

股骨颈骨折内固定的生物力学测试及分析

宋先邨

(航天技术系)

摘要 本文测定了尸体骨股骨颈骨折后三种不同内固定钉(针)的轴压与骨折处张开位移、轴压与骨折处两侧截面的相对扭转角,对三种钢钉(针)内固定的性能进行了比较,对内固定钢针进行了受力分析。

关键词 内固定, 张开位移, 股骨颈骨折

分类号 O344.3

1 试验方案和装置

给股骨头施加轴向压力,对股骨颈骨折处测试其张开位移,力作用线与股骨干成 20° 角。相对骨折处来说,其截面上由内固定钉(针)承受弯矩、剪力(截面上接触摩擦也承受)。把轴向压力与骨折处的张开位移同时记录下来,即绘制轴力 P 与张开位移 V ($P-V$)曲线。为保持施力点的位置在加载过程中不改变,在试验机上需力导向装置。对于骨折处的张开位移,直接装卡在股骨头与股骨干非受力的位置上。

对于测试骨折处两侧截面的相对扭转角,将骨折处附近两端外缘各固定一引伸小杆,让其两杆与骨折处两端骨成为一刚体,若截面发生相对转动,小杆能传递。在小杆上找

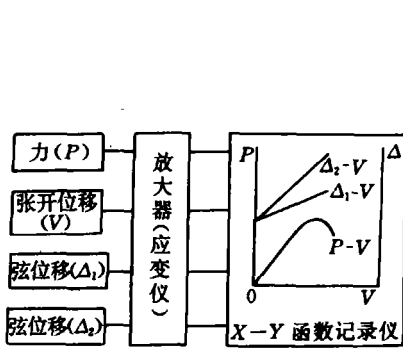


图1 测试信号传递框图

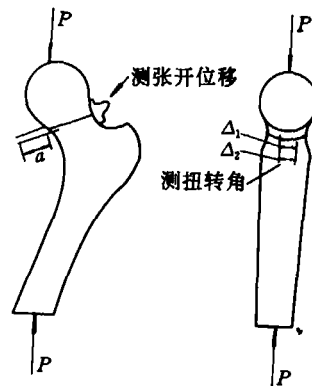


图2 扭转角测试

两个点，两小杆上的两个点位置相同，并在小杆的两个点上相向放置一对位移传感器，当骨折处两侧截面发生转动时，由两只传感器记录其位移量，两只传感器测试的是引伸小杆上不同位置的线位移，它俩的差值与其装夹距离之比的反正切即为扭转角。在小角度的情况下，用弦长增量代替弧长增量是完全可以的，满足实际要求。同时测定骨折处轴力——张开位移和两截面相对扭转角的方法，国内外很少见到这类报导。

在一台 $x-y$ 函数记录仪，把股骨轴压力 P ，张开位移 V ，测扭转角的 Δ_1 、 Δ_2 均记录下来。其信号传递方框图如图 1 所示。股骨轴压时，张开位移，扭转角测试示意图见图 2，股骨轴压时的力导向装置见图 3。

三种内固定钉（针）是加压螺钉、三角针和骨圆针（斯氏）。使用中的三种钉（针）其横截面面积基本相同，每根股骨试样采用两枚内固定钉（针）。

2 试验结果和误差分析

试样为男性尸体股骨上段，年龄约 55—70 岁之间，防腐液浸泡时间少于 1 年，试样取出后肉眼观察有无明显病理改变，如有病理改变则剔除之。

对股骨颈骨折内固定后的轴压试验绘制了力与张开位移 ($P-V$) 曲线，还对骨折处两侧截面的相对扭转角绘制了相应的弦增量 Δ_1 、弦增量 Δ_2 分别与张开位移 V 的曲线，即 Δ_1-V 、 Δ_2-V 曲线。根据这些曲线，判读得张开位移为 3mm 时的压力及截面的相对扭转角，判读得最大承压力。其结果见表 1，对三种不同内固定进行了比较，比较结果见表 2。股骨颈骨折内固定后轴压试验的曲线见图 4（示意图）。

轴压试验是在改造后的 ZDM-5000 型万能试验机上进行，试验速度为 10mm/分。测量扭转角用的引伸小杆两传感器的间距为 60mm 试验环境温度 17—18℃，湿度 76%。

