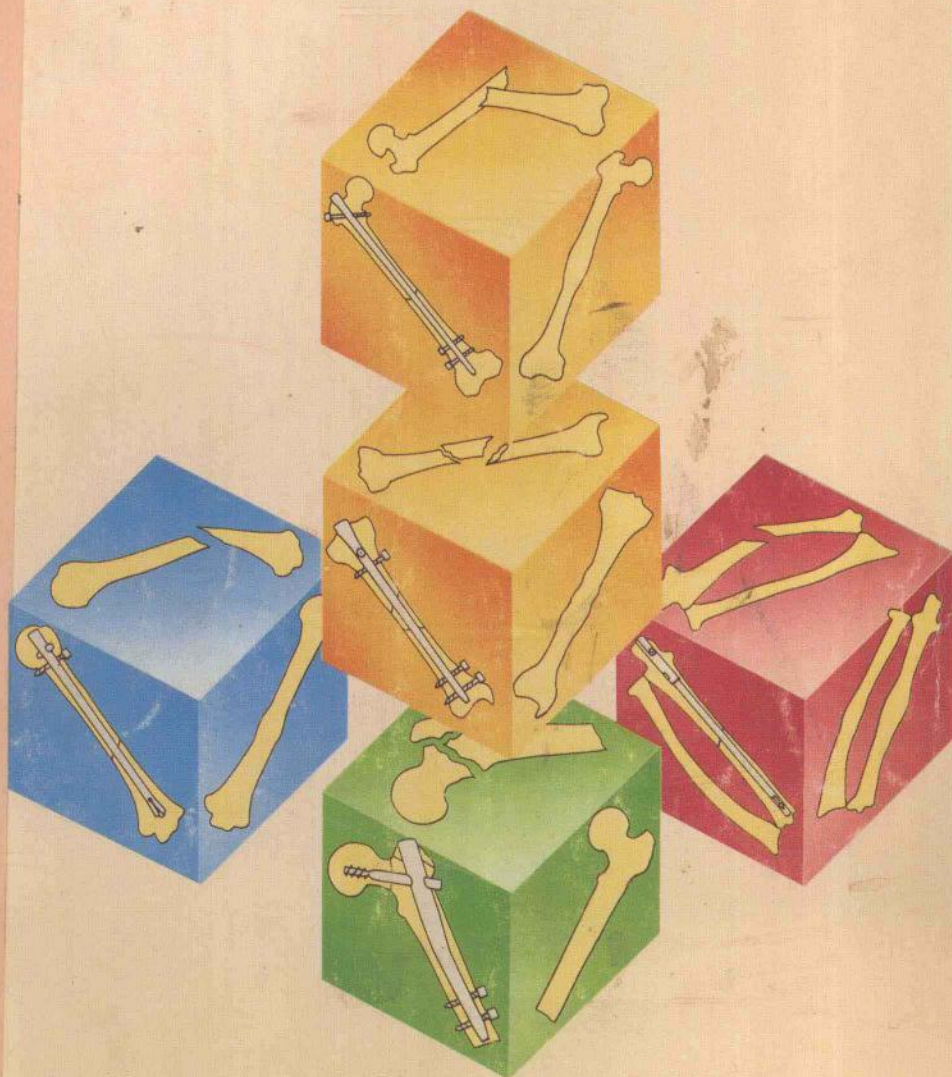


全国首届带锁髓内钉 临床应用研讨会 学习班

论文汇编、讲义



中华骨科学会内固定学组

首都医科大学附属北京友谊医院

武进第三医疗器械厂

一九九六年五月于江苏常州

主办

承办

目 录

1. 髓内钉	
——首都医科大学附属北京友谊医院 罗先正 张保中 张薇	1
2. 骨折愈合	
——天津医院 郭世绂	54
3. 应力遮挡与骨质疏松	
——白求恩医科大学第一临床学院骨科 徐莘香	64
4. 胫骨开放性骨折交锁髓内钉固定	
——上海第二医科大学附属瑞金医院骨科 陆宸照	71
5. 带锁髓内钉的过去、现在和未来	
——首都医科大学附属北京友谊医院骨科 罗先正	78
6. Grosse—Kempf 交锁髓内钉基本操作技术	
——首都医科大学附属北京友谊医院骨科 刘长贵	89
7. Gamma 钉技术	
——首都医科大学附属北京友谊医院骨科 张保中	95
8. 有关开放性骨折治疗的几点商榷	
——北京积水潭医院 王亦聪	102
9. AO 钢板与 Grosse—Kempf 带锁髓内钉治疗股骨干骨折	
——北京友谊医院骨科 刘长贵 罗先正 王宗仁、李强、郭艾	106
10. 股骨 Grosse—Kempf 带锁髓内钉设计和临床应用中的生物力学研究	
——北京友谊医院骨科 李强 罗先正	113
11. Gamma 钉在粗隆间骨折的临床应用	
——北京友谊医院骨科 王宗仁	118
12. Gamma 钉治疗股骨粗隆间骨折(附 18 例报告)	
——第二军医大学长征医院骨科 臧鸿声 孙华成	123
13. 四种内固定治疗不稳定股骨粗隆间骨折的生物力学研究	
——第二军医大学长征医院骨科 孙华成 臧鸿声	128
14. Gamma 钉治疗股骨粗隆间骨折 9 例临床报告	
——河南省临颖县中医院骨科 张国显	134
15. Gamma 钉与滑动式鹅头钉的生物力学测定与比较	
——上海医科大学附属华山医院骨科 周建伟 魏亦兵 张志玉等	136

