

髓内钉内固定

主编 罗先正 邱贵兴

人民卫生出版社

髓内钉内固定

主编 罗先正 邱贵兴

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

髓内钉内固定/罗先正, 邱贵兴主编. —北京: 人民卫生出版社, 1997

ISBN 7-117-02756-8

I. 髓… II. ①罗… ②邱… III. 骨折固定, 髓内钉 IV. R687.3

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (97) 第 14251 号

髓内钉内固定

罗先正 邱贵兴 主编

人民卫生出版社出版发行
(100050 北京市崇文区天坛西里 10 号)

1201 印刷厂印刷

新华书店经销

787×1092 16 开本 12 $\frac{3}{4}$ 印张 2 插页 289 千字

1997 年 10 月第 1 版 1997 年 10 月第 1 版第 1 次印刷
印数: 00 001—3 500

ISBN 7-117-02756-8/R·2757 定价: 48.00 元

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

编者(以姓氏笔画为序)

王宗仁 (首都医科大学附属北京友谊医院)
刘长贵 (首都医科大学附属北京友谊医院)
沈建雄 (中国协和医科大学北京协和医院)
邱贵兴 (中国协和医科大学北京协和医院)
罗先正 (首都医科大学附属北京友谊医院)
林 进 (中国协和医科大学北京协和医院)
张 弢 (首都医科大学骨外固定研究所)
张保中 (首都医科大学附属北京友谊医院)
张 薇 (首都医科大学附属北京友谊医院)
翁习生 (中国协和医科大学北京协和医院)
夏和桃 (首都医科大学骨外固定研究所)

特邀编者

Dietmar Pennig St. Vinzenz Hospital
Merheimer Strasse 217500 Koln 60
Germany
梁国穗 香港中文大学威尔斯亲王医院
Stephen L. Henry Department of Orthopedic Surgery
School of Medicine
University of Louisville
Louisville, Kentucky 40292
U. S. A.

绘图 李 苗(首都医科大学附属北京友谊医院)
摄影 寇 岳(首都医科大学附属北京友谊医院)

序

固定一直是骨折治疗三大原则的核心问题。固定原则和方法的发展也基本上反映了骨折治疗的进展，髓内钉固定则是其中的一个重要方面。金属髓内钉用于治疗骨折虽有近百年的历史，但在两次世界大战期间，主要是 Hey Grove 和 Küntscher 所进行的研究及临床实践起到了关键作用。而二次世界大战之后的进展，则随着生物学、生物力学以及材料学等多学科的长足进步而进入了一个日新月异的阶段。近年来带锁髓内钉的创用不仅在骨折固定上更趋稳定，更有利于闭合操作，而且也为其方面的治疗，如病理骨折、肢体延长等提供了有利的条件。我国虽早在 50 年代即已开展髓内钉技术，但进展速度却较缓慢。第一本介绍髓内钉固定专著问世，显然是十分可贵的。

此书是由几位热衷于开展这项技术的专家共同撰写的。他们不仅在于结合自己的经验介绍推广髓内钉技术，也是着眼于使我国骨科学界在这一领域中力争跻身于世界先进的行列。书中除了对各部位的髓内钉技术要点、适应证选择、应警惕的事项等作了详尽的介绍以外，特别在总论一章中就髓内钉的发展史、生物力学特点及其设计依据、髓内钉固定的骨折愈合特点、以及一些重要原则问题进行了论述。从中可以看出：髓内钉在近半个世纪的发展中循有一定规律。认识这些规律，既可使临床医师得以科学地、辩证地运用这一知识和技术，更加有效地完成医疗，而且使有关的科研工作者获得更为活跃的思路，进行新的探索。愿读者兼而得之。

王亦璁

1997 年 4 月

前言

近年来,随着交通运输业的发展,各类骨折的发生率明显增高,作为古老而又新颖的髓内钉内固定治疗手段,显示了强大的生命力。最新资料表明,在欧美等发达国家,治疗长管骨骨折的髓内钉应用率达90%以上。80年代以来的带锁髓内钉是目前国内外应用的主流,它能有效地防止骨折处的旋转及缩短,可早期负重,进行关节功能练习及肌肉康复训练,尤其是闭合穿钉不暴露骨折断端,不破坏骨折周围软组织及骨外膜血运,使骨折愈合速度增快。对复杂骨折及用其它固定方法失败者,优点更为突出,越来越受到我国骨科医生的重视。目前,国内尚无介绍髓内钉的专著,本书编写的目的在于着重介绍髓内钉治疗骨折的基本理论及应用技术,便于青年医生学习及国内同道们参考。

本书共九章,第一章介绍了髓内钉的历史及有关基本理论,以后重点叙述了胫骨、股骨及肱骨各类髓内钉的操作,术中插有较多的线条图,同时附有我院十余年来大量典型X线片,使读者易于理解和掌握。髓内钉在骨折治疗方面有明显的优势,但需要骨科牵引床及影像增强设备的帮助。相信随着经济的快速发展和科学技术的进步,髓内钉在下个世纪将显示出更强的活力。

