

## 论著

## 复位固定器治疗骨干骨折的效应分析

中国中医研究院 (100700) 孟 和 顾志华\*

近年来应用骨折复位固定器治疗四肢骨干骨折,取得理想疗效。为加深对复位固定器的认识,我们对该器械进行效应研究,以便不断完善其结构,提高疗效,进一步推广应用。研究结果表明,复位固定器具有如下几方面效应。

1. 断端生理应力效应。即使用复位固定器治疗四肢骨干骨折,可使骨折端获得有利于加快骨折愈合速度,提高愈合质量的应力刺激。我们将骨折端得到的这种应力,称之为生理应力。

对提高疗效明显的是所谓间断性生理应力,其机理尚待研究;恒定生理应力可增大断面摩擦力、增强固定稳固性,缩小骨细胞的爬行距离,对加快愈合速度也是有益的。

生理应力概念,在骨折治疗不同阶段包含不同的内容,临床初期断端生理应力系指法向压应力,而在中、后期,拉、压、剪应力对骨折的修复和改建都是有益的,这是与骨的功能适应性原理相一致的。

2. 断面剪应力互逆效应。正是由于这种效应的存在,为患者治疗期间进行功能锻炼创造了良好条件。

临床初期认为过大的剪应力对愈合是不利的(后期不必考虑),使用复位固定器治疗骨干骨折可以有效地消除剪应力的影响。所以复位固定器疗法为较早的进行功能锻炼创造了良好的条件。

只要适当的调整压板横向力和骨针的轴向力就能显著削弱断面剪应力。理想情况下,可使断面剪应力为零。

对螺旋型断面骨折可近似按斜面分析(更加安全些)。

对横断骨折,只要弧形板对称效之,断面一般不产生剪应力。

在斜面与粉碎型骨折治疗初期有效的克服

剪切应力是非常重要的。否则将造成骨折愈合迟延。因此,正确的运用剪应力互逆效应,是非常重要的。

3. 等长等张效应。骨折治疗中牵引方式是多种多样的,但就其功能来看,可分为等长牵引和等张牵引两种。等长牵引是以器械的等长维持肢体等张,而等张牵引则是以等张维持肢体等长,两种牵引方法各有其优缺点。复位固定器的功能等于两者之组合,它既具有等长牵引的特点,又具有等张牵引的特点。由于它的等长性,所以可将复位固定器用于粉碎性骨折,肢体延长术,0形腿的治疗等。这些功能对于等张牵引是难以实现的,但一般等长牵引类似钢性支架,骨折难以得到生理应力,尤其间断性生理应力,这样便影响了骨折愈合速度和质量。复位固定器使用的“牵引针”不仅数量少,且要求针径不宜过大,所以形成弹性固定,横向弧形或蝶形压板力,由于肌肉等软组织的因素,也是弹性支撑,所以可根据临床需要,使骨折断面得到恒定或间断性生理应力。因此,又有等张牵引的特点。