16. 鱼口交锁髓内钉与国外三种交锁髓内钉的生物力学比较	
——南京医科大学第一附属医院骨科 吴乃庆	
上海科技大学生物力学研究所 王以进	147
17. 鱼口交锁髓内钉治疗股骨干骨折 114 例远期疗效评估(摘要)	
——南京医科大学第一附属医院骨科 吴乃庆	156
18. 带锁髓内钉治疗股骨骨折的临床观察	
——河南开封市第一人民医院骨科 李建军 袁木林 张海波	157
19. 没有电视 X 线条件下的带锁髓内钉技术(7 例小结)	
——湖南长沙铁路医院 祝天经 罗专斌等	159
20. 自制瞄准器在带锁髓内钉远端交锁中应用	
——浙江上虞市人民医院骨科 傅俊良	165
21. 倒功训练致股骨肌折带锁髓内钉治疗	
——河南武警总队医院骨科 朱卉敏 吴宝金 刘景超	167
22. 交锁髓内钉的简易操作法(附 7 例临床报告)	
南京鼓楼医院骨科 吴未一 朱丽华	168
23. 带锁髓内钉及远端锁钉改进治疗股骨干骨折	
——北京解放军 304 医院骨科 张伟佳 侯树勋 王富 李文锋	172
24. 半圆形交锁髓内钉的研制及其治疗胫骨下段骨折的生物力学评价	
——湖南医科大学附属湘雅医院骨科十七病室 张宏其 龙文荣 李康华	173
25. 带锁髓内钉治疗股骨干骨折	
——山东滨州医学院附院骨科 王道谦 房清敏 张历磊 庞清江	174
26. 自制双锁式髓针在股骨中上段粉碎性骨折中的应用	
——山西翼城县人民医院骨科 吕俊明	175
27. 工字形加压髓内针的研制及临床应用	
——天津医院骨科 胡慧敏 王永达	176
28. 从生物力学角度分析髓内钉的设计	
北京友谊医院骨科 张薇 罗先正 李强	181
29. 交锁髓内钉应用中常遇到的几个问题	
——上海第二医科大学附属第九人民医院 戴克戎	192
30. 脊柱骨折的内固定方法	
——北京协和医院 邱贵兴	195

髓 内 钉

首都医科大学附属北京友谊医院骨科

首都医科大学生物力学与材料研究中心临床实验室

罗先正 张保中 张薇

第一节 总论

一. 历史的回顾:

在骨折的远端及近端髓腔内置入内置入物以达到骨折端的连接及固定为目的即称之为髓内钉。这一观念的产生及实践远在 Kuntscher 医生以前就有很多骨科医生采用不同材料进行了多次临床应用及动物实验,故很难确切肯定第一个髓内钉使用者。

1880 年美国 Nicholas Senn 在动物实验的股骨颈骨折中采用象牙,骨及金属材料作成钉而进行髓内固定,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。

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 采用银制髓内钉治疗前臂骨折。

1916 年英国 Hey Groves 从事战伤的研究,将金属髓内钉应用于枪伤骨折并改进了手术方法,对不同材料进行了研究,认为金属材料仍是髓内钉最佳选择。1937 年美国 Leslie V Rush 及 H. Lowry Rush 兄弟二人对一例严重开放及粉碎性 Monteggia 骨折脱位采用斯氏钢钉固定,尺骨骨折复位获得成功。随后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治疗骨折基础。

著名德国骨科医生 G. B. Kuntscher (1900—1972)，在生物力学研究的基础上，首先设计制作“V”型髓内钉应用于股骨近端骨折的治疗，采用抗腐蚀的 V2A 钢材，1940 年在第 64 届德国外科会议上报告了他的论文，并展示他设计的股骨，髌部，肱骨及胫骨各种类型髓内钉及器械，并介绍在战伤中的重要价值。他提出的四点骨折固定成功的经验成为后来 AO 治疗骨折原则的部分内容：(1) 固定的骨折并不能有分离，(2) 切口远离骨折是功能的，(3) 骨痂的形成所需要的良好条件，(4) 对最常见骨折的手术不要忽略或简化其必要的器械。他的观点在当时德国虽曾遭到反对，但以后被人们接受及推广。