由于时间仓促,书中难免有不足之处。另外,髓内钉种类繁多,规格各异,各有优、缺点,不能一一收入本书,尚待今后补充。不足之处,望同道们批评指正。

特邀美国、德国及香港地区著名骨科专家参加本书编写,表示衷心感谢。

罗先正

1997年3月

目 录

序	王亦璁
前言	罗先正
第一章 总论	(1)
第一节 髓内钉的历史	(1)
第二节 带锁髓内钉在骨折和矫形中的应用要点	(5)
第三节 髓内钉的生物力学特点及设计	(8)
第四节 骨折愈合与髓内钉	(19)
第五节 髓内钉的类型	(25)
第六节 髓内钉的基本器械	(29)
第七节 髓内钉的适应证、禁忌证	(35)
第八节 髓内钉的并发症	(39)
第二章 胫骨髓内钉	(45)
第一节 胫骨髓内钉的适应证	(45)
第二节 胫骨髓内钉的术前计划	(47)
第三节 胫骨髓内钉的操作技术	(52)
第四节 胫骨髓内钉的术后处理	(59)
第五节 开放性胫骨骨折髓内钉的应用	(60)
第六节 胫骨骨折的髓内钉治疗	(62)
第三章 股骨带锁髓内钉	(70)
第一节 手术适应证及术前准备	(71)
第二节 基本操作技术	(72)
第三节 股骨带锁髓内钉的并发症及其防治	(82)
第四节 术后处理	(87)
第五节 带锁髓内钉在股骨干骨折中的应用	(87)
第四章 股骨粗隆周围骨折带锁髓内钉固定	(95)
第五章 股骨髁上骨折的髓内钉治疗	(112)
第六章 上肢骨折的髓内钉治疗	(121)
第一节 肱骨骨折的髓内钉治疗	(121)

第二节	前臂骨折的髓内钉治疗·····	(130)
第三节	锁骨骨折的髓内钉治疗·····	(133)
第七章	带锁髓内钉的特殊应用·····	(136)
第一节	带锁髓内钉治疗骨折不愈合·····	(136)
第二节	带锁髓内钉在一些疑难病例中的应用·····	(144)
第三节	带锁髓内钉治疗病理性骨折·····	(149)
第四节	带锁髓内钉在肢体延长术中的应用·····	(151)
第五节	复杂的股骨骨折及粗隆下骨折的带锁髓内钉治疗·····	(155)
第八章	股骨和胫骨髓内钉在欧洲的应用·····	(165)
第九章	带锁髓内钉的综合应用·····	(180)

第一节 髓内钉的历史

在骨的远端和近端髓腔内置入一生物相容性好、具有一定强度的内置物，以达到骨折端的连接及固定目的，称为髓内钉固定。在 Küntscher 医生以前就有很多医生采用不同材料进行了多次动物实验和临床应用，故很难确定第一个髓内钉的使用者。髓内钉用于骨折内固定已有 100 多年历史，不仅可应用于直形骨折，亦可用于轻度弧形骨折，达到三点固定的目的。病人可以免除外固定之苦，而且能早期进行功能锻炼，在临床应用中显示着很强的生命力。

回顾历史不难看出，作为手术治疗骨折方法之一的髓内钉技术，是外科学发展的一部分，与无菌外科学、麻醉科学的发展紧密相关。

1760 年英国 White 用切开骨折端创造新鲜骨折面的方法治疗一肱骨骨折不愈合的病人，开创了手术治疗骨折的先例；1827 年美国 Kearney Rodgers 采用切开骨折端、银线缝合法治疗肱骨假关节；1833 年法国 Roux 主张将骨折一端植入另一端髓腔中治疗骨折不愈合；1841 年普鲁士外科医生 John Friedrich Dieffenbach 采用于骨折部位钻孔并植入象牙钉的方法；1870 年 Berenger Ferand 介绍了三种治疗骨折的方法，即骨缝合、骨铆接和骨钻孔术。

随着人们对手术方法恢复骨折稳定性的认识，髓内钉的构想逐渐形成。作为萌芽时期的髓内钉，象牙和牛骨为其代表(图 1-1-1)。

1875 年，德国医生 Hein 用象牙做成髓内钉进行了大量的实验性研究。1875~1886 年，Bardenheuer Socin 和 Bruns 用象牙钉治疗长骨干的假关节。1886 年 Bircher 用同样方

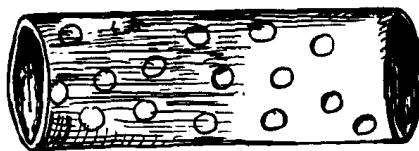


图 1-1-1 萌芽期髓内钉
材料——钻孔的牛骨

法治疗早期骨折。1880 年美国 Nicholas Senn 在动物实验性股骨颈骨折中,采用象牙及钻孔的牛骨作为髓内钉进行髓内固定,1889 年应用于临床获得成功,并推广应用于肱骨干骨折及假关节的治疗,1891 年他作为美国骨科学会主席,继续从事髓内钉的研究及推广工作。

在大量的动物实验性研究及临床应用之后,金属材料的引进开创了髓内钉应用的新篇章。1910 年北美骨科医生 Lilienthal 采用铝制髓内钉治疗股骨干骨折;1913 年 Schone 用银制髓内钉治疗前臂骨折;1916 年英国 Hey Groves 从事战伤研究,将金属髓内钉应用

