组合式外固定器治疗股骨干稳定性骨折的生物力学研究

刘志成[1],赵 峰[2],魏若卉[1],刘 艳[1],张 涛[1]
(1. 首都医科大学生物医学工程学院,首都医科大学生物力学研究中心, 北京 100054;
2. 中国科学院力学研究所微重力室, 北京 100080)

[摘要]为了解组合式外固定器在治疗稳定性股骨干骨折时固定器-骨复合系统的力学特性,用电子万能试验机对成人新鲜尸体股骨以及骨-组合式外固定器构成的完整股骨加组合式外固定器和模拟股骨干中段横骨折加组合式外固定器等3种构型进行压缩试验,测定系统的应变分布、刚度等生物力学特性,并对3种构型加以对比。结果表明:骨-固定器复合系统的刚度明显强于骨材料本身,且应变分布更均匀。稳定固定时,股骨受力仍然主要沿骨干方向传递,固定器本身应力遮挡较小,可为骨折愈合提供良好的力学环境。

[关键词]组合式外固定器;生物力学;应变测量
[中图分类号]Q66;TH781 [文献标识码]A [文章编号]1007-7510(2001)04-0003-04

Biomechanical evolution of the combinable external fixtor for the treatment of stable femoral shaft fracture

LIU Zhi-cheng[1], ZHAO Feng[2], WEI Ruo-hui[1], LIU Yan[1], ZHANG Tao[1]
(1. Department of Biomedical Engineering, Capital University of Medical Sciences, Beijing 100054, China)
2. Institute of Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080 China)

Abstract: Four configurations of Combinable External Fixation(CEF) devices used for curing of fracture femur with the fracture gap cross the middle of the femur were tested to determine their biomechanical feature, such as the strain distribution of the femur-Fixator compound systems, the fixator stiffness. There were some differences between configurations of CEF in all modes of loading with respect to strain-distribution and stiffness. It is proved that the stiffness of the femur with CEF is stronger than that of intact femur. And the strain-distribution of the femur with CEF is also smoother than that of femur without CEF. In the stable fixation, because the load still go through the diaphysis, the CEF has a little stress shielding. And so the CEF can provide a better condition of the new bone formation. These data may be useful in developing the CEF for a particular clinical situation.

Key words: Combinable External Fixator; biomechanics; stress-strain measurement

1 引言

骨外固定器在近20年有了飞速的发展。因其具有固定牢稳、手术创伤小、可调性好,可满足早期功能锻炼要求并能实现弹性固定等优点,已成为现代骨科治疗中一种不可或缺的器械。Hoffmann、ILizarov、Orthofix、"AO"以及我国的孟和、李起鸿等均设计了各具特色的骨外固定器[1]。这些固定器的几何构型比较固定,对治疗不同类型、不同部位的骨折表现出各自的优点。由首都医科大学生物力学研究中心骨科研究所研制的组合式骨外固定器,可通过基本部件的组合,构建出丰富的构型,应用于骨折、骨缺损、骨不连的治疗和肢体延长、骨延长等手术。我们依据骨折治疗原理、模拟临床环境,以治疗股骨干中段骨折的组合式外固定器为研究对象,模拟生理条件下股骨干的受力,测试不同构型、不同材料的组合式外固定器-骨符合系统的力学性能,并对组合式外固定器对骨的受力情况进行初步的分析和讨论。

2 材料与方法

2.1 取车祸死亡男性(约30岁)新鲜股骨(冷冻两星期)一对,股骨长43.5cm,颈干角132°。剔除软组织,使骨面光滑清洁,实验过程中(约4天)未采取保鲜措施。用线锯对股骨中段做横断骨折,由骨科医师用外

[本文作者] 刘志成,副教授;首都医科大学生物医学工程学院副院长,首都医科大学生物力学研究中心副主任;中国生物医学工程学会医学物理分会副理事长。主要研究方向为生物体材料的本构关系和骨科固定器械的力学性能评价。
赵 峰 博士研究生。

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

侧平行穿针法（即穿针时两髁水平，股骨头前倾角 15°）安装组合式外固定器，模拟稳定骨折固定，使骨断端尽可能吻合。每根股骨均用单边构型和空间构型两种方法进行固定，其中一根股骨用碳纤维管做连接杆，另一根用钢管做连接杆，其余配件相同。固定好后，分别沿骨、钢针、连接杆的轴线方向布置应变片（BX120 - - 5AA，5mm ×3mm），具体位置如图 1 所示。