4. 断面应力均布效应。只要两针平行,垂直且通过骨轴线,骨折端应力分布便接近均匀,不会出现明显的偏心压缩,甚至部分骨组织坏死现象。

对于某些再移位倾向力较显著的患者,骨针位置应尽量远离骨折线,减小压板的作用力,以防对皮肤的影响。

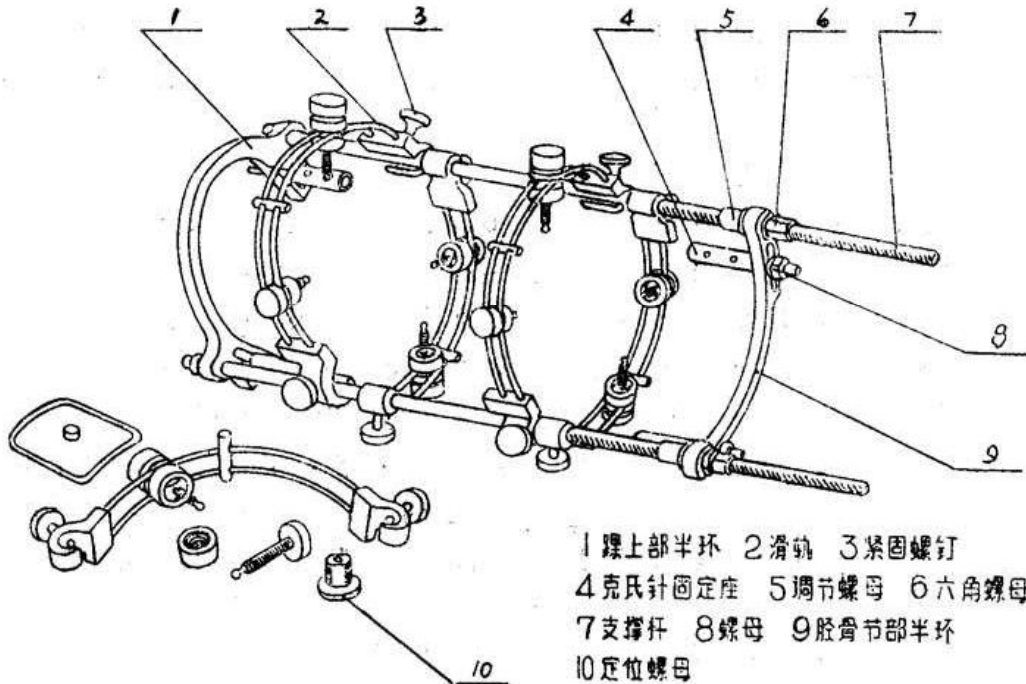
所以,只要注意合理的穿针位置,就不会出现部分断面应力集中,另部分断面不接触现象。断端得到较均布的应力刺激。

5. 转换施力方式效应。复位固定器主要由螺纹机构组成,各种施力方式均可通过彼此独

立的多个单自由度系统的螺纹机构实现。

复位固定器在临床上是通过转矩去对抗强大的肌收缩力。

### 6. 固定稳固效应。所谓固定稳固，是使胫腓骨骨折复位固定器



的对称性，若忽略复位固定器和骨本身产生的微小变形，可简化为平面问题讨论。在这样的前提下，骨折近端和复位固定器形成几何不变体系，且无多余联系，而复位固定器和远端也形成几何不变体系，也无多余联系。因此，复位固定器治疗骨折，骨折远近端的固定是稳定的。

结构上的多余联系，在治疗上往往带来一些不利因素，比如针孔多、感染机会多，要求技术条件高、结构复杂、造价高，操作困难等。

### 7. 非功能替代效应。

生物组织的每一水平上都存在复杂的内部调节系统，有来自对外部环境错综复杂的反馈系统，生物体就是依靠这种伺服机构用以维持系统的稳定状态，并使之适应变化，以应付所遇到的内部和外部的改变。长期来，人们发现应力调整骨的生长和吸收。骨以其截面形式、密度分布及不同的骨单元排列等适应其受力状态。

位固定器与骨折远近端形成几何不变体系。所以，可从结构的几何构造分析观点研究固定稳定性效应。

根据复位固定器结构特点和在临床使用中

1 踝上部半环 2 滑轨 3 紧固螺钉  
 4 克氏针固定座 5 调节螺母 6 六角螺母  
 7 支撑杆 8 螺母 9 胫腓关节部半环  
 10 定位螺母

骨的功能是躯体的支架，承受载荷，维持运动，因此，骨对应力是敏感的，充分利用功能下的力学状态去控制骨的重建，而不去干扰甚至破坏骨应承受的力学状态。

复位固定器治疗骨折，固定是稳定的，但不是“刚硬”的，因此，对骨的正常受力状态干扰较少，使骨折断端能在接近正常功能状态下得以重建。

8. 断面应力自调效应。使用复位固定器治疗骨折时，在复位、加压过程中，由于克氏针的弹性变形，可使肌肉和骨折断端应力保持在一定范围内，既不损伤肌肉，又可保证骨折断端有适当的压应力刺激。

当压力或拉力过大时，克氏针将得到变形能，也减小了对骨折端的作用力，当骨折端应力降低时，克氏针将释放储备的能量。变形能和力的相互转换，保证了骨折端在整个复位和治疗过程中受力较均匀。避免了肌肉损伤或由于压力过大使断端坏死，又可使骨折端得到必要的生理应力。