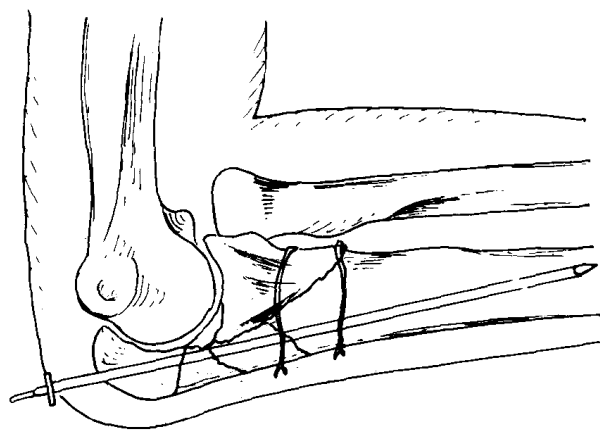


图 1-1-2 早期髓内钉以金属为最佳材料

于枪伤骨折并改进了手术方法,经过对不同材料的研究,认为骨和象牙非常脆,容易折断,金属则是髓内钉的最佳材料。1937 年美国 Leslie V Rush 和 H Lowry Rush 兄弟二人对一严重开放的粉碎性 Monteggia 骨折脱位采用斯氏钢钉固定,手术获得成功(图 1-1-2)。随后他改进钉的形状而应用于股骨近端骨折。上述先驱者的工作奠定了今日髓内钉作为内固定物治疗骨折的基础。

对生物学及生物力学理论的进一步研究,使中期阶段髓内钉的发展日臻完善。著名德国骨科医生 Küntscher(1900~1972)对髓内钉固定作出了巨大贡献,他发明了髓腔内放置钢制固定材料治疗早期骨折的方法。1930 年他对髌部骨折的治疗曾倾向于用多根针做髓内固定,后来受 Smith 采用三翼钉治疗股骨颈骨折效果良好的启发,在大量生物力学研究基础上,首先设计了用 V2A 抗腐蚀钢材生产的截面为 V 型的髓内钉,将其用于髌部骨折及股骨干骨折的治疗,并取得良好效果(图 1-1-3)。随后他把这一髓内固定技术进一步推广应用,在 1940 年第 64 届德国外科学会上报告了他的论文,并展示了他设计的治疗股骨骨折、髌骨骨折、肱骨骨折及胫骨骨折的各种类型髓内钉及器械,在创伤骨科界引起了极大震动。

Küntscher 在欧洲创立的这一较完善的髓内钉固定方法,成为后来的 AO 骨折治疗原则之一。其主要表现为两点:①较长的直径及与髓腔适应的髓内钉,对骨折有良好固定作用,可以获得更大的稳定性,同时又不影响周围软组织及关节,术后不需要石膏固定及牵引等辅助治疗手段,康复过程相对简单,尤其在战伤治疗中有重要价值;②切口及进钉点远离骨折部位,即采用闭合穿钉法,可以减少骨折部位软组织及骨血供的破坏,从而降低感染及骨折不愈合的发生率。这一观点在当时因与公认的 Danis 切开解剖复位的观点不同而遭到反对,

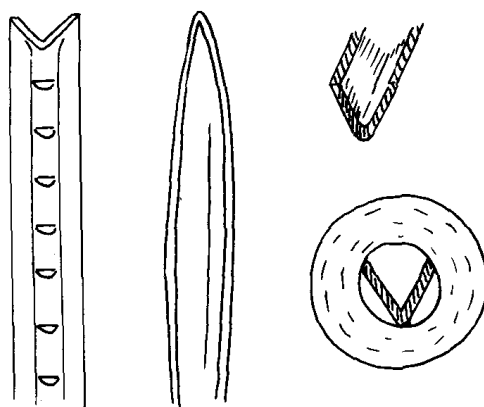


图 1-1-3 以 Küntscher V 型钉为代表的中期阶段髓内钉

但因其治疗效果良好，还是被人们接受。第二次世界大战爆发后，这一技术很快推广至德国、奥地利、法国和意大利等国。

1957年 Küntscher 在美国骨外科协会首先介绍了可屈性导向髓腔锉，是他对髓内钉的又一重大贡献。扩大后的髓腔可使较大的髓内钉顺利通过骨干狭窄部位进入骨折远端，这样不仅可以选用强度较大、直径较粗的髓内钉，而且也扩大了钉在髓内与皮质骨的接触面积，从而得到更好的固定稳定性。1972年，Küntscher 在撰写髓内钉的新著时，因心脏病发作去世。他的一生是和髓内钉的发展紧密相连的，在他逝世后，他的朋友、学生和同事们组织了一个以他名字命名的学会，以推广他的技术并继承他的精神。

本世纪40年代出现的各种类型的髓内钉，基本是在 Küntscher 髓内钉的基础上改进的。Soeur 钉、Westerborn 钉及 J.O. Lottes 钉在外形、长度、直径方面各有不同特点，但均带有利于安装和拔出的装置，并且扩大了手术适应证，可应用于陈旧性骨折及假关节的治疗。1945年俄国仿制了钉杆上带有鳍状结构的髓内钉，具有加压作用。Modny 和 Banbara 设计的带有栓钉的髓内钉，可以防止髓内钉脱出，同时通过肌肉收缩作用可以起到骨折端加压的作用。1946年 Street、Hansen 和 Breuer 又设计了一种四棱空心不锈钢髓内钉(Hansen-Street 钉)，用于股骨骨折及肱骨骨折的治疗，此钉不仅具有拔出装置，而且有防止骨折端旋转移位的作用。此后出现的横截面为三叶草形髓内钉，则具有更大的金属强度，并且利于沿导针安放。

