

股骨颈骨折的生物力学研究

张银光 刘安庆

(西安医科大学第二附属医院, 陕西 西安 710004)

以下就股骨颈骨折的生物力学研究加以综述。

1 髋关节的生物力学

1.1 髋关节的解剖学 股骨颈在载荷下外上方为拉应力, 内下方为压应力。为适应这两种不同形式的载荷, 骨小梁形成两种不同形式的排列, 即内下方的压力骨小梁系统和外上方的张力骨小梁系统。两种骨小梁在交叉的中心区形成一个三角形脆弱区域, 称为 Ward 三角。股骨干上端内后侧很多致密的骨小梁结合成相当致密的一块骨板, 为股骨距 (femoral calcar), 此结构可加强干颈间的连接与支持。股骨颈上侧的皮质骨为薄壳, 越近股骨颈下侧越厚; 大粗隆下方股骨干外侧皮质薄, 向下逐渐增厚。由于以上结构特点, 股骨颈骨折内固定物的放置部位与其固定强度有密切关系。

1.2 髋关节的静力学 正常直立时髋关节的受力通过股骨头中心与身体垂线成 16° 角, 股骨的轴线与身体垂线成 $9^\circ \sim 15^\circ$ 角, 故髋关节的合力与股骨干纵轴成 $25^\circ \sim 30^\circ$ 角^[1,2]。

双足站立时仅靠关节囊与韧带的稳定作用即可使髋关节稳定, 每侧髋关节上负荷约为体重的 $1/3$ 。如果围绕髋关节的肌肉收缩, 此力将成比例地增加。单足站立时, 关节作用力相应增加, 在髋周产生了力矩, 利用简化自由体法可以求出一般情况下单足站立时外展肌力约为体重 2 倍, 关节反作用力约为体重的 2.75 倍。

1.3 髋关节的动力学 行走时关节反作用力可达 4~7 倍体重; 不同的步行速度时关节的反作用力不同, 速度越大, 关节的反作用力也越大。Bergmann 等^[3]指出以 1000m/h 的速度步行产生的关节反作用力至少比 3000m/h 步行产生的反作用力小 10%。George 等^[4]利用置入髋关节内的假体并结合数学模型分析髋关节在手提重物运动时的力, 发现二种方法总的结果是一致的, 当一侧手提重物行走时同侧髋关节内的作用力基本不变, 甚至稍有下降, 而对侧关节内力比负重侧增加 $2/3$ 。并发现在单侧承载运动时, 如果上身挺直且提重物的上肢外展 (如提着一个大的购物框等), 这样同侧关节内的力可获得减轻。

2 老年人股骨颈骨折伤因的生物力学发生特点

股骨颈骨折最常见于老年人, 其原因从生物力学角度考虑主要有以下几方面: ①老年人骨质疏松, 股骨颈逐渐发生退行性变, 皮质骨薄而疏松, 骨小梁稀疏, 张力骨小梁及压力骨小梁减少尤其明显。②Ward 三角区在老年人常仅有脂肪填充, 使此区更加脆弱。③老年人髋周肌群退变, 反应迟钝, 不能有效地抵消髋部有害应力。④微观结构特点: 柴本甫等^[5]通过电镜观察发现股骨上段的骨小梁及其周围的软骨等结构形成了许多个特殊的拱形结构, 使得股骨头颈部在吸收震荡并传递应力到股骨上坚硬的骨皮质中起着重要的作用。这种

结构可以使之在不同的载荷下随压力方向不同产生不同的弹性变形, 从而可以承受较大的应力和变形。在老年人, 尤其老年妇女, 由于骨质疏松导致骨小梁减少和小梁间距增宽, 使股骨颈在头颈交界处的结构明显减弱, 故而这种微观结构使老年病人易于发生骨折。

3 股骨颈骨折治疗的生物力学研究

以往对股骨颈骨折的治疗, 多围绕着解剖对位、减少损伤、增加血供和稳固坚强的内固定等。但往往对断端间剪力的生物力学作用重视不够。股骨颈骨折后断端间存在着很大的剪力, 即使不下地负重, 丰富的髋部肌肉的收缩力也足以使断端间产生很大的剪力, 致断端间不稳, 这种力对于骨折的愈合非常不利。

