractures in recent years.

Key words: osteoporotic fracture; surgical treatment; plate; intramedullary nail

随着人们预期寿命的增加,我国人口的老龄化问题愈加严峻。目前我国 60 岁以上人口已超过 2.1 亿(约占总人口的 15.5%),65 岁以上人口近 1.4 亿(约占总人口的 10.1%),已成为世界上老年人口绝对数最大的国家。预计到 2030 年,60 岁以上老年人将增至 3.55 亿,2040 年增至 4.1 亿^[1]。随着人口老龄化日趋严重,骨质疏松症已成为我国面临的重要公共健康问题。2006 年流行病学调查显示,我国骨质疏松症患者约 7 000 万,骨量减少者已达 2 亿人^[2];而近年来估测我国骨质疏松症患者已远超以上数据。骨质疏松症的严重后果即骨质疏松性骨折(或称脆性骨折),为低能量或非暴力骨折,是指受到轻微创伤或日常活动中即发生的骨折。国际骨质疏松基金会 2013 年的报告称,全球每 3 s 即有 1 例骨质疏松性骨折发生,约 50% 的女性和 20% 的男性在 50 岁之后会遭遇初次骨质疏松性骨

折^[3]。而我国的统计数据显示,2015 年骨质疏松性骨折(腕部、椎体和髌部)约为 269 万例次,2035 年约为 483 万例次,到 2050 年约达 599 万例次^[4]。

1 骨质疏松对骨骼生物力学的影响

随着年龄的增加,骨组织的结构和生物力学性能也会随之发生改变,这是治疗骨质疏松性骨折面临的一大难题。骨是一种具有独特结构的高密度结缔组织,其弹性特性允许骨组织在承载负荷的情况下,发生一定程度的形变;其强度特性可以使骨组织承受一定程度的应力^[5]。骨组织的生物力学特性除了依靠其固有的材料特性外,还取决于骨密度和骨小梁的分布,而骨密度和骨小梁分布又会受到骨质疏松的影响^[6]。骨在结构上主要分为皮质骨和松质骨,皮质骨由致密的平行板层单元组成,与松质骨相比,它具有较高的强度,但弹性较弱;松质骨为网状结构,与皮质骨相比,骨密度较低,组织板层结构亦较少,因而具有各向异性生物力学性能^[5]。松质骨的生物力学性能与骨密度密切相关,它能承受

* 通信作者: 刘强, Email: sxdyy001@163.com

较高的压力负荷,承受张力负荷的能力有限。骨质疏松发生后,骨形成与骨吸收呈负平衡,当负平衡愈加严重时,皮质骨的骨孔增多,皮质厚度变薄,骨骼的强度和刚度显著降低,更易发生机械性损伤^[7]。

2 骨质疏松性骨折手术治疗的难点

骨质疏松性骨折的手术治疗是在治疗骨质疏松症的基础上,复位、固定骨折,恢复骨折部位的功能。骨质疏松性骨折患者以老年人多见,常合并多种其他基础疾病,全身状况较正常人差,麻醉及手术风险增高,术后并发症较多;骨质疏松症患者骨质量差,粉碎性骨折多见,复位的难度增加;常规内植物在骨质疏松性骨中的把持力下降,内植物易松动、脱出;骨质疏松症的骨重建失衡,骨折愈合时间延长,愈合质量下降;骨质疏松性骨折发生后和术后卧床时间延长,导致骨质疏松症的进一步恶化;同一部位及其他部位发生再骨折的风险明显增大^[8]。

3 手术治疗策略

骨质疏松性骨折手术治疗方式的选择需考虑患者个体特性、损伤前的功能状况、骨折类型、部位、软组织覆盖情况、合并症、既往服用药物和影响骨质疏松性骨折固定的生物力学因素。因常见于老年人,故手术复位与固定均应选择简便而又安全有效的方法,达到尽早恢复患者伤前功能水平的目的。同时,应尽可能做到微创,着重功能恢复和组织修复,不强求解剖复位。