五十年代初期，我国即引进了上述技术，先后在天津和上海应用不锈钢生产了 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 年发表他们的论文，髓内针固定术在治疗长骨骨折上的应用及髓针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结果，成人股骨长度为 21—45 厘米，髓腔最狭窄部位为 0.7—1.1 厘米，股骨中段向前弯曲度为 5—10°。

1941—1948 年期间 Bohler 在 61 个股骨干骨折中 58 次采用闭合穿钉术，1945 年俄国仿制的髓内钉具有加压作用。

1952 年 Kuntscher 开始发展可屈性髓锉，扩大髓腔后使较粗髓内钉可通过股骨狭窄部而到达股骨远端，而且注意 X 光影像增强观察下可以实行闭合穿钉手术，1972 年在完成其新的著作髓内钉一书时，由于心脏病发作而死于工作时，他的一生和髓内钉发展紧密相连，在他逝世后，他的朋友，学生和同事们组织了一个以他的名字命名的学会，以推广他的精神。

二. 髓内钉的类型

目前髓内钉的种类很多，大致可以归纳为三种类型：(一). 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，具有牢固固定抗成角及旋转的力。一般髓腔至少应扩大至 12 毫米。以 Kuntscher，

AO, Schneider, 及 Sampso 等为代表。

(二). 带锁髓内钉, 在标准髓内钉的基础上, 在其近端及远端斜行或横行穿入螺钉, 增加抗扭力。而且扩大了手术适应征, 如股骨远端骨折, 粉碎骨折等均可使用。以 Goose—Kempf 及 Russell—Taylor 等钉为代表。

(三). 弹性髓内钉, 系三点固定作用, 达到保持骨折的对位, 如 Rush 及 Ender 氏钉。

带锁髓内钉, 螺钉通过皮质骨而固定, 而另一种通过髓腔而固定如 Brooker 钉。

第二节 骨折愈合与髓内钉

通过髓内植入物治疗骨折已有数十年历史, 直到 1940 年, Kuntscher 报告了关于髓内钉的理论, 此方法变得更加实际并被广泛接受。近二十年来, 髓内固定方法有了更大的进展, 如带锁髓内钉 (Intra—Medullary nails with Locking Capabilities), 弹性钉 (Expansion of flexible medullary nails) 及闭合穿钉技术的应用。本节将讨论长管骨正常解剖和髓内钉生理有关的因素, 重点是因骨折和髓内钉效应引起的骨生理变化。

一. 长管骨的血供

一般来讲, 长骨是管状结构, 致密骨形成的管壁在骨干中部弯曲力高的地方最厚, 松质骨在长管骨两端最丰实, 以吸收通过关节的震荡。皮质骨及松质骨的实际数量取决于骨的生物力学, 代谢, 营养及基因等因素。

长管骨有三个血供来源 (1) 滋养动脉 (2) 干骺动脉 (3) 骨膜动脉。滋养动脉直接发自肢体邻近大动脉干, 经滋养孔进入骨干, 在髓腔内分为升、降髓动脉以后再分为小动脉, 穿过骨内膜表面, 与近远端干骺端血管吻合, 覆盖于整个内层。干骺端动脉从关节周围动脉丛发出, 经薄皮质多数孔道进入长骨两侧扩张的干骺端, 与升、降髓动脉的终末支之间有丰富吻合。骨膜动脉分布于骨皮质的外 1/3 区域, 与骨折周围软组织血管吻合,

这些血管不穿过骨皮质,正常的皮质血流是离心的,从骨内膜流向骨外膜,正如活的骨外膜刮破时的点状出血。

长管骨的静脉回流通过两个系统:大的导血管静脉,回流到髓腔静脉窦,多数小静脉穿过皮质达骨膜。近期研究显示,到干皮质的动脉血供从滋养动脉和骨膜动脉放射样分出,这些动脉与静脉系统相伴,将血回流到髓腔和骨膜复合体。

二. 骨折的愈合

骨折愈合可看成是骨骼生长的重演,导致骨折骨的愈合。骨折开始时,骨和软组织在骨折区出血并伴炎性反应。在炎性过程中,坏死组织内多形核白细胞聚集,但量不大,这些细胞同组织细胞和杆细胞一起清除细胞杂物,此时骨及周围软组织的前列腺素增加释放,前列腺素E同一般炎性反应一样,伴随出现骨吸收及胶原复合体的抑制。

