

## 螺钉孔对长管状骨生物力学的影响

杨明<sup>[1]</sup>, 姜保国, 张殿英, 付中国, 陈建海, 张宏波(北京大学人民医院创伤骨科, 北京市 100044)

杨明, 男, 1977年生, 山东省诸城市人, 汉族, 2005年北京大学医学部毕业, 博士, 主治医师, 主要从事创伤骨科领域研究。 [bdyangming@yahoo.com.cn](mailto:bdyangming@yahoo.com.cn)

通讯作者: 姜保国, 博士, 教授, 北京大学人民医院创伤骨科, 北京市, 100044

国家重点基础研究发展计划(2005CB522604)

收稿日期: 2006-03-31 修回日期: 2006-07-31

### 摘要

目的: 探讨板钉内固定物拆除后的螺钉孔对长管状骨的生物力学影响。

方法: 实验于2004-11/2005-08在北京大学人民医院创伤骨科实验室完成。取76根三黄鸡胫骨, 随机分7组, 分别是对照组, 1.5mm孔径的单皮质(只钻透单侧皮质)1孔组、双皮质(钻透双侧皮质)3孔组和双皮质5孔组, 以及2.5mm孔径的单皮质1孔组、双皮质3孔组和双皮质5孔组, 对照组即正常的皮质完整组, 1.5mm孔径和2.5mm孔径的单皮质1孔、双皮质3孔和双皮质5孔组分别作为鸡胫骨中段的直径为1.5mm和2.5mm的相应数目的钉道模型, 上述7组标本均进行三点弯曲单一实验。

结果: ①1.5mm的单皮质1孔组[占管状骨平均外径[(横径+纵径)/2]的(16.69±0.66)%]及双皮质3孔组鸡胫骨达到结构破坏时的最大载荷与正常组最大载荷比较差异无显著性[(366.61±53.23), (364.23±51.26), (362.26±41.40)N,  $P=0.438, 0.273$ ], 双皮质5孔组的最大载荷[(314.72±57.61)N]较正常组降低13%左右( $P=0.033$ )。②2.5mm的单皮质1孔组[占管状骨平均外径的(29.36±2.07)%]、双皮质3孔组和双皮质5孔组的最大载荷[依次为(315.55±51.09), (315.83±31.00), (280.81±49.18)N]较正常组分别降低12%, 12%, 22%左右, 差异有显著性( $P=0.02, P=0.015, P=0.001$ )。

结论: 长管状骨皮质上的螺钉孔直径在管状骨外径的(16.69±0.66)%以内, 且穿过双侧皮质的钉孔数量为3个以下时, 可不影响其弯曲性能; 当螺钉孔直径超过管状骨外径的(29.36±2.07)%时, 将降低长管状骨的弯曲负荷。钉孔数目与弯曲载荷降低的幅度并不呈比例, 双皮质钉孔数目较少时载荷的降低幅度与单皮质1孔大致相同。

关键词: 骨螺丝; 骨折; 生物力学

### Effect of screw holes on the biomechanics of long tubular bone

Yang Ming, Jiang Bao-guo, Zhang Dian-ying, Fu Zhong-guo, Chen Jian-hai, Zhang Hong-bo  
Department of Orthopedics and Trauma, People's Hospital of Peking University, Beijing 100044, China

Yang Ming, Doctor, Attending physician, Department of Orthopedics and Trauma, People's Hospital of Peking University, Beijing 100044, China

Correspondence to: Jiang Bao-guo, Doctor, Professor, Department of Orthopedics and Trauma, People's Hospital of Peking University, Beijing 100044, China

Supported by: the Major State Basic Research Development Program of China, No. 2005CB522604

Received: 2006-03-31 Accepted: 2006-07-31

### Abstract

**AIM:** To investigate the effect of screw holes left after removed the internal fixation of plate and nail on the biomechanics of long tubular bone.