力值是由力传感器、记录仪等系统得到的，其误差 δ_P 不大于 1%；张开位移采用精度为 0.5% 的位移传感器传递位移，包括记录仪的示值误差，张开位移的误差 δ_V 不大于 1%；扭转角是采用引伸杆的方法，测量弦长的变化代替弧长变化，在扭转角不大于 6° 时，其误差不大于 0.4%，在引伸小杆上相距 60mm 的位置装两只位移传感器，传感器的精度为 0.5%，两只传感器装夹距离误差不大于 0.8%，包括记录仪的示值误差等，其扭转角的误差 δ_P 不大于 2%。

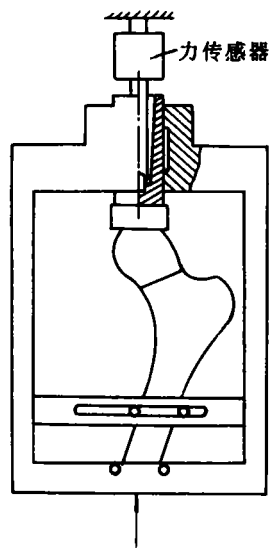


图 3 力导向装置

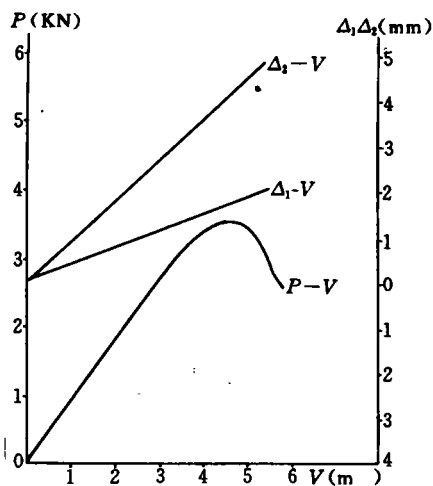


图 4 内固定后轴压试验曲线

表 1 股骨颈骨折后三种不同内固定轴压试验结果

试样	项目 数值	3mm 张开位移						最大载荷(N)			
		载 荷 (N)			扭 转 角 (度)			P _m	平均	波动度 (%)	
		P _i	平均	波动度 (%)	α	平均	波动范围				
内固定件	编号										
加 压 螺 钉	1	2784	2.641		2.4	1.5	±0.9	3258	3072		
	2	1929			1.8			2450			
	3	2373			2.1			3393			
	4	3011			+22			2.2			3348
	5	2411			-27			1.0			2670
	6	2271			0.6			2420			
	7	3138			0.8			3200			
	8	3213			1.2			3840			
三 角 针	9	1708	1992		3.7	3.4	±2.0	2000	2483		
	10	2112			2.5			2337			
	11	1859			+33			5.4			/
	12	1504			-23			1.4			2697
	13	2122			3.2			2324			
	14	2645			4.3			3059			
骨 圆 针	15	1664	1579		3.5	4.2	+0.9 -1.0	1739	1991		
	16	1798			/			2382			
	17	1475			+14			4.5			2223
	18	1608			-9			3.2			1893
	19	1496			5.1			/			
	20	1435			4.6			1718			

表 2 三种不同内固定轴压试验比较

项 目		内 固 定 比 较		
		加压螺钉 与三角针	加压螺钉 与骨圆针	三角针与 骨圆针
3mm 张 开位移	载荷比 (%)	28.0	50.3	23.1
	扭转角比 (%)	-77.6	-94.5	-21.1
最大载荷比 (%)		21.2	42.7	22.0

注：比较百分率计算采用如下式子：

$$\frac{\text{一种内固定性能} - \text{另一种内固定性能}}{\frac{1}{2} (\text{一种内固定性能} + \text{另一种内固定性能})} \times 100\%$$

3 内固定针的力学分析

股骨颈骨折后，针内固定形式可有若干立体构型，设计出一种比较合理的力学模型

加以分析, 有助于指导试验, 而试验又能验证理论分析。首先, 假定: (1) 股骨颈骨折处两侧的钢针穿过松质骨区域, 可将松质骨视为钢针的弹性地基; 又因为针的锚固长度远较针径为大, 故认为钢针是以骨折面为端点的半无限弹性地基梁。(2) 受力简化为平面力系, 骨折面的骨骼在力的作用下有两种相对位移, 即切向错动 δ 和转角 θ 。