2.2　将制备好的股骨 - 固定器复合系统固定于长春试验机集团公司生产的 CSS - 1101 电子万能实验机上，模拟双足站立时股骨负重，使之冠状面保持内收 9°，矢状面为垂直位[2]，远端用牙托粉固定，近端安置在用牙托粉模拟的髋臼中，标本垂直高度保持一致（33.5cm）。实验分别对以下几种情况进行：(1) 碳连杆空间组合式外固定器固定（A1 构型）；(2) 碳连杆单边组合式外固定器固定（A2 构型）；(3) 钢连杆空间组合式外固定器固定（B1 构型）；(4) 钢连杆单边组合式外固定器固定（B2 构型）。在股骨头上竖直加压，加载速率为 0.1mm/min，与 YZ - 22 型应变仪（上海应变仪厂生产）采样同步记录负荷示数和横梁位移示数[3]。每种构型反复测量 6～8 次，其中预加载 3～4 次，当系统的加载、位移有较好的稳定性后正式测定 3～5次。

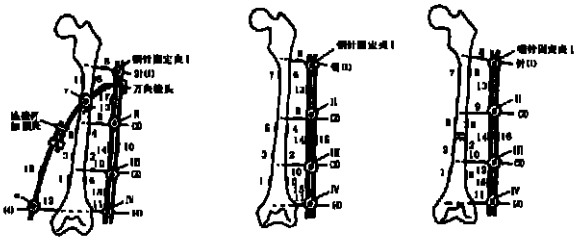

图 1　应变片的位置分布图

(a) 为空间构型，(b) 为单边构型

图中编号 1、2、3 等为应变片编号，

Ⅰ、Ⅱ等为钢针固定夹编号，(1)、(2) 等为钢针编号

3　实 验 结 果

3.1　轴向载荷 P 与系统位移 ΔL 的关系

图 2 是股骨一次加载和卸载过程的典型曲线，加载曲线与卸载曲线不重合，滞后现象明显，表示骨材料有较突出的粘弹特性。滞后曲线不闭合，说明离体骨在受压后产生了一定的塑性形变。

图 3 是不同构型的典型加载曲线，骨 - 固定器复合系统在一定载荷范围内的载荷 - 位移曲线有较好

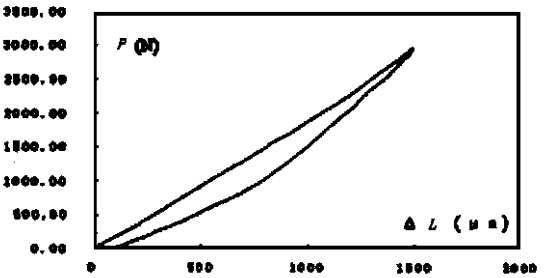

图 2　股骨的一次加载和卸载曲线，纵坐标为压力

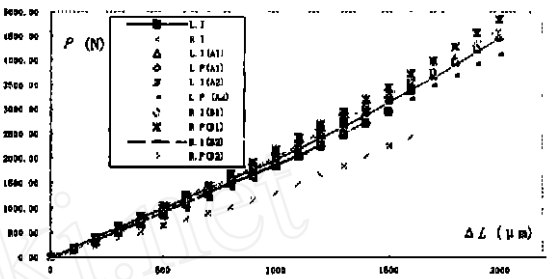

图 3　各不同构型的位移 - 加载曲线，纵坐标为压力

的线性关系，表现出一定的线弹性特征。与完整骨相比，加入固定器后加载曲线上升速率明显加大，说明骨 - 固定器复合系统的刚度明显加大。

横梁的位移即为整个系统的变形，从 ΔL - P 图中求得骨及 A1、A2、B1、B2 四种构型的骨 - 固定器复合系统的结构刚度如表 1，即加载曲线线性区斜率 $K=\frac{P}{\Delta L}$（其中 K 为刚度，P 为负荷，ΔL 为位移）。

3.2　应变与载荷的关系

图 4，图 5 为典型的应变 - - 载荷关系曲线，在完整骨两侧的应变曲线图中（图 4），应变值分为两组，分别位于负荷轴两侧。股骨小转子下方压形变极为突出，是整根骨中应变最大的地方。其对侧受拉张亦较大，但产生应变的绝对值略小于小转子下方。这一结果解释了临床上，中、老年人在骨质疏松后极易出现股骨颈骨折的现象。随着力沿骨干向下传递，骨上产生的应变也逐渐减小。安装固定器后，骨上的应变值分布较完整骨时集中于荷轴，其线性也较完整骨好（图 5）。