50年代初期，我国即引进了上述技术，先后于天津和上海用不锈钢生产了V型钉及梅花型钉，在全国范围内进行了推广和使用。刘润田、方先之等于1962年发表了他们的论文：《髓内钉固定术在治疗长骨骨折上的应用及髓内钉固定术对治疗长骨骨折的远期疗效观察》。关沧江等于1956年发表了国人股骨干的长度、弯曲度及髓腔宽度测量的结果：成人股骨长度为21~45cm，髓腔最狭窄部位为0.7~1.1cm，股骨中段向前弯曲度为5°~10°。

80年代，上海马元璋等用压缩髓内钉进行动物实验，并在临床上用于治疗四肢骨干骨折、鹰嘴骨折，取得了满意效果。

随后几年间人们就骨的血供、髓内钉对骨折愈合的影响等问题进行了大量实验及临床研究，重点也放到了髓内钉的设计、材料的生物相容性及机械强度的研究和生产上，新设计的髓内钉具有良好的金属弹性和生物相容性，并且在60~70年代新型髓内钉设计时开始注意对骨折端的加压作用。1966年 Kaessman 设计的髓内钉，是在 Küntscher 钉内加入一根头端有孔的金属棒，经过骨折远端在孔内横行上一枚锁钉，然后通过髓内钉近端的弹性装置达到骨折端加压作用。1967年 Street 直接在 Hansen-Street 钉的远端安放两枚锁钉，用外部的钉架装置连接于髓内钉的近端，然后通过近端螺帽的旋转达到骨折断端加压作用(图1-1-4)。1972年 Huckstep 报告的髓内钉与前者类似，1979年比利时 Deweduren 设计了一种有加压作用的胫骨髓内钉。

闭合穿钉是 Küntscher 的重要观点之一，为得到完整的髓腔序列关系以利于闭合穿钉，闭合复位则相当重要。因此，本世纪40年代初期相继出现了 Linsmager、Wittmoser、Küntscher 复位装置。与此同时，Bohler 是欧洲很有影响力也是最早使用髓内钉的创伤外科医生，1941~1948年，在他治疗的61例股骨干骨折病人中，有50例采用了闭合穿钉技术。他认为脂肪栓塞、早期创伤休克和严重外部损伤，是致死的重要原因，主张应在

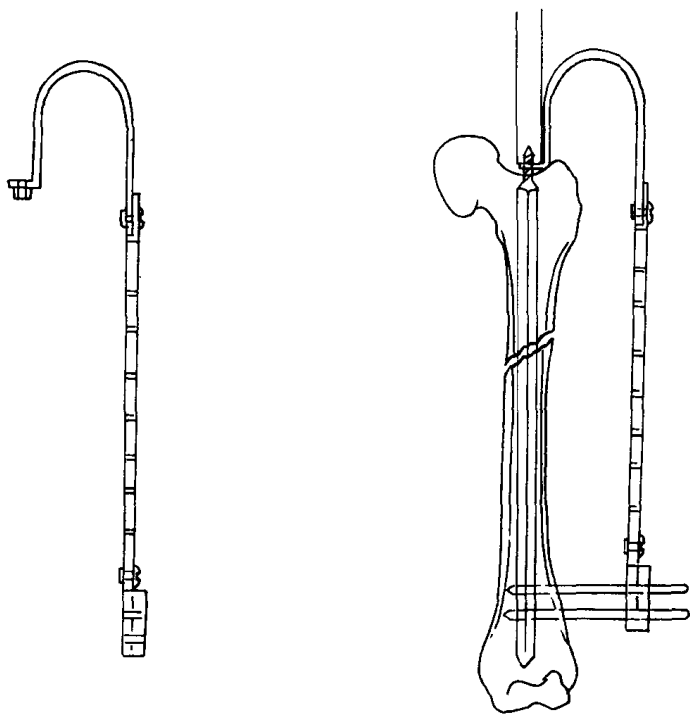


图 1-1-4 中期阶段具有加压作用的
Hansen-Street 钉及其装置

病人一般状况良好的早期非急诊情况下,采用闭合复位穿钉法,以降低手术并发症的发生率。

由于过多的 X 线暴露,对人体有放射性损伤,本世纪 40~50 年代闭合穿钉技术在美国并没有被广泛采用。到了 60 年代,随着影像增强技术的发展,对骨折的髓内钉治疗才重新回到了闭合穿钉技术上来。70 年代中期,加压钢板治疗股骨干骨折不断出现并发症,髓内钉技术再次成为人们关注的焦点。

对粗隆间及粗隆下骨折,具有良好治疗效果的“头颈型”髓内钉,是在 60 年代后半期发展起来的。1967 年 Zickel 设计的“头颈型”髓内钉包括两部分:①放于股骨髓腔内的近端膨大且带有一孔道的髓内钉;②可穿过该孔道的三翼钉。

Küntscher 设计的“Y”型钉,是在一枚较粗的股骨头颈钉内穿过一枚横截面为三叶草形髓内钉,形成一“Y”字形结构,在负重时头颈钉与股骨髓内钉之间靠摩擦力而绞锁成为一体。以上两种方法,对治疗股骨上段骨折收到良好效果。