3.1 股骨颈骨折生物力学研究的主要方法

3.1.1 力学试验 这种方法一般是收集尸骨, 对其进行各种力学测试或制成不同要求的骨折的类型, 而后采用不同的方法固定, 在力学测试仪上进行力学测试, 通过测量仪器测量在不同载荷下的应力、应变及位移状况, 从而确定固定的强度与稳定性^[6,7]。具有简便易行、直观准确、可比较多种固定方法等优点。但本法应用尸骨无法考虑肌肉对固定效果的影响, 并且尸骨不论干骨或湿骨与在体骨都有一定的区别。

3.1.2 活体内测量 使用装有测量仪的假体和装有测量装置的钉板, 进行活体内测量, 从而可以直接反映骨折固定或假体置换术后的力学情况^[4]。但此种方法应用不甚方便, 测量指标有限, 故难以推广应用。

3.1.3 光弹性研究 此法为将人体股骨标本作阳模, 用光弹性材料如环氧树脂等经过二次固化工艺形成与原标本几何形态完全相同的三维模型, 而后将此模型进行力学测试, 再将光弹性模型切片、测量、计算和数据处理, 从而指导骨折固定^[8]。

3.1.4 微观结构分析 从微观上分析股骨上段的生物力学特性及骨折机制^[5]。

3.1.5 数学模型分析 将股骨和髋关节简化后建立相应的数学模型, 结合高等数学与力学分析方法对此模型进行分析^[4]。

随着科技的发展, 交叉学科的相互渗透, 目前工程力学中借助电子计算机技术的三维有限元分析和优化设计等在医用生物力学领域中有相应的应用, 尤其是口腔科、骨科^[9,10]等。今后这些方法将会在医学领域有更广泛的应用前景。

3.2 股骨颈骨折治疗方法的生物力学研究

股骨颈骨折内固定器材种类很多, 归结起来主要有以下四类。

3.2.1 单钉固定类 以三刃钉为代表的单钉固定方法, 接骨的力学性能不持久, 不少报道证实其抗张抗压强度均较差, 而

且其抗旋转性能极差,再加上其无螺纹,固定时易致断端间分离和影响血供,故而现在应用较少。

3.2.2 多钉固定类 多钉固定无论在强度上及抗扭转性能上都较单钉固定有明显提高。在股骨颈骨折的内固定治疗中,固定物的位置对骨折固定的稳定性有重要的影响,骨不连和再移位与骨折固定不佳有直接的关系^[11]。

在进针方向上多数学者主张低角度进针(与股骨干成 $135^{\circ} \sim 155^{\circ}$),这样有利于断端加压且增强了抗剪力。有学者认为穿钉应近平行于股骨颈区的压力骨小梁与张力骨小梁,才符合生物力学要求^[12]。关于穿钉部位,由于大粗隆下方股骨干外侧皮质薄,应由大粗隆下方进入并避开此薄弱区紧贴股骨距处钉入为好。研究发现,内固定物在贴近后侧有皮质骨支持处置入比钻入仅有松质骨的中心位置明显提高了固定的稳定性^[13,14]。Levi-N 等^[15]通过 CT 像素扫描,建立三维图像,证明以前报道的最佳穿钉部位与骨密度最大的区域有很好的相关。

多钉固定的数量一般为二至四枚,多数学者主张三钉固定。Springer^[2]通过实验认为三钉与四钉无明显差别,并指出如果各钉优化放置,三钉就可以提供必要的稳定固定。Holmes-CA^[16]发现四钉固定比三钉固定强度虽有增强,但屈服载荷与钉的数量无明显相关。