**METHODS:** The experiment was carried out in the laboratory of Department of Orthopedics and Trauma, People's Hospital of Peking University from November 2004 to August 2005. Seventy-six pieces of Sanhuang cock tibia were selected and randomly divided into 7 groups: control group, 1.5 mm unicortical (unilateral cortex was drilled) one hole, bicortical 3 holes and bicortical 5 holes, and 2.5 mm unicortical one hole, bicortical 3 holes and bicortical 5 holes. The control group had normal complete cortex; the 1.5 mm and 2.5 mm unicortical one hole, bicortical 3 holes, and bicortical 5 holes served as corresponding number screw hole models. All the specimens of 7 groups were subjected to single three-points bending test.

**RESULTS:** ①When there were bone structure destructions, the maximal bending loads of 1.5 mm unicortical one hole [(16.69±0.66)% of the average outer diameters of tubular bone (transverse diameter+vertical diameter)/2], and bicortical 3 holes did not differed significantly from that of the control group [(366.61±53.23), (364.23±51.26), (362.26±41.40) N,  $P=0.438, 0.273$ ], but the maximal bending load of 1.5 mm bicortical 5 holes [(314.72±57.61)N] was decreased 13% compared with the control group ( $P=0.033$ ). ②The maximal bending loads of 2.5 mm unicortical one hole

[(29.36±2.07)% of the average outer diameters of tubular bone], bicortical 3 holes and bicortical 5 holes were [(315.55±51.09), (315.83±31.00), (280.81±49.18) N], which decreased 12%, 12% and 22% compared with the control group and there were significant differences ( $P=0.02$ ,  $P=0.015$ ,  $P=0.001$ ).

**CONCLUSION:** If the diameter of screw hole on the cortex of long tubular bone is within (16.69±0.66)% of bone cortical outer diameter, and there are only 3 bicortical holes or less, the bending load doesn't decrease; Once the diameter of screw hole is beyond (29.36±2.07)% of bone cortical outer diameter, the maximal bending load would be decreases apparently. The number of screw holes is not in proportion to the reduction extent of bending load; when there are few bicortical holes, the reduction extent is the same to unicortical one hole.

背景资料:

本实验为北京大学人民医院创伤骨科参与承担的国家重点基础研究发展计划-严重创伤救治与组织修复项目子课题中的研究内容(“973”2005CB522604), 实验的选题基于创伤骨科领域中常见的内固定物取出术后再骨折这一并发症, 由于内固定物取出术后再骨折这一并发症并未被充分认识, 目前国内就这一问题进行的研究较少, 国外的学者除了类似的大型哺乳动物实验外, 还引入了有限元模型的方法探讨这一问题, 作者后期也将要进行此类研究。

应用意义:

实验内容是在动物的长管状骨皮质缺损模型上进行了三点弯曲实验, 探讨了一定直径的多个螺钉孔对一定直径的动物长骨造成的生物力学衰减规律, 实验的结论为临床医师在长骨骨折的内固定物取出术后的功能锻炼时提供了一定的理论依据, 当然, 正如正文中提到的由于正常人体骨和动物骨的差异以及人体个体化的差异, 还有人体日常运动中承受载荷的复杂性, 本实验结论不能直接照搬应用于临床。

专家评价:

本文探讨板钉内固定物拆除后的螺钉孔对长管状骨的生物力学影响是有意义的, 因三黄鸡胫骨缺损模型与人体胫骨损伤的相似性, 实验所得的结果可能对临床有帮助。

## 0 引言

对长管状骨骨折采用板钉内固定是临床上最常见的骨折固定方法之一, 骨折愈合并内固定物取出后的残留螺钉孔会长时间存在, 这段时间内如果患者不注意保护, 或者是医生不能正确指导患者进行康复, 可引起再骨折。文献报道部分长骨骨折在板钉内固定物拆除后的再骨折发生率可达22%<sup>[1, 2]</sup>; 具体原因常归结于两方面, 一是板钉固定造成局部应力遮挡, 使局部骨皮质强度降低; 另一方面是螺钉孔的存在降低了长管状骨生物力学性能。目前对板钉内固定物取出后残留的螺钉孔道与长管状骨力学不稳定关系并不很清楚, 作者曾探讨过长管状骨的不同直径的圆形皮质缺损与其生物力学衰减的关系<sup>[3]</sup>, 而螺钉孔可看作长管状骨的多处圆形皮质缺损, 本实验目的是在原来研究基础上, 对这种常见的长管状骨多处皮质缺损与其生物力学衰减关系作进一步探讨。