在愈合的下一阶段—修复期,骨外膜、骨内膜、骨髓、内皮循环细胞及临近软组织产生肉芽组织,由新生血管、结缔组织及骨细胞组成。成骨细胞在基底干细胞预示下升高,这种细胞分布在成人骨髓,但在近骨内膜及骨表面外骨膜处多见。肉芽组织产生在骨干骨折的两侧,最终形成围绕骨折的套状结构,由于哈佛氏系统内的血管破裂导致皮质骨细胞缺血,骨块断端发生坏死,因此骨端不能参与早期的增殖。肉芽组织通过软组织或纤维组织中异物骨化形成不同的骨痂类型—桥形、锚形、联合形、封闭形。髓内钉的出现阻碍了封闭形骨痂的形成,用髓腔锉扩髓可移走封闭形骨痂,因此髓内钉治疗骨干假关节,成功率要比其它方法高。

在显微镜水平,骨的细胞组织较少,有大量钙化的细胞外基质及骨细胞。尤其是成骨细胞和破骨细胞,对骨生长、再塑、及修复起着重要作用。成骨细胞起源于基质细胞,产生细胞外基质,这种基质继而钙化成骨。一旦一个成骨细胞被它产生的基质所包埋,它变成一个骨细胞,此细胞在钙平衡中起重要作用。破骨细胞来自造血细胞,它是大的多核细胞,在骨吸收中非常活跃。正常情况下,破骨活力等于成骨,重吸收和新骨形成持平

衡状态。

Charnley 显示皮质骨及松质骨骨折中骨痂形成的不同，认为后者在加压情况下产生骨痂。在切开的松质表面即使有完整的血供，亦不产生骨痂。在最后阶段，骨痂需通过成骨—破骨再塑形，恢复原始状态。

骨折可在没有骨痂形成情况下愈合—直接愈合。在没有纤维组织和结缔组织参与下，新生骨直接沉淀获得愈合。直接愈合发生在骨折坚强固定之后，Schenk 和 Willenegger 研究骨初期愈合的组织学变化，显示羊胫骨新生骨单位可桥接坚强固定的横向压缩性截骨。Petten 研究了用加压钢板固定切开的羊胫骨，得到以下结论：因骨表面的相对移位小于 2%，直接愈合可发生在此情况下。在较不稳定情况下，骨折愈合必须通过组织中中介物—骨痂。

三. 影响骨折愈合的因素

骨折愈合依靠肉芽组织成骨与成纤维能力的平衡，受许多因素的影响。

(一). 生物因素

围绕骨的周围软组织影响骨折愈合，正常情况下动脉血由髓腔内血管供应大部分皮质，骨折之后，血供来自骨外软组织，干骺端血供较多，所以骨折时血供障碍发生小。

影响骨折愈合的因素 1. 全身因素：a. 年龄。b. 全身情况：肾衰；糖尿病；贫血；营养状况。c. 药物影响：抗炎药；苯妥英钠；氟化钠；抗凝血药。

2. 局部因素：a. 去血管化。b. 去神经化。c. 静脉郁滞。d. 软组织损伤。e. 感染。f. 骨折力学因素：骨折部位；骨块间加压与否；持续的骨块间活动；骨缺损。g. 生物电位。h. 皮肤坏死。

3. 外部因素：a. 放射。b. 温度。

在不同情况下，骨折对外骨膜系统和骨内膜系统影响不同，因为内骨膜血管纵向走行，当骨折两端移位时，这些血管破裂。外膜血管沿骨干长

轴横行分布，因此它们保持完整。非移位骨折，正常占优势的髓内循环在愈合过程中占主导地位。在移位骨折，骨外膜循环变得为主，来自骨折上面的肌肉血管大大增加，随着骨的愈合，髓内循环慢慢建立并逐渐占优势，外骨膜循环逐渐减退。对骨外膜循环的破坏可减慢骨愈合。

例如：在实验性兔胫骨截骨术中，过多的骨外膜切除比亚骨外膜切除骨愈合速度明显减慢。而且当上面的肌肉切除后，两组中均出现骨的延迟愈合。并且当到达肌肉的初级脉管系统受侵时，肌肉活力在很大的程度上依靠完整的肌肉—骨外膜血管连接。上面组织的活力是愈合成功的关键。胫骨前的肌肉覆盖较少，所以这是胫骨骨折愈合速度较慢的原因。