3.1 髓外钢板固定

一般创伤性骨折内固定失败的原因往往是内植物自身的断裂,而骨质疏松性骨折不同,其内固定失败常发生在内植物和骨交界处,例如螺钉切出和钢板移位等^[9]。传统钢板治疗骨质疏松性骨折时,由于老龄和骨质疏松会导致钢板螺钉固定系统在骨组织内的把持力下降,因而治疗效果不佳。研究显示,皮质骨厚度每减少1 mm,螺钉的把持力会降低50% (1 000 N)^[10-11]。而锁定钢板则不同,它与传统钢板结构的主要区别在于内植物和骨折块之间应力传递的方式不同。传统钢板的应力传递是通过钢板与骨之间产生的摩擦力,从骨组织传递至钢板,然后穿经骨折部位后再传递回骨组织。因此,只有通过拧紧螺钉,增加钢板对骨的压力,从而使骨-钢板界面产生足够的摩擦力,才能维持传统钢板的稳定。但是,压力对螺钉周围骨质产生的预负荷作用会压迫骨膜,影响骨折端血液供应,增加螺钉脱出的风险。螺

钉一旦开始松动,骨-钢板界面产生的摩擦力随之减少,导致钢板的松动;若钢板松动发生在骨折愈合前,骨折端将不能维持稳定,最终导致钢板断裂。骨质疏松性骨折本就容易发生于骨干断端,且骨质量较差,传统螺钉很难维持牢固的固定,因此,传统钢板用于骨质疏松性骨折的固定失败率较高。锁定钢板应力负荷的传递是通过锁定螺钉和钢板,由于锁定钢板系统的稳定性是依靠具有角度稳定的螺钉与钢板之间的界面维持,具有整体稳定性,因此除非周围的螺钉全部被拔出或发生断裂,单个螺钉很难会被拔出或断裂^[12]。

最近一项研究显示,当骨质疏松性骨选用锁定钢板固定时,骨与螺钉界面承受的应力较小^[13]。此项研究从生物力学的角度验证,锁定钢板应用于骨质疏松性骨折具有较好的临床疗效。锁定钢板已广泛应用于股骨远端和胫骨近端骨折的治疗,尤其是在骨质疏松性骨折和假体周围骨折时,锁定钢板效果较好。而研究显示,LISS系统(微创内固定系统)同样能够取得较好的临床疗效^[14]。此外,有报道称,锁定钢板用于治疗骨干骨折和骨不连效果良好^[15]。

但是,锁定钢板的应用仍有许多问题值得注意,正确使用锁定钢板对获得良好的临床效果极为重要。近期研究发现,锁定钢板的刚度过高,刚度是施加的载荷与产生的位移的比值,刚度过高导致在一定载荷下骨折块间的微动过小,抑制了骨痂的形成,从而影响骨折的二期愈合,甚至骨不愈合^[16]。此外,高度粉碎性骨折中,残留的骨折块间隙或对侧皮质缺损均会增加骨折部位弯曲的风险,最终导致内固定失败。因此,一些研究者建议在使用锁定钢板时,应有意识地减少骨折块之间的间隙^[17];选用较长的锁定钢板、较少数量的螺钉和较宽的钢板跨度,以使应力分散^[18]。

锁定钢板在承受轴向载荷时会发生微小弯曲,由此产生的骨折块间微动是不对称的,越靠近钢板侧的皮质,骨折块间微动越小,越不利于骨痂生成,最终导致骨痂形成的不对称。为了克服锁定钢板的这些缺陷,近年来也出现许多新的技术,例如“对侧皮质锁定技术”和“近侧皮质开槽技术”,其目的均是为了降低锁定钢板的刚度,减少因刚度过高导致的不愈合^[19-21]。“对侧皮质锁定技术”为了增加弹性和防止对侧皮质承受的应力过大,其使用的锁定螺钉直径较传统螺钉小,因而可能会过早的发生疲劳断裂^[22]。而“近侧皮质开槽技术”不需要使用特