### 1 材料和方法

设计: 随机对照动物实验。

单位: 北京大学人民医院创伤骨科。

材料: 实验于2004-11/2005-08在北京大学人民医院创伤骨科实验室完成。两个半月龄三黄鸡38只, 雌雄不限, 体质量1.2~1.5kg(北京大学医学部实验动物中心提供)。

设计、实施、评估者: 实验设计为第二作者, 实施和评估为第一、三、四、五、六作者, 所有作者均接受过动物实验培训。

方法: 两个半月龄三黄鸡38只, 麻醉致死, 取其胫骨, 剔除软组织并剥离骨膜, 以其胫骨下段滋养孔为标志, 于滋养孔下缘垂直长骨轴线画标记线, 向胫骨远端延伸4cm后再画标记线, 在胫骨背侧相对平整面上两条线之中点处做标记。鸡胫骨的横截面接近椭圆形, 游标卡尺测量该处骨皮质的横径和纵径。上述所有标本采用随机数字表法分为7组, 分别是对照组12个标本, 1.5mm孔径的单皮质1孔组11个标本、双皮质3孔组12个标本和双皮质5孔组11个标本, 以及2.5mm孔径的单皮质1孔组13个标本、双皮质3孔组8个标本和双皮质5孔组9个标本。

各组模型制作方法如下: 首先在2组胫骨背侧标记的中点处用直径分别为1.5mm, 2.5mm的手术专用钻头钻孔, 只钻透单侧皮质, 制造出单皮质1孔(unicortical one hole, U1)的钉孔模型; 在另外两组胫骨的中点处及中点两侧1cm的地方, 用直径分别为1.5mm, 2.5mm的手术专用钻头钻孔至双侧皮质, 作为双皮质3孔(bicortical 3 holes, B3)钉孔模型。在另外两组胫骨的中点处及中点两侧1cm, 2cm的地方, 用同样方法制作双皮质5孔(bicortical 3 holes, B5)钉孔模型。剩余1组不作任何处理, 为正常对照组。所有标本置于导津AG-IS力学测试机上, 测试方法选用三点弯曲单一实验, 将胫骨背侧标记好的中点处置于中间施力的对侧, 即跨距为两条标记线之间距离4cm(图1), 加载速度为5mm/min, 量程500N, 测试软件为Trapezium, 计算机同步绘出应力-位移曲线, 最大载荷为曲线最高点的应力值, 由计算机自动给出。

图1 鸡胫骨三点弯曲实验示意图 施力侧皮质承受的是自两侧向中间方向的压缩力, 对侧皮质承受的是自中间向两侧的拉力, 越接近中线轴的皮质承受力越小(力的方向和大小如横箭头的方向和粗细所示)。

主要观察指标: 正常对照组及不同直径单皮质1孔或双皮质3孔、5孔钉道实验组的最大载荷的比。

统计学分析: 由第一作者选用SPSS11.5数据分析软件进行统计学检验, 方法为非配对t检

验,  $P < 0.05$  设定为有显著性差异。

## 2 结果

各组别的鸡胫骨横径为  $(0.921 \pm 0.046) \sim (0.996 \pm 0.087)$  cm, 纵径为  $(0.775 \pm 0.064) \sim (0.856 \pm 0.083)$  cm, 所有76个标本的平均横径为  $(0.952 \pm 0.083)$  cm, 平均纵径为  $(0.805 \pm 0.078)$  cm, 经非配对t检验, 统计学提示各实验组与正常对照组标本的横径之间和纵径之间差异无显著性 ( $P > 0.05$ ) (表1)。

表1 正常对照组及不同直径单皮质1孔或双皮质3孔、5孔钉道实验组的最大载荷的比较 (±s)