软组织条件影响骨折愈合，开始损伤愈大，动脉、静脉及神经等结构损伤的机会愈大。静脉损伤是另一个常见的影响骨愈合的因素。例如在一项研究中，用早期静脉造影术显示明显的静脉血栓出现在 12 个胫骨骨折中。术中保护皮肤和肌肉的活力在降低感染中起重要的作用。Edwards 在总结 492 例胫骨骨折中认为：感染是导致骨不愈合最重要的因素，而且他发现感染与继发的非活力组织的污染有关，对软组织尤其是皮肤的谨慎操作是提供良好愈后的最好机会。很有趣的是周缘神经损伤可加速骨愈合，在去坐骨神经的大鼠实验性骨折中，其愈合速度比对照组同类骨折快。

（二）力学因素

骨折愈合的四个生物力学阶段已被 White 等描述。在破坏性实验的第一阶段，当血肿变成肉芽组织，骨折部位很松，负重时断裂将通过原始骨折处，在第二阶段，断裂再次通过骨折处，但骨折部位硬度增大，第三阶段，断裂将部分通过原先的骨折处及部分通过非骨折处，此期骨痂充分钙化以稳定骨折。在最后阶段，断裂发生在完整骨（骨折处已愈合），骨折处更加稳定。

所有治疗方式应起作用到骨折稳定到一定程度。在愈合的第一阶段，固定可降低软组织的额外损伤，但不改变炎性过程，早期骨折的力学稳定决定肉芽组织恢复完整循环的速度。Yamagishi 和 Yoshimura 比较几种力

学条件下胫骨横行截骨的反应，发现骨折间加压可促进愈合，而牵引和剪切运动延迟愈合并导致假关节。骨折区缺血、高 CO₂ 张及低 PH 值易于软骨细胞沉积，这些细胞对缺 O₂ 易耐受。成骨细胞骨沉积在骨折足够稳定，以允许肉芽组织再血管化。重建了的脉管系统提供成骨细胞成活和发挥功能所必需的氧水平，成骨细胞对缺血非常敏感，所以足够的稳定在第一期中最颇为重要的，在后一期，随着骨痂的坚固，过多的应力遮挡可延期骨愈合。另外，早期周期性负荷的恢复对骨折愈合很重要，例如 Panjabi 等研究用 80 牛顿静压力和 80 牛顿压力附加 40 牛顿的周期性负荷，显示在愈合过程早期持续的压力及后期的周期负荷可促进骨愈合。

四. 髓内钉

1. 骨对髓内钉的反应

应用髓内钉固定骨折过程中，放钉之前通常先扩髓，此过程增加了骨和钉子之间的触面积，在扩髓过程中，骨生理状况根据不同程度的髓内损害而变化。Kuntscher 在实验性动物中显示，随着髓内铁丝的置入，出现显著的炎性反应伴有内膜和外膜骨痂形成，插入惰性钢钉炎性反应减慢。例如：用不锈钢克氏针插入兔胫骨髓内，没有可见骨痂出现，但骨和周围肌肉中前列腺素 E 增加。在同一骨折模型中，伴随骨折和插钉可导致这种炎性反应的中介物的显著升高。

2. 血循环变化

髓内钉进入髓腔后，血循环发生了显著改变。Kuntscher 钉的开始过程不包括扩髓，他认为“V”型钉不充满髓腔，只作用在内膜表面的三点，因此对血循环影响不大。

1952 年 Kuntscher 开始扩髓并使用较粗钉子以增加力学稳定。Rhineland 等在扩髓后用髓内钉固定发现在钉子与骨紧密接触处，髓内循环被干扰，内部 1/2 至 2/3 的皮质失去血管以至坏死，但在钉子松的地方，髓内循环在扩髓后迅速恢复。

当髓腔内容物被移走后，血流方向是向心的，皮质依靠外骨膜循环。

几位作者报告抽出髓腔内容物并用蜡、琼脂或紧的钉子代替后的反应。当胫骨髓腔被扩大并用琼脂代替时，90%皮质骨发生坏死。Trueta 和 Cavadias 在兔胫骨实验性骨折中，扩髓后用髓内钉固定，皮质的内 2/3 发生坏死，Rhineland 发现骨外膜循环只能供皮质的外 1/3，扩髓后早期出现骨膜血管增殖和充血，且常伴有骨膜新生骨形成。已坏死的皮质内侧部分后期可再生血管，这种恢复通过破骨以向心形式从皮质外层发生，重新改换坏死骨成为新血管，再血管化的程度不尽相同且与原始损伤和动物年龄有关。

五. 扩髓引起的物理效应

用髓内钉治疗骨折时，扩髓过程中可产生热量及压力，扩髓太快或技术不熟练可产生热量及压力过大，对已受累的皮质有害。Povacz 报告因扩髓产生的热量过高造成胫骨坏死。扩髓过程中产生的温度见下表：

