

几种固定股骨颈骨折器械的作用比较

北京针灸骨伤学院 王庆甫
中国中医研究院骨研所 孟和

力臂式固定器治疗股骨颈骨折是近年中西医结合的新成果，经全国百余家医院使用，病例逾千，均取得良好疗效。但迄今有关其作用机制还未有报道。深入探讨其治疗过程中的固定效应，为其提供科学理论依据，为此本文运用生物力学试验的方法，分别比较了力臂式固定器、三翼钉、加压螺纹钉、二枚克氏针四种固定器械的作用，旨在客观地评价其固定作用。

一、材料

选用新鲜非正常死亡男性股骨标本四具，死亡年龄均在20~30岁之间，生前均无运动系统和骨骼代谢性疾病，其解剖数据如表1。

表1 四具股骨标本解剖特征

序号	侧别	颈干角	前倾角	颈长轴长度 (mm)
1	左	126°	15°	9.5
2	右	126°	15°	9.5
3	右	125°	15°	9.5
4	左	125°	15°	9.5

固定器械为市售的三翼钉、加压螺纹钉、力臂式固定器和直径3毫米的克氏针四种。

二、方法

1. 骨折造模：将器具股骨标本在股骨颈上侧的头颈结合部，与股骨颈长轴呈90°方向将股骨颈锯断，似临床多见的“鸟嘴形”骨折。

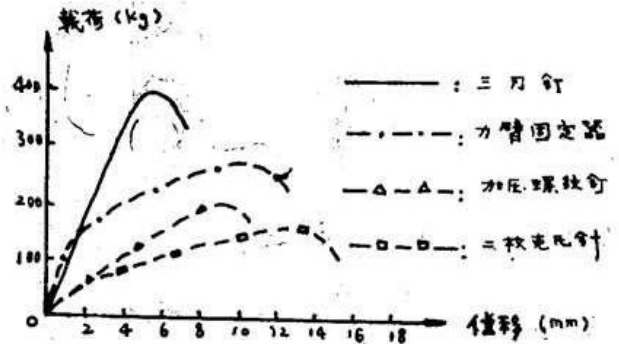
2. 固定：按临床操作要求，1号标本用加压螺纹钉，2号标本用三翼钉，3号标本用力臂式固定器，4号标本用二枚克氏针固定。

3. 加载测试：将固定好的标本分别置于国产WD-1型非金属万能试验机的试验台上，使股骨干与水平成80°，模仿人体直立姿势下加载，加载速度为10毫米/分，用X-Y记录仪记录加载——股骨头垂直位移曲线，同时用卡尺测量一定载荷的两骨折端上侧分离距离。标本在未进行实验前均保存于-24°冰箱内。

三、结果

1. 载荷——股骨头垂直位移曲线：见图2。

图2 载荷——股骨头垂直位移曲线



2. 弹性限：见表3。

表3 弹性限表

固定器械	弹性限	固定器械	弹性限
加压螺纹钉	120kg	力臂式固定器	160kg
三翼钉	400kg	二枚克氏针	80kg

3. 弹性限时骨折断分离距离：见表4。

四、讨论

(一) 影响股骨颈，标本的选择：股骨颈骨折后，断端在关节反力和肌肉舒缩作用下产生相互错动，破坏了骨折修复的环境，因此人们

表 4 弹性限时骨折断端分离距离

固定器械	分离距离	固定器械	分离距离
加压螺纹钉	2毫米	力臂式固定器	0
三翼钉	3毫米	二枚克氏针	3毫米

一直认为剪应力是妨碍股骨颈骨折愈合的主要因素之一。但当内固定物恢复了股骨上端结构的连续性,这种剪应力很容易被穿入股骨上端内的固定物所克服,故剪应力就不再是影响愈合的主要因素,真正障碍骨折愈合的力学因素系作用在股骨头上的关节反力产生的弯曲。**Hackstock**等早就认识到弯曲是内固定的有害力学因素,曾对数种治疗股骨颈骨折的内固定物进行了抗弯强度试验。因此固定物的抗弯能力就代表其固定强度。

载荷——股骨头垂直位移曲线代表固定物和股骨上端共同抗弯曲的指标之一。在垂直力作用下,股骨上端发生弯曲,位置下移,在材料力学上称为挠度。在某一固定载荷下,挠度愈小抵抗弯曲的能力愈强。弹性限是材料受力变形中弹性、塑性变形的界限,弹性限以下材料变形与载荷成正比,卸载后变形可以恢复。超过弹性限后变形为塑性,卸载后变形不能回复。由于金属较骨的力学性能高,固定物未达弹性限时,骨小梁就被固定物所破坏,表现为骨性塑性变形,故本文所指弹性限系指骨骼在该种固定方法下所能承受的最大载荷量。股骨头上作用力使股骨颈产生弯曲,弯曲正应力在股骨颈上侧产生拉应力,下侧产生压应力。正应力大于固定物与骨间摩擦力,在上侧出现断端分离。因此在达弹性限时股骨颈上侧断端分离距离可以作为抗弯曲正应力的指标。综合上述三项指标,就能判定其抗弯曲的能力。

(二) 固定作用的比较:从实验中可知,在160公斤以下时,力臂式固定器固定标本股骨头下移距离最小,超过这限界后下移迅速增

加。因克氏针直径细,与骨组织接触面积小,针下应力过大,破坏了局部的骨组织所致。还观察到随着压力的不断增加,即使二枚针都完全弯曲后,断端间也不发生分离。故力臂式固定器在160公斤以下,抵抗弯曲的挠度和正应力的能力良好,抗弯刚度较其他三种固定物的固定刚度为大。值得指出的是,力臂式固定器最大固定作用为160公斤,相当于人体重量的2倍余,固定作用是充分的,但临床使用最好不要负重过大,以免固定针压坏骨小梁。