组别	n	鸡胫骨横径 (cm)	鸡胫骨纵径 (cm)	最大载荷 (N)
正常对照组	12	$0.961 \pm 0.075$	$0.808 \pm 0.061$	$362.26 \pm 41.40$
1.5mm单皮质1孔	11	$0.996 \pm 0.087$	$0.856 \pm 0.083$	$366.61 \pm 53.23$
1.5mm双皮质3孔	12	$0.921 \pm 0.046$	$0.787 \pm 0.057$	$364.23 \pm 51.26$
1.5mm双皮质5孔	11	$0.956 \pm 0.091$	$0.806 \pm 0.094$	$314.72 \pm 57.61a$
2.5mm单皮质1孔	13	$0.941 \pm 0.068$	$0.775 \pm 0.064$	$315.55 \pm 51.09a$
2.5mm双皮质3孔	8	$0.938 \pm 0.088$	$0.804 \pm 0.061$	$315.83 \pm 31.00a$
2.5mm双皮质5孔	9	$0.952 \pm 0.127$	$0.810 \pm 0.112$	$280.81 \pm 49.18a$
平均值		$0.952 \pm 0.083$	$0.805 \pm 0.078$	

与正常对照组比较,  $t = 2.255 \sim 4.015$ ,  $P < 0.05$

直径为1.5mm的单皮质1孔占管状骨平均外径[(横径+纵径)/2]的  $(16.69 \pm 0.66)\%$ ; 直径为2.5mm单皮质1孔钉孔占管状骨平均外径的  $(29.36 \pm 2.07)\%$ 。

正常对照组和1.5mm, 2.5mm单皮质1孔、双皮质3孔、5孔实验组在结构破坏时的最大载荷值见表1。直径为1.5mm的单皮质1孔组、双皮质3孔组的胫骨达到结构破坏时的最大载荷与正常组无差异 ( $P = 0.438$ ,  $P = 0.273$ ); 而双皮质5孔组达到结构破坏时的最大载荷与正常组有差异 ( $P = 0.033$ )。直径为2.5mm的单皮质1孔组、双皮质3孔组达到结构破坏时的最大载荷与正常组有差异 ( $P = 0.02$ ,  $P = 0.015$ ), 而双皮质5孔组达到结构破坏时的最大载荷与正常组比较, 则有显著差异 ( $P = 0.001$ )。不同直径、不同数目的钉孔实验组胫骨结构破坏时所承受的最大载荷与正常对照组关系见图2。

图2 不同直径、数目的钉孔实验组与正常对照组的最大载荷比较

## 3 讨论

板钉内固定是临床上最常用的治疗长管状骨骨折的方法之一。随着骨科内固定技术的发展, 多种板钉内固定物广泛应用于临床, 如DCP, LC-DCP, LCP, PC-Fix等, 但部分患者, 尤其是年轻患者在内固定物取出后因承受过早或过多的负荷而再骨折的现象时有发生。公认的原因有两方面, 一是板钉内固定造成应力遮挡, 使板下局部骨质疏松, 强度降低; 另一方面是因为内固定拆除后螺钉孔的存在, 在其完全消失之前的一段时间内不可避免的影响长管状骨的生物力学强度。通常人们认为前者骨强度降低的主要原因, 但Rosson等<sup>[4]</sup>应用兔胫骨部分脱钙骨模型和钉孔模型研究板钉内固定物拆除后生物力学性能降低的原因, 证实钉孔存在造成的长管状骨力学不稳定, 明显大于因应力遮挡所致局部骨质疏松造成的强度降低。

目前临床上对内固定拆除后残留钉孔的大小、数目, 与力学的不稳定关系并不很清楚。以动物模型进一步研究钉孔对长管状骨生物力学性能的影响, 虽不能将结果直接应用于临床, 但一定程度上可以对内固定拆除后的康复提供更加准确的理论依据。

