

股骨颈骨折三种内固定构型的稳定性比较研究

余昱 董福慧

(中国中医研究院骨伤科研究所, 北京 100700)

【摘要】 目的 通过力学疲劳实验对 30 个成人股骨标本进行股骨颈骨折三种内固定构型稳定性比较研究, 为临床选择固定构型及能否术后立即承重提供依据。方法 采用力学疲劳试验来模拟人体行走中的循环加载方式, 对股骨颈骨折三针内固定构型进行稳定性的比较研究。结果 股骨颈头下型骨折三针内固定组刚度明显大于头颈型骨折组 ($P < 0.05$); 股骨颈头颈型骨折三种三针内固定构型有显著性差异 ($P < 0.05$)。其中倒三角形固定构型刚度明显大于直角三角形组; 疲劳加载至 3 倍体重 (2.1kN) 时, 93% 骨—三针内固定构件被损坏; 疲劳加载达 5 倍体重 (3.5kN) 时, 所有构件都被损坏。结论 对于无后侧皮质缺损的股骨颈头颈型骨折, 在三种三针内固定构型中以倒三角形固定构型为佳。实验结果不支持股骨颈骨折多针内固定后早期负重行走。

【关键词】 骨折, 股骨颈 骨折固定术, 内 生物力学

A comparative study of the stability of three configurations of the three pin fixation for the treatment of femoral neck fracture. YU Yu, DONG Fuhui. Institute of Orthopaedic and Traumatology, China Academy of Traditional Chinese Medicine (Beijing, 100700)

【Abstract】 Objective Thirty human femur specimens were used as mechanical fatigue models to compare the stability of the three configurations for internal fixation in the treatment of femoral neck fracture, in order to provide a foundation for clinical choice and to delineate whether it is feasible to allow immediate full weight bearing following pins/screws fixation of femoral neck fractures. **Methods** Mechanical fatigue test was used to simulate the circulating loading mode during ambulation. The fixation stability of the three pin configurations was compared. **Results** The stiffness of three pin configurations in the group of subcapital femoral neck fracture ($n=15$) was much greater than that in the group of transcervical femoral neck fracture ($n=15$) ($P < 0.05$); In the group of transcervical femoral neck fracture the fixation was stronger ($P < 0.05$) in the inverse triangle configuration compared with the right triangle type. 93% of the bone fixation components were damaged when the fatiguing load was three times the normal weight (2.1 kN); none of the components were intact under the load of five times of the normal weight (3.5 kN). **Conclusion** For the transcervical femoral neck fracture without posterior comminution, the inverse triangle configuration should be the best for clinical selection. Results of the biomechanical study did not support immediate early ambulation with full weight bearing.

【Key Words】 Fracture, femoral neck Fracture fixation, internal Biomechanics

内固定是治疗股骨颈骨折的常用方法。本文通过力学疲劳实验对 30 个成人股骨标本进行股骨颈骨折三种内固定构型稳定性的比较研究。

1 材料与方法

1.1 实验材料 15 对防腐成人股骨标本, 7 具男性, 8 具女性, 平均年龄约 60 岁 (40~75)。摄片排除运动系统和骨骼代谢性疾病, 由 5 名骨科医生确定 Singh 指数, 以明确各标本骨质疏松度数。去除标本所有软组织, 置于 -24°C 冰箱内冷藏。直径 4.0mm

螺纹针 90 根。

1.2 实验方法

1.2.1 股骨颈骨折多针固定模型分组情况 选择 30 个防腐股骨标本, 随机分为 6 组。头下型倒三角形构型螺纹针内固定组 5 根, 头下型正三角形构型螺纹针内固定组 5 根, 头下型直角三角形构型螺纹针内固定组 5 根, 头颈型倒三角形构型螺纹针内固定组 5 根, 头颈型正三角形构型螺纹针内固定组 5 根, 头颈型直角三角形构型螺纹针内固定组 5 根。