股骨上端有扭转作用,因此固定物的抗扭作用亦需考虑。圆轴扭转时,横截面上剪应力随半径按直线变化,在横截面的周边各点处剪应力最大。力臂式固定器的二针正好处于剪应力较大处,抗扭作用是充分的。

三翼钉与骨接触面积大,直径较粗,故其弹性限较大,抗弯能力也较强,但断端分离却难以克服。文献报告三翼钉固定法存在着不足之处:1.对骨折端的固定力不足;2.打入时可能将骨折端冲击分离;3.随着骨折部位的骨质吸收,骨折端不能密切接触。加压螺纹钉从理论上讲,可使骨折端加压而紧密嵌合。实际上其头端有螺纹,直径粗于后部的非螺纹部,固定后两端可嵌合较紧,但内端内固定物和骨组织间不能密切接触,故抗弯曲能力不强,并和三翼钉一样,所处部位恰好在股骨上端中心,是低应力区,不能充分发挥固定作用。两枚克氏针固定作用十分差,尽管分别处在股骨颈的上、下侧骨皮质的高应力区,针骨间摩擦力小,弯曲正应力很容易使断端分离。二枚针相互无关,各自发挥着作用,上侧针先弯曲,达一定程度后第二枚针开始弯曲,这就是二枚克氏针与力臂式固定器作用的主要区别。

固定作用与固定物直径有一定关系,但直径过粗过大的固定物固定时,需要较大力才能穿入股骨上端,这种力可能导致骨折端再移位,并对骨折愈合也是一种有害因素。临床可

见骨折愈合速度明显减慢，提示暴力与愈合成反比。另外过于粗大的固定物增加了损伤骨骼内血管性管腔的机会，这种伤上加伤的方法不利于骨折修复。另外骨折愈合后，拨除粗大的固定物，骨组织内遗留一空洞，会降低骨骼的强度。有关实验指出：固定物的横截面积超过股骨颈最窄处横截面积的10%，股骨颈的强度将明显降低，发生再骨折、股骨头塌陷等⁽⁶⁾。因此固定物的直径既受机械强度的制约，同时也受生物因素的影响。力臂式固定器体现了以最小的组织损伤换取最大固定作用，是临床取得良好疗效的基础。

(三) 理论计算四种固定物的抗弯能力：
从几何意义上说：固定是保持骨折端的相互位置不变，固定的稳妥程度，关键在于伤肢和固定物组成的力学体系在治疗各种情况下几何形状是否改变。股骨颈骨折固定后，断端除了固定物外，没有其它联系，因此成为这一体系中最薄弱部位，此处的抗弯强度在一定程度上代表着固定作用。抗弯能力和材料的力学性能、外部形状等有关。三翼钉、加压螺纹钉、克氏针均为医用不锈钢制成，其弹性模量、强度限，波松比等力学指标都无大的差别，可不考虑力学性能差异。那么外部形状就成为主要因素。抗弯截面系数是标志材料抗弯强度的几何量，与外部形态关系十分密切。为此比较一下四种固定物的抗弯截面系数。三翼钉可看做一个圆和三个齿构成的齿轮柱状体，其横截面

表 5

为三齿齿轮；克氏针、加压螺纹钉的横截面都是圆形；力臂式固定器与伤肢借助克氏针组成一个几何形状不变体系，其固定部位的横截面不能简单地看做是由二枚克氏针所叠加。克氏针和杆件、骨骼的连接类似固定铰接，并靠外侧杆件加压，增加克氏针对骨的正向压力，提高了针骨间摩擦力。二枚针在骨内共同抵抗弯曲，上侧针受拉，下侧针受压，从骨折断端的横截面上观察，二枚克氏针组成椭圆形。从材料力学中查出各种形状截面抗弯系数的计算公式，并实际测出有关数据，计算结果如下：(表 5)

上述理论计算，可知力臂式固定器的抗弯能力最强，在试验中得到了证实。但由于在横截面中除了上下两枚克氏针之外，没有相互联系的材料，亦可看做是中间为薄板连接的工字梁，薄板的面积被忽略，所以实际抗弯截面系数不会有理论计算大。

五、小结

1. 影响股骨颈骨折愈合因素不仅是剪应力，弯曲等其他力学因素也是妨碍骨折修复的主要原因。

2. 经理论计算，力臂式固定器的抗弯能力最强，产生良好效果的基础是科学合理的设计，将伤肢和力臂式固定器组成一个不变的力学体系。

3. 生物力学试验表明，在载重量为160公斤以下时，力臂式固定器的固定刚度最好，充分发挥了以最小组织损伤换取最大固定效果的作用，是治疗股骨颈骨折理想的方法。

固定物	公 式	抗弯截面系数
三翼钉	$W_z = \frac{1}{32D} [\pi d^4 + (D+d)(D \times b)^2 b_2]$	$W_z = 40.93$
加压螺纹钉	$W_z = \frac{\pi d^3}{32}$	$W_z = 33.67$
力臂式固定器	$W_z = \frac{\pi}{4} a^2 b$	$W_z = 167.65$
克氏针	$W_z = \frac{\pi d^3}{32}$	$W_z = 2.65$