3.2.3 滑移式钉板固定装置类 通过股骨干固定建立坚强的悬梁臂直至股骨头,而在头区才有坚强的松质骨把持,滑移式钉板固定装置即与此一致。这种内固定器材能使骨折片稳固地嵌紧,有助于早期负重。但其为单钉,故不能有效地抗旋转。有学者主张在其上方拧入一根松质骨螺钉,但 Blair 等^[17]通过研究发现尽管这个螺钉在滑动钉板旋入时起到了抗旋转作用,但当钉板安装完毕后却未显示固定作用增强。

刘安庆等^[18]应用外固定支架治疗股骨颈骨折,在股骨颈部位插入三枚斯氏针并用外固定支架在体外连成一个密闭的钢架固定系统。不仅具有钉板装置股骨干固定的坚强效果,而且可有效地防止旋转;避免了钉板装置操作复杂、创伤大,多钉固定方法固定针退出、松动等缺点,疗效好。

3.2.4 加压内固定类 也分单钉和多钉类。其最大的优点是可以对抗骨折面分离的拉应力,使断面较好地对合,此法具有较好的效果及可行性。

3.2.5 其它 有的学者采用转子间外翻截骨,将关节负荷变为纯功能性应力,改变了骨折线的倾斜度,增加了骨折断端间的压应力,在治疗中青年股骨颈骨折骨不连中效果较好^[1,19]。国内孙从宪等^[20]认为支撑接骨面积越大,股骨颈越短即重心位越低,则固定稳定性越大;股骨颈越短,周径越大,则抗折力越强。故而设计了股骨颈“U”形截骨,头颈嵌插术治疗移位型股骨颈骨折,获得了良好的疗效。

3.3 骨的质量与强度对股骨颈骨折治疗的影响

骨本身的强度对股骨颈骨折治疗有影响,内固定在载荷下的不同表现可以被骨本身强度不同所遮掩。Springer 等^[2]认为股骨颈骨小梁的质量是股骨颈骨折固定中的一个主要因素。Sjostedt-A 等^[21]认为骨折固定的强度主要取决于骨本身的强度。Jenny JY 等^[22]比较了四种不同的螺钉的把持力,发现各种螺钉把持力无明显差异,而股骨头密度和直径较大

的显示最大载荷明显提高。Oden ZM 等^[23]通过有限元分析发现局部提高近端股骨的骨密度可明显降低股骨颈骨折的发生并提高骨折后的固定强度。

总之,骨的质量、原发骨折的移位、骨折粉碎的程度、复位的准确度和内固定物的放置都是影响骨折固定强度的重要因素^[24]。

参考文献

- [1] 周维江. 股骨转子间外翻截骨治疗股骨颈骨折不愈合. 中华骨科杂志, 1994, 14(3): 142-146.
- [2] Springer ER, Lachiewica PF, Gilbert JA. Internal fixation of femoral neck fractures. A comparative biomechanical study of Knowles Pins and 6.5mm cancellous screws. *Clinical Orthopedics*, 1991, 267: 85-92.
- [3] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint forces during walking and running measured in two patients. *J Biomech*, 1993, 26: 969-990.
- [4] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint forces during load carrying. *Clinical Orthopedics and related research*, 1997, 335: 190-201.
- [5] Chai BF, Tang XM, Zhou WR. Arch structure of trabeculae of the upper femoral end and its biomechanical significance in hip fractures. *Chinese medical Journal*, 1994, 107(7): 505-511.
- [6] Solod EI, Lazarev AF, Rodionova SS, et al. Tests of durability characteristics of osteosynthesis of femoral neck fractures by different fixators under static and dynamic loading. *Clin Orthop*, 1999, 367: 300-305.
- [7] Kummer FJ, Jamal J, Goldman S, et al. Vertical shear fractures of the femoral neck. A biomechanical study. *J Orthop Res*, 1999, 17(5): 661-667.
- [8] 张爱平, 齐振熙, 陈日齐. 股骨颈骨折三维模型的生物力学研究. *中国骨伤*, 1997, 10(3): 18-19.
- [9] Elkholy AH. Design optimization of the hip nail plate screws implant. *Comput Methods Programs Biomed*, 1995, 48(3): 221-227.
- [10] Testi D, Viceconti M, Baruffaldi F. Risk of fracture in elderly patients: a new predictive index based on bone mineral density and finite element analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1999, 60: 23-33.
- [11] Lindequist S. Pintace: A computer program for assessment of pin positions in routine radiographs of femoral neck fracture. *Computer methods and Programs in Biomedicine*, 1992, 37: 117-125.
- [12] 童元, 朱六龙, 承长胜. 经皮多根斯氏针固定股骨颈骨折若干问题. *中国矫形外科杂志*, 1996, 3(2): 86-87.
- [13] Lindequist S. Screw positions in femoral neck fracture. Comparison of two different screw positions in cadavers. *Acta Orthop Scand*, 1993, 64(1): 67-70.
- [14] Booth KC, Donaldson TK, Dai QC. Femoral neck fracture fixation: A biomechanical study of two cannulated screw placement techniques. *Orthopedics*, 1998, 21(11): 1173-1176.
- [15] Levi N. Fracture of the femoral neck: Optimal screw position and bone density determined by computer tomography. *Injury*, 1996, 27(4): 287-289.
- [16] Holmes CA, Edwards WT, Myers ER, et al. Biomechanics of pin and screw fixation of femoral neck fracture. *J Orthop Trauma*, 1993, 7(3): 242-247.
- [17] Blair B, Koval KJ, Kummer F, et al. Basicervical fractures of the