扩髓时皮质温度记录（人胫骨）

扩髓型号 (MM)	温度 (°C)
11	22. 0
12	24. 5
13	24. 8
14	36. 5
15	46. 5

Dankwardt—Lilliestrom 报告在兔子胫骨扩髓中骨皮质温度增加 3—4°C，有人记录在实验性羊胫骨扩髓时，温度可达 50°C，此情况与临床观察相似，扩髓产生的热量与钻的型号、锐度、速度及压力等有关。

在扩髓和打钉过程中，髓腔内压力可明显升高，有些作者很早就对此现象引起了注意，并且指出用中空钉扩髓后可降低脂肪栓塞的发生率，因为中空钉的设计允许髓内压力的散除。Peltier 测定了髓内压发现用实心

钉比部分开放的钉子压力大的多。他显示在兔子胫骨扩髓时压力达 300mmHg, 类似的羊胫骨试验显示平均压力升到 800mmHg, 甚至可高达 1500mmHg, Danckwardt—Lilliestrom 等显示髓内压力可因扩髓前骨髓腔内容物抽出而明显下降, 他们用兔子胫骨做实验, 比较再生血管及截骨愈合的速度, 一组动物在扩髓前将髓内物抽出, 另一组不行此过程, 两组均在截骨后上髓内钉, 前组有较小程度的皮质破坏, 有快速的骨痂形成, 而后一组显示因骨髓内栓子造成过多的皮质损害, 以致皮质再血管化速度减慢及非血管化的骨折端更多的吸收。在周围骨膜骨痂发展到提供足够稳定之前, 皮质吸收显著, 致使髓内钉经常松动, 此组还发现骨周围明显的软组织肿胀, 伴有相当数量的骨膜骨痂形成。

增高的髓内压可以阻塞皮质骨小的髓道, 亦可将髓腔内容物挤进血循环, 例如髓内脂肪可出现在兔胫骨扩髓后的股静脉中。髓内压增高 5—10cm 水柱时可出现骨髓脂肪栓塞。但临床上髓内钉固定后, 脂肪栓塞的发生率并不高于其它固定方法, 而且早期固定可降低脂肪栓塞的发生率, 这可能是由于髓内钉可中止继发的髓内血栓形成。

对骨干的髓内固定而言, 扩髓并非必须先决条件, 无扩髓的骨折亦可能出现高的愈合率, 在新鲜的肢体骨折中, Arens 建议不扩髓, Aginsky 建议最小程度的扩髓。多数医生选择扩髓, 因为粗大而坚硬的钉子能直到更好的稳定作用。而且扩髓产物从骨折处挤出起到植骨作用, 以迅速骨化形成骨痂。另外为了获得较大的稳定, 扩髓常规用于治疗骨延迟愈合及假关节病人中。

六. 置入髓内钉后的骨折愈合

髓内钉进入髓腔, 血循环必然受到破坏, 松动的钉子, 在钉和骨皮质的间隙中, 仍可见到丰富再生血管, 皮质外 1/3 血管仍保持完整, 同时还可见到损伤后周围软组织产生的骨外血管, 这些利于骨折愈合。当使用髓腔锉并嵌入紧的髓内钉, 骨内膜血管受到广泛破坏, 沿着嵌插很紧的钉周围的邻近皮质发生坏死, 经过六周, 这些坏死组织经破骨细胞清除, 沿着

髓内钉出现一个间隙形成一个膜道，新生血管长入，但只提供小部皮质骨的血供，主要纵行血管仍不能进入髓腔。8周时，许多血管穿过皮质及外骨痂的新骨外膜面，12周时，围绕钉道的骨内膜明显增厚且血供高度丰富，破骨细胞对皮质进行吸收，由骨内膜面发出的小动脉呈放射状穿经皮质甚至达骨膜骨痂，在 Kunscher 钉的实验中，新的骨外小动脉供应丰富的外骨痂，并从内一前一外侧随着破骨及成骨的完成而穿入，故出现较多的外骨痂，外骨痂愈合是髓内钉的一种特殊愈合形式，在钉的压力侧，外骨痂形成多。

髓内钉治疗骨折与其它方法相比，许多作者进行了大量工作。Anderson 等报告用松及紧的髓内钉治疗骨折，前者愈合较慢且骨痂较多，T Scott Stanwick 在羊胫骨骨折中，应用外固定同时增加一个松的髓内钉片段穿过骨折，不影响骨折愈合，在10周时，这些骨抗弯及抗扭曲力跟对照组相似，10周以后，较长的紧的髓内钉片段治疗骨折，抗扭度比上述两组高，在实验性鼠及兔子骨折中，用硬的和易弯的钉子作比较，发现坚强固定之后，骨折愈合快且骨痂产生少，若用较细的钉子，不愈合率高，髓内钉与钢板固定骨折相比，前者愈合速度慢于或近于钢板，一旦获得愈合，其生物力学特性超过或等于钢板。临床方面，髓内钉与钢板比较，其应力遮挡小。