1.2.2 进钉原则 (1) 正三角形固定构型^[1]: 大粗隆下 1 cm 处, 于颈中平面上方沿 135° 方向置入一钉, 于大粗隆下方 3~ 4 cm 135° 方向沿股骨距置入两钉。三钉平行且成等腰三角形。(2) 倒三角形固定构型^[2]: 大粗隆下 1 cm 处, 于颈中平面上方。两边旁开 1 cm 左右 135° 置入两钉, 大粗隆下 3~ 4 cm 于颈正中线上 135° 紧贴股骨距置入一钉, 三钉平行。(3) 直角三角形固定构型: 大粗隆下 1 cm 处, 贴颈后缘 135° 置入一钉, 大粗隆下 3~ 4 cm 135° 方向沿股骨距置入两钉, 使三钉平行且成一直角三角形, 直角边位于颈后缘。

1.2.3 固定标准 参考文献记载^[3]: (1) 钉尖距软骨质下层 5 mm 内, (2) 各针与骨干长轴成 135°~ 140° 角, (3) 各针体互相平行, 偏差小于 5°。

1.2.4 固定方法 (1) 确定股骨干轴线, 股骨颈中轴线及颈前侧面上下缘与股骨干轴成 140° 的线, 分以墨笔标记。(2) 固定股骨于国产 C6123A 机床上, 先 1.5 mm 钻头按固定原则预攻以确定位置, 然后以 3.5 mm 克氏针作钻头钻入, 最后钻入直径 4.0 mm 螺纹针。(3) 摄片检查, 凡符合固定标准的则纳入实验, 必要时加以调整。

1.2.5 模型制作 (1) 头下型骨折模型^[4]: 按进钉原则置入 3.5 mm 克氏针, 在保证有两根内固定留在颈内的情况下, 一边退针, 一边逐步在头颈移行线下 0.5 cm 处垂直于颈轴以薄片锯作骨切开术。随后逐根退出克氏针并置入 4 mm 螺纹针。(2) 头颈型骨折模型^[5]: 将 3.5 mm 克氏针按标准置入后退出, 然后在头颈移行线下 0.5 cm 处作预破坏口, 在本所力学实验室万用力学试验机下加载直至骨折发生, 再沿针孔置入 4 mm 螺纹针。

1.2.6 加载方法 模拟人体正常站立状态, 将完整人体股骨标本置于加力平台上, 双股骨髓均匀接触平台。采用美国 MTS- 810 材料试验机通过自制人工髌臼以 1 HZ 频率正弦波型载荷, 自 1 倍体重 (0.70 kN ± 0.05 kN) 起以 0.5 倍体重 (0.35 kN) 递增加载, 直至试件破坏。各载荷段加载 600 次。

1.2.7 试件损坏标准 以骨折或头颈部固定失效; 内固定材料断裂或不可逆变形作为试件损坏^[6]。

1.2.8 观测方法 通过 MTS- 810 随机观测系统, 可直接采集加载的载荷值, 完整股骨在垂直方向的位移值以及相应时间。采样频率: 0.01 秒/次。

1.3 统计学方法 数据处理用均数 ± 标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示。多组均数间的比较, 用 F 检验分析, 其中两

组均数间的比较, 用 q 检验分析, 以 P < 0.05 为差异显著的标准。

2 结果

2.1 股骨颈头下型骨折、头颈型骨折三针内固定组刚度比较(见表 1)

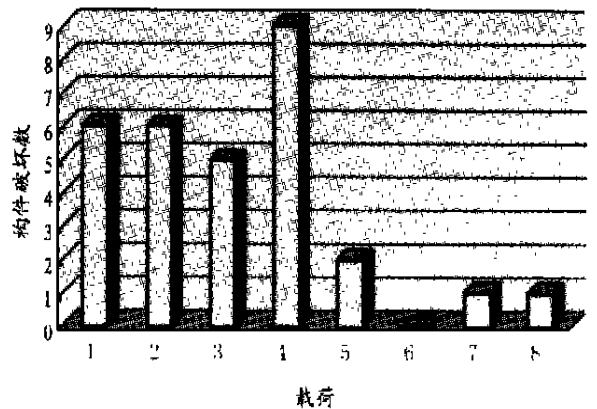
表 1 股骨颈骨折头下型、头颈型三针内固定组刚度比较表 ($\bar{x} \pm s$)