proximal femur. Clinical Orthopedics and related research, 1994, 306: 256-263.

[18] 刘安庆, 王坤正, 张开放, 等. 单侧多功能外固定架治疗股骨颈骨折的生物力学测定及临床应用. 中国骨伤, 1997, 10(5): 7-9.

[19] Marti RK, Schuller H, Raaymakers EL, et al. Intertrochanteric Osteotomy for non union of the femoral neck. J Bone Joint Surg, 1989, 71(5): 782-787.

[20] 孙从宪, 郭洪敏, 邓廉夫, 等. 股骨颈骨折的外科治疗及实验研究. 中华骨科杂志, 1995, 15(3): 145-148.

[21] Sjostedt A, Zetterberg C, Hansson T, et al. Bone mineral content and fixation strength of femoral neck fractures. Acta Orthop Scand,

1994, 65(2): 161-165.

[22] Jenny JY, Rapp E, Cordey J. Type of screw dose not influence holding power in the femoral head: cadaver study with shearing test. Acta Orthop Scand, 1999, 70(5): 435-438.

[23] Oden ZM, Selvitelli DM, Boussein MI. Effect of local density changes on the failure of the proximal femur. J Orthop Res, 1999, 17(5): 661-667.

[24] Goodman SB, Bauer TW, Carter D, et al. Norian SRS cement augmentation in hip fracture treatment. Laboratory and initial clinical results. Clin Orthop, 1998, 348: 42-50.

(收稿: 2000 01 16 修回: 2000 04 15 编辑: 李为农)

骨的各部分组织在骨折愈合中的作用

吴宇峰¹ 石关桐²

(1. 广东中山市中医院, 广东 中山 528400; 2. 上海中医药大学附属曙光医院, 上海)

骨折愈合过程中, 骨的各部分组织发挥的各自不同的作用, 是人们一直想探究清楚的一个问题。随着研究的不断深入, 对此有了越来越多的了解。

1 骨膜

骨膜尤其是骨外膜在骨折愈合中所起的作用最多引起人们的关注^[1]。骨折后, 骨外膜被掀起或撕裂, 成骨活动由此开始。骨外膜的成骨细胞迅速增殖、分化, 在血供适当的情况下, 可转变为骨细胞和骨小梁, 并牢固贴附在骨折断端的皮质骨上。骨折两端的新生骨互相接近并融合, 形成桥状连接, 完成初步愈合。与此同时, 骨折断端骨髓腔内的骨内膜也以同样的方式进行增殖, 由于血运没有骨外膜丰富, 生长较慢。骨外膜在骨折愈合中起主要作用, 通过形成的桥梁骨痂具有稳定骨折端的能力。因此, 当应用髓内针造成髓腔破坏, 暂时性骨连接在针周围骨髓组织和血管形成之前, 只有通过骨外膜成骨来完成。