随着髓内钉种类的不断增多,大致可归纳为以下三种类型。①标准髓内钉:根据髓腔的直径选用最大适合髓腔直径的钉,以充填髓腔,它具有牢固固定、抗成角及旋转的能力。一般髓腔至少应扩大至 12mm,以 Küntscher、AO、Schneider 及 Samples 等为代表。②弹性髓内钉:起三点固定作用,达到保持骨折的对位,如 Rush 及 Ender 钉。③带锁髓内钉(亦称交锁髓内钉):在标准髓内钉基础上,由其近端及远端斜形或横形穿入螺钉,增加抗扭力,从而扩大了手术适应证的范围。如股骨远端骨折、粉碎骨折等均可使用,以 Grosse-Kempf 及 Russell-Taylor 等为代表。

在其他学科迅速发展的基础上,髓内钉的发展也达到了一个新的水平,即现代髓内钉阶段。其最突出的特点就是具有带锁能力(intramedullary nail with locking capabilities)。关于髓内钉的命名,目前有带锁、交锁、锁式、内锁、加锁、全锁等名称,笔者认为以带锁髓内钉更为合适。

50 年代后期出现了类似于 Livingston 棒及 Modny 钉等早期的带锁髓内钉(图 1-1-5),自 70 年代以后,不同类型的新型带锁髓内钉才得到进一步发展。带锁髓内钉的突出优点是扩大了原髓内钉的手术指

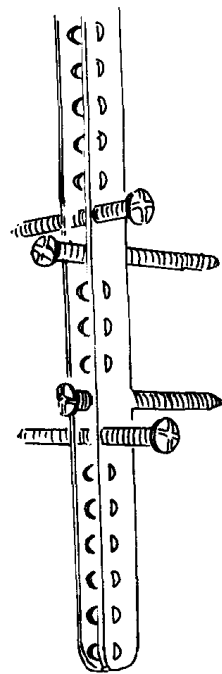


图 1-1-5 早期的
带锁髓内钉

征, 不仅可应用于股骨中上 1/3 横形或短斜形骨折及粗隆部骨折, 而且可用于中下段任何类型骨折, 提高了骨折愈合率, 降低了感染率。1972 年 Klemm 报告了他的带锁髓内钉系列, Grosse 和 Kempf 将 Klemm 股骨头颈方向的 60° 锁钉改为 45°, 并将远端锁钉移到接近股骨远端的部位, 不仅扩大了治疗范围, 也提高了固定稳定性。1988 年北京引进了 GK 型髓内钉 (Grosse-Kempf 钉, 美国 Howmedica 公司), 于 1991 年在江苏武进实现国产化, 临床应用后取得了良好效果 (图 1-1-6 见彩插)。1989 年 Grosse 等人设计出 Gamma 钉治疗粗隆间及粗隆下骨折, 近 2 年设计生产的长柄 Gamma 钉, 是利用锁钉和指向股骨头方向的拉力螺钉的设计, 使股骨干中上段粉碎骨折合并股骨颈或粗隆间骨折的髓内钉固定手术一次完成。

1990 年 Smith & Nephew Richards 公司介绍了治疗股骨髁上骨折的 GSH 髓内钉。对非手术失败及多发损伤中的肱骨干骨折的手术, 选用弹性髓内钉如 Rush 钉及 Ender 钉, 已应用于临床。近年来肱骨髓内钉亦有改进, 增加了带锁能力, 例如 Seidel 的开槽式管型肱骨髓内钉, 直径 9mm, 远端有 3 个翼, 近端有 2 枚锁钉。

80 年代后期, 带锁髓内钉逐渐取代了其他类型的髓内钉, 其技术要求更加精确, 尤其是远端锁钉的安放费时且困难, 90 年代远端锁钉的安放装置有了进一步发展, 激光定位器导视下闭合穿钉准确率可达 97%, 同时超声波也成为了定位的一种新手段, 用这些方法替代 X 线影像增强设备, 闭合穿钉技术将变得更加完善及安全。

目前, 股骨髓内钉固定术多采用病人仰卧位而非侧卧位, 这对多发损伤病人的治疗尤为重要, 此体位简单且容易常规化, 对麻醉呼吸管理也有明显便利, 但该体位需要过度髋内收, 尤其对肥胖病人显得比较困难。

髓内钉内固定术是一种古老的治疗方法, 生物力学的发展、X 线影像增强设备的改进和推广、手术器械及骨科手术床的更新, 为这一方法注入了新的活力, 更加突出了这一治疗方法的优点, 又引起人们的再次关注。随着可吸收性内固定材料的出现及各项技术的改进, 使用带锁髓内钉治疗长管骨骨折, 在 21 世纪将有更美好的前景。

(罗先正)

第二节 带锁髓内钉在骨折和矫形中的应用要点

髓内钉治疗骨折的一般原则和其他内固定治疗原则有着密切的联系。髓内钉内固定技术之所以能够被推广, 主要是因为其并发症少, 在闭合穿钉技术中更为突出。采用具有带锁能力的髓内钉后, 扩大了手术适应证范围, 并且固定更为可靠, 可以早期进行关节功能练习, 如果骨的断端接触稳定, 亦可较早期负重。