制的锁定螺钉,但是近侧皮质需提前开槽。尽管这些新技术的效果已经得到了生物力学研究的证实,但是由于缺乏高级别的临床研究证据,目前其临床应用仍受到许多限制。

3.2 髓内钉

髓内钉内固定是一种应力分散式固定,它可以使应力更均匀地分布于内植物与骨之间,并且由于其接近骨骼轴线,因此能更好地对抗弯曲应力^[23]。因此,在多数情况下,使用髓内钉固定骨质疏松性骨折可以使患者早期负重,同时能保护骨折周围的软组织。髓内钉内固定最薄弱的区域是置入交锁钉的干骺端^[24]。这个区域的髓腔较宽,主钉与皮质不接触,因此,结构的稳定性依赖于螺钉-主钉界面^[25]。当选用髓内钉治疗骨质疏松性骨折时,应重点关注此区域,因为骨质量差会影响交锁螺钉的稳定。

髓内钉起初应用于骨干骨折的固定,其治疗骨质疏松性骨折在当时还受到一些限制。因为骨质疏松性骨折常发生于干骺端,并且经常合并骨骺碎片的明显移位,交锁螺钉无法提供足够的骨折稳定性,造成内固定失败或旋转畸形^[26]。随着新一代髓内钉的出现,设计和手术技术的双重提高,髓内钉治疗骨质疏松性骨折的适应证也逐渐扩大。例如:多平面交锁固定有助于提高骨折的稳定性,降低畸形愈合的风险^[27];交锁螺钉替换为螺旋刀片,能增加应力负荷承载面积,将应力分散至更多的骨组织上,从而减少作用于髓内钉结构的应力^[28];通过借鉴锁定钢板的生物力学特性,设计出具有角度固定的交锁螺钉,可以通过减少交锁螺钉的摆动,实现更坚强的内固定^[29]。Ito等^[30]的一项生物力学研究显示,在轴向应力负荷的作用下,螺旋刀片的刚度比交锁螺钉增加41%,强度增加20%。Horn等^[31]通过对比角度稳定交锁螺钉和传统交锁螺钉的生物力学性能,结果显示,轴向应力负荷作用下,角度稳定交锁螺钉的刚度更高。虽然生物力学研究证实了以上新设计髓内钉的有效性,但是这些研究均为轴向应力负荷下的稳定性,还需进一步研究其在扭转应力和人体正常生理负荷下的稳定性。

3.3 骨水泥强化技术

丙烯酸骨水泥在骨科手术中发挥着重要作用,其中聚甲基丙烯酸甲酯(polymethyl methacrylate, PMMA)已从最初的眼科和牙科领域,扩展至骨科领域,并广泛地应用于假体内植物的固定、肿瘤和椎体骨折的治疗。目前,骨水泥强化技术已应用到肱骨近端骨折、胫骨近端骨折和髌部骨折的治疗中。生

物力学研究显示,骨质疏松性股骨近端骨折使用骨水泥强化的内固定系统可以减少约50%的失败率,主要适应证是不稳定型脆性骨折^[32]。对骨科医生来说,骨量减少的肱骨近端骨折患者的治疗目前仍然是一个巨大的挑战。尽管人们不断地改良内植物的设计,螺钉或螺旋刀片在肱骨近端松质骨内的把持力仍然不足,而这也是内固定失败最主要的原因之一。因此,通过将骨水泥注入肱骨头内,填补了内植物与肱骨头之间的空隙,增强了内植物的把持力^[33]。近年来,采用中空的螺钉结合角度稳定钢板系统,骨水泥可以通过中空的螺钉注入,达到骨水泥强化的效果^[33]。骨质疏松性胫骨平台骨折与髌部骨折、肱骨近端骨折都不同,它是由于垂直应力直接作用于骨量减少的软骨下骨组织,造成关节面的凹陷和/或劈裂;其经典手术方式是通过植入自体或异体松质骨,支撑重建关节面^[34]。但是,自体或异体松质骨在骨折愈合阶段无法提供足够的力学支撑,造成关节面塌陷,利用骨水泥强化技术可能改善上述情况。