动物实验证实骨膜在骨折愈合中的重要作用。季鸣等^[2]采用兔的双前肢制备骨折模型, 一侧剥离骨膜, 另一侧不剥离作对照, 在电镜下观察到剥离侧成软骨细胞及软骨细胞较多, 成骨细胞出现晚, 因而钙盐沉积慢于对照侧。韩慧等^[3]观察了骨外膜广泛剥离对骨折愈合过程中微循环的影响, 结果显示: 骨外膜广泛剥离组较对照组愈合迟缓, 其原因是骨外膜剥离加重了骨折断端的缺血。因此在临床工作中应尽可能避免加重骨膜的损伤。

2 骨髓

在关节内的骨折, 由于松质骨无外骨膜, 不显现外骨痂, 有的松质骨有外骨膜, 但成骨能力差, 膜内化骨弱, 仅有少量外骨痂形成, 有的外骨膜仅为一层结缔组织, 没有成骨组织, 不会产生外骨痂, 因此这些部位(如股骨颈、髌骨、舟状骨和其它腕骨)的骨愈合, 只有依靠骨髓的成骨作用^[4]。Luria 等^[5]将骨髓悬液加入扩散盒, 再植入动物体内。由于盒壁的孔隙仅 0.45μm, 周围组织细胞无法长入, 从而证明扩散盒内获得的骨组织为骨髓所形成, 其成骨过程类似于膜内成骨。在动

物实验证实骨髓注射可促进骨折愈合后, 临床应用经皮骨髓注射的方法治疗胫骨骨折不愈合^[6], 也取得了成功。

3 血管

随着骨折愈合的进展, 破坏的血供经历了一个代偿、重建、最终恢复正常的过程。局部骨修复与血流率直接相关, 血流率越高, 修复中的新骨形成就越明显^[7]。Chidgy^[8]报道, 骨折早期, 骨折局部血流率显著升高至正常值的 190%, 后期逐步下降至正常值的 100%~200%, 而骨痂的结构也逐渐由编织骨向板层骨转化, 力学强度早期为正常值的 10%~13%, 后期达正常值的 81%~147%。这证明骨折局部血管重建及血流率的变化与力学强度的恢复密切相关。

骨皮质的微血管结构可以分为纵系统和横系统。横系统主要分布于皮质深层 2/3, 由滋养动脉分支构成, 通过伏克曼氏管横行进入骨皮质, 呈放射状排列, 发出细小分支, 与纵血管系统吻合, 或直接发出细小支形成纵血管。纵血管系统走行在哈佛氏管内, 由毛细血管和静脉构成。张建国等^[9]发现, 在骨折愈合初期, 主要起供血作用的是横系统, 即骨膜血管和滋养动脉的横行分支, 纵血管系统对骨折部并无供血作用, 在骨折后 9~18 天内才与骨痂建立起循环。但因为纵血管系统位于哈佛氏管内, 沿骨的长轴排列, 只有纵血管系统与骨痂之间的血管重建恢复, 才能说明骨的完整性、连续性初步建立。骨髓腔内的微血管在骨折后也发生了一系列形态变化^[10], 从骨折第三天起, 血管显著扩张, 第二至四周变化最明显并达到高峰, 第五周微血管开始变细变小, 但仍比正常者大。骨折损伤滋养动脉后, 骨折远端干骺部骨髓腔内毛细血管、髓窦及集合静脉窦均扩张, 微血管密度增大, 通过干骺部位的微血管吻合, 建立侧支循环, 供应髓内及皮质深层 2/3 的血液, 并可供应骨折部位内骨痂的血液。在另外一个实验中, 他们还发现^[11], 滋养动脉供应骨干骨髓, 骺-干骺动脉供应骺、干骺端骨髓, 皮质深层 2/3 由滋养动脉分支供应, 皮质浅层 1/3 由骨膜动脉供应。骨折后, 骺-干骺动脉和骨膜动脉建立侧枝循环, 对于血运重建起重要作用。