3.1 单针内固定的力学分析

仅以股骨头端为研究对象, 因为股骨矩端失效的可能性较小, 简化力学模型为图 5 所示, 半无限性长梁的 O 点有 P_0 、 M_0 和 N_0 时, 其挠度 y_0 和转角 θ_0 (y_0') 分别为

$$y_0 = \frac{1}{2\beta^3 EI} (P_0 - \beta M_0), \quad \theta_0 = y_0' = \frac{1}{2\beta^2 EI} (2\beta M_0 - P_0)$$

若 y_0 、 θ_0 已知, 则弯矩和剪力为

$$M_0 = 2\beta EI (\beta y_0 + \theta_0) \quad (1)$$

$$P_0 = 2\theta^2 EI (2\beta y_0 + \beta \theta) \quad (2)$$

式中, $\beta = \sqrt[4]{\frac{K}{4EI}}$, K 为地基常数, 作为估算可取值为松质骨的压缩弹性模量 ($E_{\text{松}} = 320\text{MPa}$)。

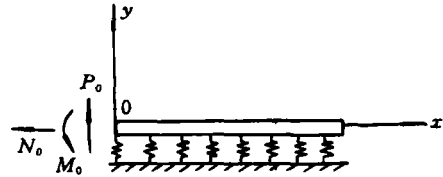


图 5 简化力学模型

当钢针与 x 轴成 α 角时, 见图 6, 骨折处两端发生相对错动 δ 和转动 θ 后, 钢针有横向位移。

$$y_{01} = \delta \cos \alpha \quad (3)$$

截面有微小的相对转角 θ 时相当于原坐标原点沿 \hat{oo} 移动, 同时原坐标 $x-y$ 轴旋转了 θ 角, 因而钢针端点转了 θ 角, 同时还有横向位移。见图 7。即

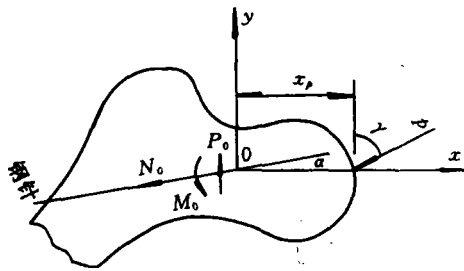


图 6 针位置

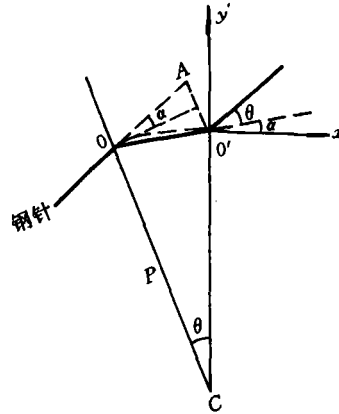


图 7 针变形后

$$y_0' = \theta \quad (4)$$

$$y_{02} = \overline{O'A} \cos \alpha = (P\theta \operatorname{tg} \alpha + \frac{1}{2} P\theta^2) \cos \alpha$$

当 θ 很小时可略去 θ^2 项, 故

$$y_{02} = P\theta\sin\alpha \quad (5)$$

综合(3)、(4)、(5)式得

$$y_0 = y_{01} + y_{02} = \delta\cos\alpha + \theta P\sin\alpha \quad (6)$$

$$y'_0 = \theta \quad (7)$$

将(3)、(4)式代入(1)、(2)式得

$$2\beta EI \begin{bmatrix} \beta\cos\alpha & \beta P\sin\alpha + 1 \\ 2\beta^2\cos\alpha & 2\beta^2 P\sin\alpha + \beta \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \delta \\ \theta \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} M_0 \\ P_0 \end{Bmatrix} \quad (8)$$

3.2 多针内固定的力学分析

股骨颈骨折头端 (参见图 5、7) 整体平衡条件是

$$\begin{cases} \Sigma F_y = 0 \\ P\cos\gamma = \Sigma P_{\alpha_i}\cos\alpha_i - \Sigma N_{\alpha_i}\sin\alpha_i \\ \Sigma M_c = 0 \\ P x_p \cos\gamma = \Sigma M_{\alpha_i} + \Sigma P_{\alpha_i}\sin\alpha_i P_i + \Sigma N_{\alpha_i}\cos\alpha_i P_i \end{cases} \quad (9)$$

式中, Σ 为对每一根钢针求和。

在产生 δ 和 θ 的过程中, 实际观察到, 图 7 中的转动中心 C 位于靠近骨折的下缘处。因此各钢针的 P_i 可取为 $x=0$ 处钢针与下缘的距离; 此时股骨头内钢针均有微小的轴向滑出, 故各钢针的轴向力 N_{α_i} 均达到最大摩擦力 F (对于截面为圆形的钢针, 有关资料给出 $F=0.3d^2l(N)$, 式中 d 为钢针直径(mm), l 为钢针伸入股骨头内的长度。