3.4 关节置换术

老年人关节内骨折合并骨质疏松症时,软骨下骨质量差,骨折块易嵌入关节面,解剖复位困难,骨折复位在下地负重或关节活动时难以维持,因此内固定治疗效果不佳。为了患者能早期下地活动,早期行关节置换术的理念逐渐被接受。当骨折未累及关节面,但存在股骨头缺血性坏死风险时,例如股骨头下骨折或肱骨近端骨折,关节置换术的疗效优于内固定^[35-37]。随着反肩关节置换术的出现,越来越多的骨科医生选择关节置换术治疗复杂的肱骨近端骨折,获得了良好的治疗效果;而肘关节置换术已经成为复杂骨质疏松性肱骨远端骨折的常规治疗手段,临床研究也验证了其优良且可靠的治疗效果^[36]。因此,当骨质疏松性骨折骨质量差,骨折碎片较小时,人工关节置换术应首先考虑。

4 总结

随着全球性老年人口数量的增多,预计骨质疏松性骨折的发病率仍会继续增加。在治疗过程中,骨科医生应当充分了解骨质疏松性骨折的生物力学特点,综合各种内植物的优点,同时应用骨折固定原则,使患者能够尽早负重、活动,恢复骨折部位的功能。虽然在今天,内植物和手术技术的发展日新月异,骨质疏松性骨折仍有许多问题尚未解决,一些临床证据也存在争议,目前尚无“金标准”。因此,需要骨科医生