一、开放及闭合穿钉技术

开放穿钉技术是指通过分离骨折周围的肌肉, 显露骨折端进行复位及放置髓内钉; 闭合穿钉技术是指不显露骨折部位肌肉及骨折端, 而采用闭合方法进行骨折复位, 然后在远离骨折的一端置入髓内钉。开放穿钉术比闭合穿钉术快, 不需 X 线透视的帮助, 其缺点是损害骨折端的血液供应, 手术失血较多, 骨折不愈合率高。闭合穿钉技术复杂, 需要骨科手术台, 特殊手术器械及 X 线影像增强设备, 但具有明显优点: 失血少、感染率

低、骨折愈合率高。70~80年代国外文献综合报告1499例股骨干骨折,采用闭合穿钉手术治疗,感染率平均为0.4%,骨折不愈合率仅1%;而采用开放穿钉手术治疗结果,深部感染率平均为3.5%,开放骨折中感染率上升为17.7%。开放穿钉术总的不愈合率为2.1%,均高于闭合穿钉术。近年来,通过对开放穿钉技术或半开放穿钉技术的改进,术后并发症的发生率有所下降。

闭合穿钉术治疗下肢骨折的另一优势体现在治疗多发损伤方面,如病人同时有胸腹部损伤、脑损伤等,完成其他损伤治疗及病人呼吸循环稳定后,即可对单发或多发骨折施行髓内钉内固定术。

二、扩髓及不扩髓穿钉技术

一般而言,扩髓后置入的髓内钉和骨的接触点增加,提高了骨折固定的稳定性;扩髓后增大了髓腔,可采用直径较大的髓内钉;钉强度的增加亦可提高对骨折的固定强度。钉的直径和钉的强度呈几何级正比关系,直径10mm髓内钉,其抗弯强度比直径9mm钉增加30%;而直径11mm的髓内钉,则比9mm钉抗弯强度增加110%。

扩髓引起髓内血循环的破坏是暂时的,术后能迅速恢复。由于骨膜周围血管未受到破坏,故骨痂生长迅速,骨折愈合较快。对股骨干的骨折,大多数作者主张扩髓,扩髓后的骨碎屑可以诱导新骨的形成,亦有利于骨折的愈合。国人股骨干扩髓一般扩至12或13mm。

开放性胫骨骨折则以不扩髓为宜。由于胫骨位于皮下,局部血液循环差;另一原因是如果发生感染,扩髓后的感染要比不扩髓者更严重。

肱骨及前臂骨由于存在着扩髓技术上的困难,不宜扩髓。

最近文献报告,由于扩髓及髓内压力的增加,可以导致肺栓塞或成人呼吸窘迫综合征(ARDS)的发生,特别是多发损伤或肺挫伤的病人更易发生,故建议均采用非扩髓技术,而将髓内钉的材料改为钛或钛合金,增强钉的弹性及强度,而不需要增加钉的直径。

三、带锁及非带锁能力的髓内钉

带锁能力的髓内钉,是通过交锁的螺钉横行穿过髓内钉而固定于两侧骨皮质上,可有效地防止骨折旋转、短缩及成角等畸形的发生,但通过髓内钉的螺孔将出现应力效应而使髓内钉局部强度减弱,以致发生折断。股骨髁上骨折,特别是不稳定股骨骨折或术后负重过早,近端螺孔处常发生折断而导致骨折固定失败。为了避免失败,人们采用直径较大的髓内钉。螺钉固定尽可能远离骨折处、螺钉充满螺孔及延迟负重时间。为了防止螺钉自身折断,螺钉的设计由全螺纹改为钉尾部螺纹而螺干及其近端无螺纹。螺钉的直径以4.0~5.0mm为宜,若螺钉材料由不锈钢改为钛合金,胫骨处螺钉的折断率可由30%降至7%。而非带锁能力的髓内钉则以Ender钉及Rush钉为代表,临床上仍有其特殊适应证。

四、静力及动力型带锁髓内钉

带锁髓内钉可分为静力及动力二种形式,Küntscher钉为标准的动力髓内钉,其稳定性决定于骨折的完整程度及钉和骨内膜间阻力,但适应证受到很大限制,只适用于骨干中上1/3的横断或短斜形骨折。带锁髓内钉是依靠骨折的近端及远端的锁钉控制骨折复

位后的位置，从而防止骨折复位后再移位。

由于损伤的性质及程度不同，骨折的粉碎程度对骨折复位后的稳定性非常重要。Winquist 及 Hansen 的分类方法，其原则是根据骨折后主要骨折片环形皮质骨接触面的大小而决定。粉碎骨折分为 I~IV 型。I、II 型骨折：环形皮质骨接触面大于 50%，可以控制其长度及旋转，故采用动力型固定；III、IV 型骨折：环形皮质骨接触面均少于 50%，应采用静力型固定为宜。

术前应根据 X 线正侧位片，认真对骨折稳定性进行评估。因错误评估而采用不恰当的固定方法，常导致术后肢体短缩、旋转等移位或畸形愈合。术中应再一次评估骨折类型及稳定性，以确定固定方式。术中扩髓、穿钉时，若潜在的粉碎骨折片变得明显或造成新骨折片分离，则应修改固定方式。术后应立即行 X 线拍片，再关闭伤口，因为单纯影像增强像是不可靠的。术后 1、3 及 6 周均应进行 X 线检查，3 周内发现固定不稳或骨折再移位，应立即行手术矫正，改为静力固定。Brumback 报告在 133 例动力带锁髓内固定手术中，14 例(10.5%)发生了不能接受的再移位，而需要再次手术。