不同部位的长管状骨在活体内承受多种类型的生理负荷, 包括压缩、拉伸、弯曲、扭转等, 同时软组织的存在也会影响各种负荷的大小。在动物模型中, 每次只能选择某一种特定的载荷进行研究, 以前的长骨生物力学实验, 最多见的是探讨扭转载荷<sup>[5-10]</sup>下骨结构的破坏, 也有学者为得到更全面的结论, 在某一研究中进行两种或多种载荷<sup>[11]</sup>下的力学实验。由于前臂骨是出现再骨折较多的长骨之一, 因此有学者就以前臂骨为模型探讨其生理载荷下的扭转强度<sup>[12-14]</sup>。

临床上患者板钉内固定取出后的螺钉孔实际上是一种直径统一的双皮质骨缺损。设计本实验的目的是探讨单一因素即钉孔大小、数目对其所能承受的弯曲负荷的影响, 以人骨为实验标本难以实现其它因素的标准化, 因此选择了各种因素, 包括标本的直径和管壁厚薄也是比较均一的新鲜鸡胫骨, 这同时除外了板钉固定后存在的骨质疏松对骨强度的影响。首先探讨可能影响其弯曲性能的单个单皮质钉孔的直径, 发现直径为1.5mm的单皮质1孔钉孔, 即其占管状骨平均外径的  $(16.69 \pm 0.66)\%$  时并不影响管状骨的弯曲负荷, 而直径为2.5mm单皮质1孔钉孔, 即占管状骨平均外径的  $(29.36 \pm 2.07)\%$  时则使管状骨的弯曲负荷降低12%左右, 这与文献报道的30%一致。

作者在研究单皮质1孔钉孔直径的基础上又进行双皮质多孔的研究, 探讨钉孔数目增加和负荷降低的关系, 发现1.5mm直径的双皮质3孔也不影响其弯曲负荷, 只有多达5孔时才使长管状骨弯曲负荷降低13%左右; 而2.5mm直径的双皮质3孔或5孔则可以使管状骨的弯曲负荷降低12%或22%。本结果发现1.5mm双皮质3孔和单皮质1孔比较, 管状骨最大载荷无区别, 而2.5mm双皮质3孔和单皮质1孔比较, 管状骨的最大载荷也无区别, 说明双皮质钉



孔数目少于3个时,其影响大致等于单皮质1孔对管状骨载荷的影响。当然,由于鸡胫骨本身短小,本实验并未连续探讨双皮质7孔或9孔等对弯曲载荷的影响;另外之所以未进行2孔或4孔等偶数组钉孔对弯曲载荷的研究,是考虑到如选择偶数钉孔,则施力点需要移放在皮质完整处,而不是像本组实验一样,全部是放在中央钉孔的背侧。总之,本实验只是对钉孔的数目和直径对弯曲载荷的影响趋势作一个初步探讨,单纯本组实验不能完全解释数目更多或直径更大的钉孔的影响。

关于钉孔对长管状骨生物力学的影响,国内外研究少见。Remiger等<sup>[15]</sup>应用羊胫骨进行直径为4.5mm的钉孔对其扭转负荷影响的实验研究,他将实验组分成单皮质7孔和双皮质7孔两组,证实二者与完整皮质组的扭转载荷比较,分别降低了21.6%和31.4%,双皮质7孔与单皮质7孔比较则降低了26.7%,但对于双皮质3孔和5孔未进行比较。本实验对此正好是一个补充,但由于标本是不同物种,结果有一定差异。当然,人骨与动物骨有组织结构差异,年龄和性别等因素也会影响人骨的骨密度和骨强度,无论羊胫骨或鸡胫骨,都不能直接拿来评价人骨的力学性能,但可以提示钉孔对长管状骨生物力学影响的变化规律。

另外,有限元模型<sup>[16-18]</sup>分析近年来成为研究生物力学的新方法。Heigele等<sup>[19]</sup>开始采用有限元模型研究了钉孔对长管状骨生物力学的影响,这是一种将数学和力学结合起来的模型。作为一种理想化、标本均一化的研究方法,可以提示各种载荷下力在钉孔周围的分布和集中情况,因此,有必要用此方法进一步探讨钉孔对长管状骨生物力学的影响。还有部分学者在进行生物力学实验时,将体外的实验和有限元模型二者结合起来,这样结果则更全面<sup>[20]</sup>。尽管我们的实验一定程度上阐述了钉孔大小、数目与长管状骨弯曲性能降低的关系,但由于动物骨和人体骨的差异,以及所承受载荷的多样性,单纯本组实验尚难以说明具体某一病例可接受何种强度的康复锻炼。为明确缺钉孔对长管状骨整体力学性能的影响,指导患者进行正确的康复,还需要采用更多方法,进行多种负荷下的力学实验。