组别	个数	加载 kN	弹性骨折位移量 ΔS mm	刚度 δ kN/mm
头下型	15	0.7263 ± 0.0429	0.3443 ± 0.0377	0.9556 ± 0.1832*
头颈型	15	0.7022 ± 0.0413	0.3892 ± 0.0595	0.8081 ± 0.1903

* P < 0.05;

结果经 t 检验: 在模拟人体正常行走状态下, 头下型骨折三针内固定组刚度明显大于头颈型骨折组 (P < 0.05)

2.2 不同载荷下股骨颈骨折骨—三针内固定构件破坏情况(见图 1)



注: 1~8 分别代表 1.5~5 倍体重 (一倍体重按 0.70kN 计)

图 1 不同载荷下股骨颈骨折骨—三针内固定构件破坏情况

从不同载荷下股骨颈骨折骨—三针内固定构件的破坏情况分析, 疲劳加载至 3 倍体重 (2.1 kN), 93% 骨—三针内固定构件被损坏; 疲劳加载至 5 倍体重 (3.5 kN), 所有构件都被损坏。

3 讨论

3.1 头下型、头颈型骨折稳定性比较 关于头下型组的刚度亦即稳定性明显优于头颈型骨折组 (P < 0.05) 的机理, 从结构力学角度分析: 头颈型股骨颈骨折, 骨折线与加载方向近乎平行, 故受到一垂直向下的载荷 F 后, 骨折线与 F 所成角度 θ 也较头下型骨折要小。而沿骨折线的分量——剪力 $f_{剪} = F \cdot \cos\theta$, θ 越小, cosθ 越大, 故头颈型骨折所受剪力远大于头下型骨折, 产生的剪切变形也大得多。从另一

角度来看, 由于头下型骨折所受剪力小, 其垂直于断面的正压力分量 $f_{\text{压}} = F \cdot \sin\theta$ 又较大, 故而骨折断面摩擦力也较大, 相对头颈型而言抗剪切稳定性就强。若把股骨头颈看作是一悬臂梁, 则对于头颈型骨折而言, 骨折支持面距离中心与加载重心的距离必较头下型骨折要远, 即在同样的载荷 F 作用下, 头颈型骨折等效的力臂要比头下型的长。因此, 头颈型骨折线截面的弯距要比头下型大许多。由于骨折线截面弯距决定了张开位移的大小, 故头颈型骨折在相同压载下抗张应力的能力小于头下型骨折。

3.2 头下型, 头颈型组内三种固定构型的稳定性比较 头下型股骨颈骨折组中三种三针固定方式未见明显差异, 可能与横形的骨折线骨承受绝大部分压力有关。Husby 等(1987)^[5] 采用股骨颈头颈型骨折模型(骨折线平行股骨干)来比较多种内固定器械的固定能力, 其每组只有 6 个样本, 依然能得出 Vorr Bahr, AO 和 Haukebo 螺钉要优于其它内固定的结论。而 Sjostedt A 等采^[8] 用股骨颈头下型骨折模型(骨折线垂直于颈轴), 尽管每组有 7 个样本, 却未能得到阳性结论。据其分析, 是因为横形的骨折线骨承受了绝大部分压力所致。这也许可解释我们此次实验头下型股骨颈骨折组中三种三针内固定方式未见明显差异, 对于头颈型股骨颈骨折则差异明显的现象。