骨折愈合与手术时间及髓内钉稳定程度有关，伤后13周内手术，对骨折修复有较强刺激，骨痂产生丰富，愈合快。紧密插钉及维持骨折稳定也很重要，插钉不紧或松动均可使骨折愈合缓慢。不稳定骨折尽管产生大量外骨痂，但多为软骨，随后才发生软骨内骨化，有时在骨折端，骨痂仅为纤维组织桥接，其外面又产生大量骨痂以稳定骨折，结果骨痂形成较大。相反，如果髓内钉插入紧密，断端甚少或无活动，则骨折愈合快，骨痂量虽少，但甚少或无软骨形成，桥接骨痂由细的不成熟海绵骨形成。

适当应用髓内钉技术是固定骨折的好方法，术前对骨折进行生物力学分析，对术后愈合意义很大。临床上应用 K 式钉治疗股骨干骨折，其作用

是肯定的。因为是闭合穿钉，不影响外骨膜血运。扩髓破坏髓内循环，因此在术前应考虑软组织结构的完整情况，尤其是肌肉，血管，神经及皮肤，这在胫骨骨折中尤为重要，如果下肢有较大软组织缺损，可考虑一期行游离组织移植，以覆盖创面，以达到骨折早期愈合。

第三节 髓内钉的设计与材料选择

一、髓内钉的设计

从生物学角度考虑，主要是为了维持骨的承重功能，选择植入体的范围是有限的。因此，对于内固定，植入体的设计原理是在达到必要的强度和避免不必要的硬度之间实现充分的一致。分别叙述如下：

1、总体设计特征

2、设计决定因素

(1) 髓腔的解剖结构

(2) 扩髓

(3) 骨折的力学性能

3、设计决定因素：钉

(1) 钉的截面

(2) 钉的长度

(3) 附加的固定装置

4、特殊的内固定钉系统

(1) 单个髓内钉

(2) 多个髓内钉

(3) 交锁钉

(一)、总体设计特点

治疗骨折时合理地选用一个内固定装置需要了解植入体的力学特性和设计特点以及特殊骨折的力学情况。只适用一种类型骨折的植入体其特

性可能并不适用于其它类型的骨折。例如，一个能够成功地治疗肱骨骨折的髓内钉或许不能承受治疗胫骨骨折时所施加的负载。

能够有效地治疗骨折的理想的内固定装置应具备几个设计特征。首先，植入体应有充分的静态强度和疲劳强度以承受康复过程中所施加的负载，加载条件可以从肢体被动运动到主动运动。其次，结构应当相当坚固以保证复位，但对骨的应力遮挡应当最小。

导致植入体失败的最大的力称之为强度。它是由植入体的材料以及负载沿植入体长度和截面的分布情况共同决定的性质。设计上带有应力集中区域的植入体，例如钻孔或几何形状迅速变化，将会相对降低强度。这是因为在这些点上只需要较小的力即可超过材料屈服应力。植入体设计上所需要的强度与所加的负载直接成正比。复位和内固定后没有明显骨移位的简单骨折将对植入体施加较小的负载，这是由于骨承受了大部分的负载。而有明显骨移位的骨折却使骨本身承担较小的负载，更多的负载加到了植入体上。结果要求植入体强度更大。

其次，植入体和骨一起必须构成一个坚固的系统足以促进一般的骨愈合并将碎片维系在一起而不丢失。很明显硬度太低会导致骨延迟愈合或不愈合，但适于最佳治愈的固定系统究竟需要多大的硬度仍有争议。一种观点是坚固的钢板骨联结确实可以导致所谓的“一期骨愈合”，并且没有中间软骨及大量新骨的形成。其他人则认为不太坚固的固定可以促进骨痂的形成并促进正常骨的愈合。

植入体硬度的概念所表达的是植入体偏移量与所施加的单位力之间的关系。硬度和强度一样，取决于材料结构和装置的几何设计。在简单悬臂和分散的三点弯曲中，产生的偏移量和所施加的力成正比，并与植入体的工作长度的三次方成正比。

一个植入体的工作长度指的是植入体在远端和近端固定点之间的长度。在髓内钉和钢板的例子中，工作长度并不一定和装置全长相对应，但它是全长的一部分。工作长度可以通过骨折类型和植入体如何固定到骨上

的力学来修正。偏移量也与植入体的弹性模量及其截面的面积惯矩成反比。对于一个圆柱，偏移量与其直径四次方成正比。例如一个直径 13 毫米的固体圆柱竟比 12 毫米圆柱坚硬 40%。