轴向压力有利于刺激骨折愈合。有些学者认为静力型带锁髓内钉阻断了轴向压力，易导致骨折的不愈合或愈合延迟，故建议在术后一定时间内(6~8 周)取出一端的螺钉，由静力型改为动力型固定。但这种固定方式的改变，可能发生骨折再移位，且多次手术给病人带来不便，故建议最好于术后 1 年骨折完全愈合后，在取出螺钉的同时拔出髓内钉。Brumback(1992 年)总结了 204 例股骨骨折静力型固定的经验，认为静力型带锁髓内钉固定适合任何类型骨折，固定后无再移位，亦不影响骨折的愈合时间及速度，不需分次取出螺钉及拔出髓内钉。

静力型带锁髓内钉固定骨折，产生应力遮挡的大小决定于下列因素。①钉的设计：闭口的髓内钉其抗旋强度大于开槽髓内钉。②螺钉和髓内钉的螺孔并非绝对适应，存在着微动。这种微动加上髓内钉和骨内膜之间微动，均形成骨折近远端间的活动。静力型带锁髓内钉固定并非绝对静止，这种微动可以刺激外骨痂形成及促进骨折愈合，故不像钢板固定后的应力遮挡而影响骨折愈合。③材料的选择：髓内钉大多选用高强度的不锈钢，其弹性模量更大，也是产生应力遮挡的原因。近年来，选用弹性模量低的钛钢作用髓内钉，在临床中取得了较好的效果。④螺钉及髓内钉取出时间不少于 12 个月，X 线表明有环形骨痂形成，骨折已愈合后，才能取出螺钉及髓内钉，否则需要再增加固定时间 6 个月。在此期间内，可以允许病人负重行走或参加适当体育活动。

静力型髓内钉为首选，它安全可靠，且不影响骨折愈合的速度和时间。

五、髓内钉的适应证

髓内钉具有上述较多的优点，带锁髓内钉的临床应用不仅扩大了手术适应证，而且具有可早期负重、进行关节功能练习及肌肉康复训练等优势。特别是多发损伤时，可防止成人呼吸窘迫综合征这一严重并发症的发生。在多发骨折中，当多发骨折在同一侧肢体出现浮髌、浮膝及浮肘等体征时，骨折端更需要早期固定，而髓内钉是最佳选择方法之一，它既可单独使用也可结合其他内固定方法，以达到骨折端稳定的目的。对于骨折合并血管损伤的病例，骨折内固定对修补后的血管有非常重要的保护作用。开放性髓内穿钉是可供选择的方法之一。

(一) **开放性骨折** 对开放性骨折立即行扩髓穿钉术,在以前是列为手术禁忌,其原因是扩髓破坏了髓内骨膜的血循环,担心手术感染率较高。实际上,对股骨及肱骨的开放性骨折立即施行扩髓及穿钉术,感染机会的增加是有限的,在处理多发损伤及软组织损伤时,此手术更具有明显优点。对 Gustilo I 至 IIIa 型开放性骨折实行立即扩髓穿钉手术,反对者不多,但对 IIIb 型持保留态度。对胫骨开放骨折,由于缺乏软组织保护,感染机会增多,故主张不用扩髓穿钉术。

在处理开放性骨折时,尽管有扩髓或不扩髓两种治疗方法,但基本原则相同:彻底清创、术后冲洗及引流、抗生素的早期应用等原则应该严格执行。另外,术者必须由具有专科训练或有经验的医生担任,注意术中保护软组织及预防感染的重要性。

有些医生担心由于急诊手术增加了感染机会,主张在早期清创及抗感染后 1~2 周内实行扩髓穿钉手术。根据多年的经验,笔者认为在我国现有条件下延期实施扩髓穿钉手术是适宜的。但清创术和抗生素的应用应早期执行。

(二) **病理性骨折** 治疗肿瘤破坏导致的长骨病理性骨折,带锁髓内钉固定是最佳选择方法。在转移瘤所致的长骨病理性骨折中,髓内钉和骨水泥合并应用充填肿瘤骨的缺损区,可得到良好的固定效果,改善病人的生活质量,减少护理困难,便于对原发肿瘤的治疗。对原发骨肿瘤导致的病理性骨折,在肿瘤大块切除后的重建手术中,髓内钉固定有着重要作用。在同种异体骨关节大块移植并应用带锁髓内钉固定后,病人可进行早期关节活动及部分负重,获得良好的治疗效果。对这类病人的治疗,髓内钉直径常常需要增加至 12mm 以上,以避免髓内钉疲劳折断。

(三) **肢体延长、缩短及截骨手术中的应用** 带锁髓内钉不仅应用于治疗创伤性骨折及病理性骨折,亦可应用于矫形外科领域。肢体延长或短缩的截骨手术常应用于下肢均衡手术,这在我国仍有重要价值。小儿麻痹后遗症常存在着肢体不均衡,出现跛行或严重功能障碍,手术一次性延长可达到 3~5cm。由外侧切口显露股骨后,骨膜外行 Z 形截骨术,放置髓内钉。一次性延长,髓内钉近端及远端均用螺钉锁住,再加自体骨移植。术后膝关节屈曲于 90°,髋关节屈曲于 20°位置,逐渐伸直。在实行延长手术时,必须对周围神经、血管功能进行认真监测,以防止延长过程中损伤神经、血管。3cm 范围内的延长较为安全,对 3cm 以上的延长可采用外固定架缓慢延长方法。达到理想的延长长度时,可将预先置入的髓内钉锁住,缩短外固定时间。髓内钉结合外固定架的骨延长技术,将在第七章第四节详述。