充分掌握不同手术固定方式的优势和局限,以便在治疗骨质疏松性骨折时选取最优的手术方式。

【参 考 文 献】

- [1] 中华人民共和国国家统计局. 中国统计年鉴[M]. 北京: 中国统计出版社, 2015.
- [2] 中国健康促进基金会骨质疏松防治中国白皮书编委会. 骨质疏松症中国白皮书[J]. 中华健康管理学杂志, 2009, 3(3): 148-154.
- [3] Akesson K, Marsh D, Mitchell PJ, et al. Capture the fracture: a best practice framework and global campaign to break the fragility fracture cycle[J]. Osteoporos Int, 2013, 24(8): 2135-2152.
- [4] Si L, Winzenberg TM, Jiang Q, et al. Projection of osteoporosis-related fractures and costs in China: 2010-2050 [J]. Osteoporos Int, 2015, 26(7): 1929-1937.
- [5] Konstantinidis L, Helwig P, Hirschmüller A, et al. When is the stability of a fracture fixation limited by osteoporotic bone? [J]. Injury, 2016, 47(Suppl 2): S27-S32.
- [6] Simpson AH, Murray IR. Main differences in osteoporotic fracture models: which should I use? [J]. Injury, 2016, 47(Suppl 2): S15-S20.
- [7] Cheung WH, Mielau T, Chow SKH, et al. Fracture healing in osteoporotic bone[J]. Injury, 2016, 47(Suppl 2): S21-S26.
- [8] 中华医学会骨科学分会骨质疏松学组. 骨质疏松性骨折诊疗指南[J]. 中华骨科杂志, 2017, 37(1): 1-10.
- [9] Cornell CN, Ayalon O. Evidence for success with locking plates for fragility fractures[J]. HSS journal, 2011, 7(2): 164-169.
- [10] Goldhahn J, Suhm N, Goldhahn S, et al. Influence of osteoporosis on fracture fixation-a systematic literature review[J]. (Suppl 2), 2008, 19(6): 761-772.
- [11] Seebeck J, Goldhahn J, Morlock M M, et al. Mechanical behavior of screws in normal and osteoporotic bone [J]. Osteoporos Int, 2005, 16(2): 107-111.
- [12] Miranda MA. Locking plate technology and its role in osteoporotic fractures[J]. Injury, 2007, 38(3): 35-39.
- [13] MacLeod AR, Simpson AHRW, Pankaj P. Reasons why dynamic compression plates are inferior to locking plates in osteoporotic bone: a finite element explanation[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2015, 18(16): 1818-1825.
- [14] Schandelmaier P, Partenheimer A, Koenemann B, et al. Distal femoral fractures and LISS stabilization[J]. Injury, 2001, 32: 55-63.
- [15] Schütz M, Südkamp NP. Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems[J]. J Orthop Sci, 2003, 8(2): 252-258.
- [16] Cornell, Charles N. Fixation considerations in osteoporotic bone fractures[J]. Current Opinion in Orthopaedics, 2005, 16(5): 376-381.
- [17] Perren SM, Linke B, Schwieger K, et al. Aspects of internal fixation of fractures in porotic bone. Principles, technologies and procedures using locked plate screws [J]. Acta Chir Orthop Traumatol Cech, 2005, 72(2): 89-97.
- [18] Fitzpatrick DC, Doornink J, Madey SM, et al. Relative stability of conventional and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, 24(2): 203-209.
- [19] 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.
- [20] Sellei RM, Garrison RL, Kobbe P, et al. Effects of near cortical slotted holes in locking plate constructs[J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(Suppl 1): S35-S40.
- [21] Bottlang M, Feist F. Biomechanics of far cortical locking[J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(Suppl 1): S21.
- [22] Adams Jr JD, Tanner SL, Jeray KJ. Far cortical locking screws in distal femur fractures [J]. Orthopedics, 2015, 38(3): e153-e156.
- [23] Kammerlander C, Erhart S, Doshi H, et al. Principles of osteoporotic fracture treatment [J]. Best Pract Res Clin Rheumatol, 2013, 27(6): 757-769.
- [24] Gardner MJ, Collinge C. Management principles of osteoporotic fractures[J]. Injury, 2016, 47(Suppl 2): S33-S35.
- [25] Ito K, Hungerbühler R, Wahl D, et al. Improved intramedullary nail interlocking in osteoporotic bone [J]. J Orthop Trauma, 2001, 15(3): 192-196.
- [26] Kammerlander C, Erhart S, Doshi H, et al. Principles of osteoporotic fracture treatment [J]. Best Pract Res Clin Rheumatol, 2013, 27(6): 757-769.
- [27] Osterhoff G, Morgan EF, Sheffeline SJ, et al. Bone mechanical properties and changes with osteoporosis [J]. Injury, 2016, 47(Suppl 2): S11-S20.
- [28] Von Rüden C, Augat P. Failure of fracture fixation in osteoporotic bone[J]. Injury, 2016, 47(Suppl 2): S3-S10.
- [29] Cornell CN. Internal fracture fixation in patients with osteoporosis [J]. J Am Acad Orthop Surg, 2003, 11(2): 109-119.
- [30] Ito K, Hungerbühler R, Wahl D, et al. Improved intramedullary nail interlocking in osteoporotic bone [J]. J Orthop Trauma, 2001, 15(3): 192-196.
- [31] Horn J, Linke B, Höntzsch D, et al. Angle stable interlocking screws improve construct stability of intramedullary nailing of distal tibia fractures: a biomechanical study [J]. Injury, 2009, 40(7): 767-771.
- [32] Heini PF, Franz T, Fankhauser C, et al. Femoroplasty-augmentation of mechanical properties in the osteoporotic proximal femur: a biomechanical investigation of PMMA reinforcement in cadaver bones [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2004, 19(5): 506-512.
- [33] Unger S, Erhart S, Kralinger F, et al. The effect of in situ augmentation on implant anchorage in proximal humeral head fractures[J]. Injury, 2012, 43(10): 1759-1763.
- [34] Biyani A, Reddy NS, Chaudhury J, et al. The results of surgical management of displaced tibial plateau fractures in the elderly [J]. Injury, 1995, 26(5): 291-297.
- [35] Makridis KG, Obakponowre O, Bobak P, et al. Total hip arthroplasty after acetabular fracture: incidence of complications, reoperation rates and functional outcomes: evidence today [J]. J Arthroplasty, 2014, 29(10): 1983-1990.
- [36] Gigis I, Nenopoulos A, Giannikas D, et al. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of 3 and 4- part fractures of the humeral head in the elderly [J]. Open Orthop J, 2017, 11: 108-118.
- [37] Yoo JI, Ha YC, Lim J, et al. Early rehabilitation in elderly after arthroplasty versus internal fixation for unstable intertrochanteric fractures of femur: systematic review and meta-analysis [J]. J Korean Med Sci, 2017, 32(5): 858-867.

(收稿日期: 2019-02-18; 修回日期: 2019-03-05)