设计变化可以通过改变植入体的形状或组成实现。现在，大多数髓内钉由 316L 不锈钢、铬钴合金或钛钽合金制成。植入体之间设计上的主要不同之处在于面积惯矩。它是一个植入体的横截面积的函数。一个位于髓腔中央的圆环形截面的空心钉，其面积惯矩是 $(\pi/64)(d_2^4 - d_1^4)$ ，这里 d_2 , d_1 分别是钉子的外径与内径。(图三—1—A) 由于这种植入体的截面对称的，弯曲时所有与钉子纵轴平行的平面的面积惯矩相同。当钢板架在骨折处，骨未承受负载并且弯曲发生在钢板最靠近骨的一侧，其面积惯矩是 $I_x = 1/3a^3b$, $I_z = 1/12a^3b$ ，这里 I_x 和 I_z 是面积惯矩， a 和 b 分别是钢板的宽度和厚度。(图三—1—B)

假如钢板对侧皮质有骨的移位，并且弯曲的主轴并不是在钢板内部而是穿过移位点(图三—1—C)，那么，面积惯矩是 $1/3a^3b + abd$ ， d 是骨的直径。这样植入体离弯曲的主轴越远，面积惯矩将更大，固定更坚固。在这种情况下，与位于中心的髓内钉相比，钢板打在骨上离中心有一定距离，所以钢板固定具有更大的硬度。

在植入体的扭转负载中，角偏移量是 $\theta = TL/JG$ ， T 是扭转负载， L 是植入体的工作长度， J 是极面积惯矩， G 是硬度模量。与屈曲类似的是，设计者能够较好控制的扭转变量是材料的工作长度，植入体的极惯性矩。对于圆环形截面的髓内钉，旋转的主轴几乎就是钉子的纵轴，极惯性矩是 $J_0 = (\pi/32)(d_2^4 - d_1^4)$ ，固定在外层皮质的钢板远离旋转的主轴，它的极惯性矩是 $J_0 = 1/2ab(a^2 + b^2 + 2c^2)$ ， c 是旋转的主轴到钢板中心的距离。如果将骨的纵轴设为旋转主轴， c 就等于骨半径加上钢板厚度的一半($b/2$)。这样和屈曲相同，植入体离主轴越远，极惯性矩越大。

开放截面指的是任何长度等于或大于植入体直径的纵向缺陷。这种缺陷显著降低了 1/3 的植入体的扭转强度，并降低平均吸收能量至 80—

90%。Allen 等认为在圆柱体上开一个纵槽将比一个不开槽的圆柱体极惯性矩与扭转硬度均降低至 1/50。开槽也会极大地降低屈曲硬度。许多髓内钉都和 Kuntscher 钉一样因有一个纵槽形成一个开放截面积。开放截面与闭合截面相比总体硬度下降了,但它却有特殊的力学特性,如促进与骨固定的半径方向或横向的弹力。这些性质将在后面和特殊的髓内钉一起讨论。

其他的髓内钉如 Rush 针或 Hansen—Street 钉的截面都是实心的。一个实心圆截面的钉其面积惯性矩是 $I = (\pi/64) d^4$ 并且极惯性矩 $J_0 = (\pi/32) d^4$, d 是钉子的直径。Hansen—Street 钉的截面是正方形,它的面积惯性矩是 $I = 1/12 a^4$, 极惯性矩是 $J_0 = 1/6 a^4$, a 是截面的边长。

髓内钉和所有骨折固定的植入体一样,要求必须能够承受大量的循环负载而在力学性质上没有明显的失败或改变。刚体植入体的疲劳特性与它们的极限强度密切相关。然而,疲劳特性受应力集中的影响更多。无论是否由于植入体设计或制造的原因,应力增高明显地降低了疲劳寿命。虽然可以得到各种固定装置疲劳特性的力学测试数据,髓内钉的数据却几乎没有。文献中很少见到有关髓内钉真正的疲劳性骨折及固定后失败的报道。Zimmermann 和 Klasen 报道过几例骨折愈合后发生固定钉失败的例子。他们推测这是由于过度活动和肢体生理性承重导致了髓内钉承受异常负载的结果。

设计或评估一个内固定植入体最基本的标准是使用它的难易程度。总的说来,植入体越容易正确植入,它越容易获得良好的固定,它的结果越可靠且越容易推测。若植入体在技术上达不到良好的复位和稳固的固定则常有异常的或不太理想的效果。容易操作的植入体通常与手术时间短和手术后疾病复发率与死亡率较低有关。

(二)、设计决定因素: 骨

选择一个合适的内固定系统时首先应当考虑的因素是患骨的解剖结构。髓腔的大小、形状与一致性极大地影响内固定植入体的类型。小于骨