成角、旋转等畸形愈合的肢体需要进行截骨手术矫正畸形时,在截骨后常采用动力型带锁髓内钉固定,有利于骨折端的接触及早期愈合。术后可较早期负重活动并进行关节功能康复治疗。关节融合手术中亦可用超长髓内钉通过关节施行固定术,近端不放置锁钉,具有动力加压作用,有利于关节早期融合。

(罗先正)

第三节 髓内钉的生物力学特点及设计

骨科医生和工程人员在生物力学的基础上,对髓内钉的结构、形状和材料进行力学分析,在设计方面不断改进,使之在今天能广泛应用。

一、髓内钉的生物力学

影响髓内钉固定的因素有多种,这里主要介绍髓内钉的几个基本生物力学设计参数,即髓内钉的强度、惯矩、刚度、扭转、疲劳特性等,从而对髓内钉的设计与制造的基本要求有初步了解。

(一) **髓内钉的强度** 强度是指在负载作用下物体抵抗破坏的最大能力。一种材料的强度可以用极限张力强度、弯曲强度或扭转强度来表示。髓内钉的强度是由材料和负载沿髓内钉长度、截面的分布情况共同决定的。设计上带有应力集中区域的髓内钉会降低强度,因为在这些点上只需要较小的力即可超过材料的最大屈服应力。髓内钉设计上所需要的强度与所加的负载直接成正比。对于复位和内固定后没有明显移位的简单骨折,髓内钉承受的负载较小,而骨承受了大部分的负载。对有明显移位的骨折,骨承担的负载较小,更多的负载加到了髓内钉上,这需要髓内钉有更高的强度。

(二) **髓内钉的惯矩** 惯矩反映的是物体承受弯曲负载时的结构强度。一般用公式 $W = I/Z_{\max}$ 来分析一个物体弯曲强度。 W 是截面模数,它与物体的弯曲强度成正比。 I 是惯矩, $Z_{\max}$ 是点应力到中性轴的最大距离。 $Z_{\max}$ 相同时,惯矩越大, W 越大,物体的抗弯强度也越大。对于实心圆截面的髓内钉,惯矩(I_1)等于 $\pi/64 \times D_0^4$, D_0 为截面外直径,惯矩的单位是 mm^4 。对于截面为圆环形管状物(例如长管骨或髓内钉),惯矩(I_2)等于 $\pi/64 (d_o^4 - d_i^4)$ (图 1-3-1), d_o 、 d_i 分别是物体截面的外径和内径。由于惯矩是直径的四次方关系,物体的内外径对于惯矩的影响最大,即对物体的结构强度影响最大,所以,扩髓对于骨的强度影响较大。相同外直径的空心髓内钉, $Z_{\max}$ 相同,壁越厚惯矩越大,截面模数越大髓内钉的强度也越大。实心髓内钉的惯矩比空心髓内钉惯矩大,强度也大;反之,若要求髓内钉的强度相同, $I_1 = I_2$,则 $D_0^4 = d_o^4 - d_i^4$,实心钉的直径略小于空心钉,也可达到同样的强度。由于胫骨承受负载比股骨小,胫骨髓内钉常是实心的,并且比股骨髓内钉要细,这样即保留了相同的强度,又不必因扩髓造成胫骨血运的破坏,是比较合理的设计。

(三) **髓内钉的硬度** 硬度是力学实验中负载-变形或扭矩-旋转位移曲线的斜率(图 1-3-2)。它表达作用力与其造成的变形大小的关系,由此曲线图可以看出,硬度越大,变形越小。髓内钉的硬度取决于它的材料性质及其几何设计。一般来讲,髓内钉刚度可以近似表达它的硬度的大小。

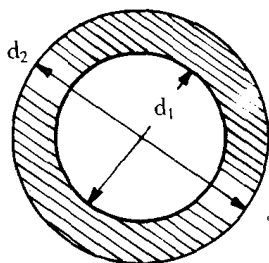


图 1-3-1 管状物圆环形截面的惯矩计算

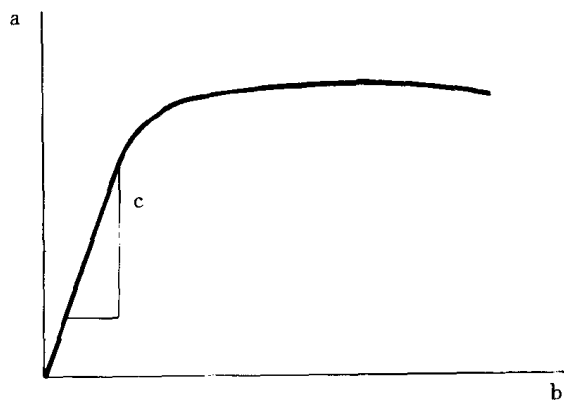


图 1-3-2 材料结构性质的负载-变形曲线
a 负载 b 变形 c 硬度(曲线线性部分的斜率)