#### 4 参考文献

1. Hidaka S, Gustilo R.B. Refracture of bones of the forearm after plate removal. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1984;66A:1241-1243
2. Anderson LD, Sisk D, Tooms, RE, et al. Compression-plate fixation in acute diaphyseal fractures of the radius and ulna. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1975;57A:287-296
3. 杨明, 姜保国, 张殿英, 等. 单侧皮质缺损对长管状骨生物力学的影响[J]. *中华外科杂志*, 2005; 43(?): 1602-1606
4. Rosson J, Egan J, Shearer J, et al. Bone weakness after the removal of plates and screws. Cortical atrophy or screw holes? *Journal of Bone and Joint Surgery* 1991;73B:283-286
5. Lindsey RW, Gugala Z, Milne E, et al. The efficacy of cylindrical titanium mesh cage for the reconstruction of a critical-size canine segmental femoral diaphyseal defect. *J Orthop Res*. 2006;24(7):1438-1453
6. Brooks DB, Burstein AH. The biomechanics of torsional fractures. The stress concentration effect of a drill hole. *J Bone Joint Surg Am* 1970 Apr;52(3):507-14.
- Clark CR, Morgan C, Sonstegard, DA, et al. The effect of biopsy-hole shape and size on bone strength. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1977;59-A:213-217
- DeSouza ML, An KN, Morrey BF, et al. Strength reduction of rectangular cortical defects in diaphyseal bone. In: Coutts RD(Ed), *Proceedings of the 35<sup>th</sup> Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Las Vegas NV. 1989.
9. Leggon RF, Lindsey RW, Panjabi MM, et al. Strength reduction and the effects of treatment of long bones with diaphyseal defects involving 50% of the cortex. *J Orthop Res* 1988;6(4):540-546
10. Fujibayashi S, Kim HM, Neo M, *Biomaterials*. Repair of segmental long bone defect in rabbit femur using bioactive titanium cylindrical mesh cage. 2003;24(20):3445-3451
11. Lill CA, Hessel J, Schlegel U, et al. Biomechanical evaluation of healing in a non-critical defect in a large animal model of osteoporosis. *J Orthop Res* 2003;21(5):836-842
- Hipp JA, Edgerton BC, An KN, et al. Structural consequences of transcortical holes in long bones loaded in torsion. *J Biomech* 1990;23(12):1261-1268.
- Burstein AH, Currey J, Frankel VH, et al. The effect of screw holes. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1972;54A:1143-1156
- Frankel VH, Burstein AH. The biomechanics of refracture of bone. *Clinical Orthopaedics* 1968;60:221-225.
15. Remiger AR, Miclau T, Lindsey RW. The torsional strength of bones with residual screw holes from plates with unicortical and bicortical purchase. *Clinical biomechanics* 1997;12(1):71-73
- Kuo RF, Chao EY, Rim K, et al. The effect of defect size on the stress concentration and fracture characteristics for a tubular torsional model with a transverse hole. *J Biomech* 1991;24(2):147-155
- Elias JJ, Frassica FJ, Chao EY. The open section effect in a long bone with a longitudinal defect—a theoretical modeling study. *J Biomech* 2000;33(11):1517-1522.
18. Howk D, Chu TM. Design variables for mechanical properties of bone tissue scaffolds. *Biomed Sci Instrum*. 2006;42:278-283.
19. Heigele CA, Claes LE. Finite element analysis of the local strains and hydrostatic pressure in drill hole defects. 11<sup>th</sup> Conference of the ESB, July 8-11 98, Toulouse, France.
20. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, et al. Biomechanical testing of the LCP—how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. 2003 ;34 Suppl 2:B11-19.