对于头颈型股骨颈骨折, 倒三角形内固定构型明显优于直角三角形构型, 并有优于正三角形的趋势。其原因可能是: 股骨颈骨折病人内固定后下地站立或行走时, 股骨头部承受了一个垂直向下压载, 其颈部上方的固定物主要受拉应力作用, 下方固定物主要受压应力作用。股骨颈骨折后若采用倒三角形构型固定, 则股骨颈部弯曲中性层上方布有两针, 比其它正向三角形构型要多一针。由于抗弯截面模量主要与支撑物面积正向相关, 支撑物面积又具体表现为内固定的螺纹面积和侧面摩擦面积, 因此倒三角形构型其抗弯截面模量要比其它两种正向三角形构型上大一倍。同样压载下则其弯曲变形就小, 稳定性也高。

至于本实验中倒三角形构型组其平均刚度较之正三角形构型组虽无显著性差异, 可能与实验标本数量偏少有关, 因此虽有趋势但不显著。

结合本次实验结果, 对无后侧皮质缺损的头颈

型股骨颈骨折, 我们推荐临床上使用倒三角形固定构型。

3.3 股骨颈骨折三针内固定承重情况分析 尽管 Arnold W 等学者^[9,10] 认为股骨颈骨折三针内固定足以支持术后立刻负重行走, 但本次实验中, 93% 的股骨颈骨折骨—三针内固定构件在疲劳加载至三倍体重时便已破坏, 能承受 4 倍体重的仅有二根(7%)。由于正常男女在行走时, 股骨头上产生的关节反应力可达 4 倍甚至 7 倍体重^[11], 因此结合此次实验结果, 我们不支持股骨颈骨折多针内固定后早期负重行走, 但主张早期下地持双拐行不负重行走锻炼。在此原则指导下, 自 1991 年 4 月至 1997 年 12 月我们共治疗股骨颈骨折病人 177 例。从随访成功的 41 例股骨颈骨折多针内固定病例的临床疗效看, 行早期不负重行走功能锻炼者疗效较佳, 骨愈合率达 95%。

参考文献

- [1] Ramser J R, Mihalko W M, Carr JB, et al. A comparison of femoral neck fixation with the reconstruction nail versus cancellous screws in anatomic specimens. Clin. Orthop, 1993, 290: 189-196.
- [2] Timothy JB. Femoral neck fracture fixation. Clinical Decision Making. Clin Orthop, 1997, 339: 20-31.
- [3] Husby T, Alho A, Ronningen H. Stability of femoral neck osteosynthesis. Comparison of fixation methods in cadavers. Acta Orthop. Scand, 1989, 60(3): 299-302.
- [4] Clark D I, Crofts C E, Saleh M. Femoral neck fracture fixation. Comparison of a sliding screw with lag screws. J Bone Joint Surg (Br), 1990, 72-B: 797-800.
- [5] Husby T, Alho A, Hoiseith A, et al. Strength of femoral neck fracture fixation. Comparison of six techniques in cadavers. Acta Orthop Scand, 1987, Dec, 58(6): 634-637.
- [6] Larsson S, Elloy M, Hansson L I. Fixation of unstable trochanteric hip fracture. A cadaver study comparing three different devices. Acta Orthop Scand 1988; 59(6): 658-663.
- [7] Neustadt J B, Tronzo R, Hozack W J, et al. Femoral neck fractures. A biomechanical study of a new form of internal fixation using multiple telescoping length comparison screw. Clin Orthop, 1989 Nov, (248): 181-188.
- [8] Sjostedt A, Zetterberg C, Hansson T, et al. Bone mineral content and fixation strength of femoral neck fractures. A cadaver study. Acta Orthop Scand, 1994, 65(2): 161-165.
- [9] Arnold W. The effect of early weight bearing on the stability of femoral neck fractures treated with howles pins. J Bone Joint Surg [Am], 1984 Jul, 66(6): 847-852.
- [10] Shih CH, Wang KC. Femoral neck fractures. 121 cases treated by Knowles pinning. Clin Orthop, 1991 Oct, (271): 195-200.
- [11] Paul JP. Forces at the human hip joint, University of Chicago, 1976.

(收稿: 2000-01-10 编辑: 李为农)