将(8)代入(9)式并考虑摩擦力 F , 得:

$$2\beta EI \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \delta \\ \theta \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{Bmatrix} \quad (10)$$

式中, $a_{11}=a_{22}=\beta\Sigma(2\beta P_i\sin\alpha_i+1)\cos\alpha_i$; $a_{12}=\Sigma(\beta P_i\sin\alpha_i+1)+\beta\Sigma(2\beta P_i\sin\alpha_i+1)P_i\sin\alpha_i$; $a_{21}=2\beta\Sigma\cos^2\alpha_i$; $b_1=P x_p \cos\gamma - F\Sigma P_i\cos\alpha_i$; $b_2=P\cos\gamma + F\Sigma\sin\alpha_i$; 矩阵 $[a]$ 即为多针内固定时的整体刚度矩阵, 从(10)式可解出 δ 和 θ 。

根据上述导出的(10)式, 现讨论一下骨圆针作为骨折内固定的情况。

载荷参数取 $P=1600N$, $\gamma=60^\circ$; $x_p=45mm$ 。钢针参数取 $d=3mm$, $EI=0.8NM^2$, $F=100N$ 。松质骨参数取 $E_{\text{松}}=320MP_a \approx K$ 。

因此

$$\beta = \left(\frac{K}{4EI} \right)^{1/4} = 100M^{-1}$$

两枚钢针与 x 轴成 20° 角 ($\alpha_i=20^\circ$), 两枚钢针分别与骨折下缘处相距 $P_i=10, 30mm$ 。股骨颈直径为 $40mm$ 。

由以上条件, 计算出 θ , 并得出张开位移接近 $2mm$ 。此结果与实际测出的结果是比较吻合的。

4 几点看法

(1) 在改造后的普通万能试验机上, 加力导向装置, 做股骨的轴压试验, 是行之有

效的, 施力点位置准确, 并保证加载过程平稳可靠, 精确记录轴力与张开位移曲线。

(2) 采用两引伸小杆与两只位移传感器测试骨折处两侧截面的相对扭转角, 是一种测试立体结构转角的新方法。操作简单, 在小转角情况下, 测试精度高。

(3) 从股骨颈骨折后三种不同内固定针试验结果看, 用一组平均值比较其性能, 对于最大载荷有: 加压螺钉比三角针高 21.2%, 加压螺钉比骨圆针高 42.7%, 三角针比骨圆针高 22.0%。对于 3mm 张开位移时的载荷、转角有: 1) 力: 加压螺钉比三角针高 28.0%, 加螺钉比骨圆针高 50.3%, 三角针比骨圆针高 23.1%; 2) 扭转角: 加压螺钉比三角针低 77.6%, 加压螺钉比轴圆针低 94.5%, 三角针比骨圆针低 21.1%。从上述性能不难看出, 加压螺钉优于三角针和骨圆针, 三角针优于骨圆针。

(4) 根据力学模型分析计算, 比较测试结果, 两者的参数较为吻合, 为临床应用筛选, 提供了理论和实验依据。

参 考 文 献

- 1 Elmeron S, et al. Stability of Fixation in Femoral Neck Fractures; Comparison of Four Fixation Devices in Vivo and in Cadavers. Acta Orthop Scand, 1983, 58; 109
- 2 Audekercke R V, et al. Experimental Study on Internal Fixation of Femoral Neck Fractures. Clin Orthop 1979, 141; 203
- 3 王以进等编. 骨科生物力学. 人民军医出版社, 1989, 272
- 4 汪一麟译. 材料力学 (高等理论及问题). 科学出版社, 1964. 11~13

Biomechanical Tests and Analysis of Internal Fixation Used in Femoral Neck Fracture

Song Xiancun

(Department of Aerospace Technology)

Abstract

In this paper, the axial compression—open displacement relation at the fracture point of the neck is tested for the femoral neck of the body by three type of internal fixation pins (compression—screw, Steimann pin, triangle pin). The axial compression—twist angle of one cross section rotation to the other at the fracture point of the neck is also obtained. The performance of the three types of internal fixation steel pin are compared, and the mechanical analysis of the internal fixation steel pin is given.

Key words internal fixation, open displacement, elastic—based beam, femoral neck fracture