3.3　应变分布

取相同载荷，比较完整骨与 4 种构型各应变片的应变值，如图 6、图 7 所示（图 7 中每个应变片号的应

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

变值依次属于 A1,B1,A2,B2 构型)。图 6 中,完整骨的应变分布呈喇叭口状,随着工作点向近端的靠近,应变值逐渐以二次曲线形式增大,特别是小转子下方。股骨在弯矩作用下,内侧受压,外侧受拉现象明显。

表 1 各种构型的结构刚度 K

		左侧、碳纤维连杆 (10^6 N/m)	右侧、钢棒连杆 (10^6 N/m)
完整骨		1.4	1.3
单平面	无断端	2.0	2.0
	有断端	1.8(A2)	2.0(B2)
空间	无断端	1.9	2.1
	有断端	2.0(A1)	2.2(B1)

安装固定器后,由于颈干角的存在,竖直施加到股骨头的负荷不沿连杆纵轴向,而是在两平行连杆(可认为是刚性联接)的任一横截面上施加压缩和弯曲的联合作用,弯矩在内侧产生压应力,在外侧产生张应力,使外侧连接杆受拉,内侧受压。固定器的刚度大于股骨,固定器承担了一部分原来由骨承担的载荷,并通过针和连杆向下传递。在空间构型中,最下方全针

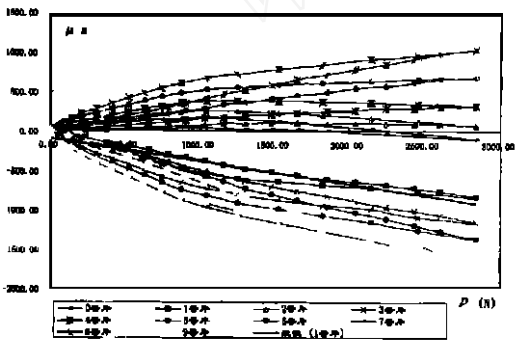

图 4 完整骨应力与应变关系曲线,纵坐标为微应变

外侧受拉,内侧受压,且靠近连接杆一侧的张应力较大,这说明加上弧形弓后,一部分负荷将沿弓向下传导,而主要的负荷还是由连杆承担。另外,转子下应变最大的两个工作点处的应变明显小于完整骨,且骨干上的弯矩产生的内压外拉现象得到抵抗,表明骨—固定器复合系统使应变分布均匀化(如图 7 所示,载荷约为 2236N)。

碳纤维连杆固定器的刚度略小于钢棒连杆固定器,其对骨上的应变分布影响小。钢棒连杆固定器在骨干中段模拟骨折处的应力遮挡较碳纤维连杆固定器明显。

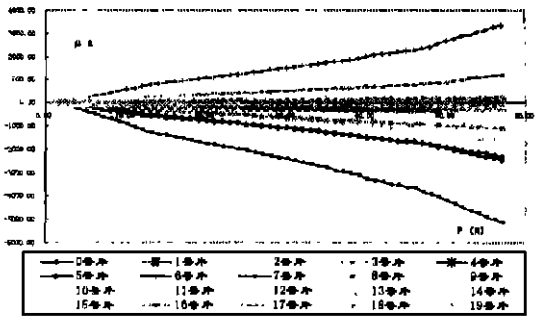

图 5 稳定性骨股骨折加空间构型骨外固定器的应力与应变关系曲线,纵坐标为微应变。

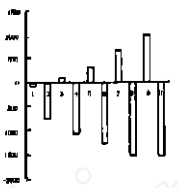

图 6

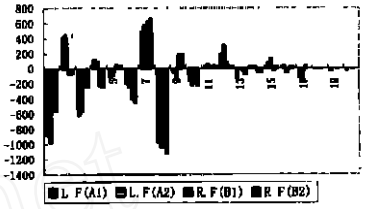

图 7

图 6 股骨不同部位应变的比较

图 7 不同构型应变的比较

4 讨论

通过模拟稳定性股骨干中段骨折对完整骨及 4 种构型的骨—组合式外固定器复合系统的压缩实验,分析载荷与位移、载荷与应变的关系及应变分布后,我们观察到:

4.1 完整骨本身刚度一定时,颈干角的存在,使骨干在弯矩的作用下,各点的受力、形变情况不同。应变分布特点为:股骨内侧受压,外侧受拉。形变最大处为小转子下方。

4.2 骨—组合式外固定器复合系统在股骨头竖直受压时,在一定载荷范围内表现出较好的线弹性特征,内侧连接杆和外侧连接杆分别承受压应力和张应力。

4.3 骨-固定器复合系统刚度明显强于骨本身,最大约超出 40%,且应变分布情况更加均匀,小转子下受力和形变也相应有所减小。外固定器的钢针与连杆上产生的较小应变,说明部分载荷是由固定器向下传递的。但从模拟中段横骨折后应变分布看,在稳定固定情况下,股骨受力仍主要通过骨干下传,说明外固定器的应力遮挡小。由于骨折愈合时在断端需要一定的应力刺激,以加速成骨细胞的分裂,促进骨愈合,所

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

以从这一点上可以看出，外固定既可以提供较大的刚度，又没有明显的应力遮挡，故能提供一个较好的力学环境以治疗稳定骨折。

4.4 对于碳纤维连杆的外固定器和钢棒连杆的外固定器比较可以看出，碳纤维连杆外固定器的刚度小于钢棒连杆的外固定器，产生的形变较大。但由于其刚度与骨本身接近，故对骨干上的应力遮挡小于钢棒连杆的外固定。可见两者各有优劣。

4.5 空间构型与单平面构型在加压情况下，区别不是很大。但前者已非单一平面，其轴向刚度略大于后者，抗其弯、扭等方面优于单平面构型，稳定性会更好。由于弧形弓的存在，使应力分布更为均匀，从而避免了应力集中，这更有利于为骨折治疗早期提供一个较为理想的力学环境。

骨折治疗的关键是固定牢稳，固定的目的不仅是保证复位后维持各断骨间已整复的位置，避免畸形，而且应提供一个良好的生物力学环境以促进骨折的愈合。众所周知，骨折愈合是骨组织的重新塑建过程，而活体骨重建的目标是骨使其结构适应于载荷环境的变化，所以骨折固定的原则就是为断骨的重建创造一个理想的生物学和力学环境。近年来，大量生物力学试验和临床应用研究使人们逐渐扬弃了坚强固定的原则，而提倡弹性固定；最近，AO 派又提出了生物学固定的原则。组合式外固定器的刚度、强度和稳定度足以满足治疗要求，而又因其刚度接近完整骨，强度能满足临床需求，应力遮挡较小；且应力分布较为均匀，从而避免了应力集中，能较好地实现弹性固定，乃至满足生物学固定的要求。

组合式外固定器的突出特点之一是其组装的灵活性，为临床医生的治疗创意提供了一个广阔的空间。然而，我们的力学试验表明，组合式外固定器的不同构型或同一构型下钢针、连杆的不同分布，其刚度、强度、应力、应变分布等都有一个较大的变化范围。这提示我们在这许多不同构型或布局中可能会有一些最优化的组合方式，从而为骨折治疗提供一个理想的力学环境，并在此基础上实现生物学固定。

最近，张涛等[8]用骨外固定结构单元理论，较系统地分析了现代常用骨外固定器的基本结构单元的力学行为，发现其应用条件相当苛刻，几乎都是设计的极限，稍有不慎就可能导致失误，这是临床疗效不稳定的重要原因所在，也是外固定技术推广的最大障碍之一，所以，急需完善骨外固定的力学理论，结合临床要求，制定出一个客观的（定量或半定量的）、优化的空间结构固定原则，正确指导临床应用，才可能从根本上减少并发症的发生。

建立优化的空间结构固定原则乃至生物学固定原则，首先需要对各种构型外固定器的力学性能和骨折愈合过程所需的力学环境进行系统的深入研究。本实验仅对组合式外固定器进行了加压实验，对其抗弯、抗扭等性能未做具体研究和分析。以后还将陆续对组合式外固定器的拉伸、弯曲、剪切、扭转等力学性能进行测试以及同其他固定器的性能进行比较分析。

[参考文献]

[1] 李起鸿，等．骨外固定原理与临床应用[M]．成都：四川科学技术出版社，1992.

[2] 周建伟，魏亦兵，张志玉，等．Gamma 钉与滑动式鹅头钉的生物力学测定与比较[J]．中华骨科杂志，1996，16：257－261.

[3] 刘志成，赵峰，刘艳，等．组合式外固定器治疗股骨干非稳定性骨折的生物力学研究[J]．医疗设备信息，1997，12(5)：6－9.

[4] Paley D, Fleming B. et al, Mechamical Evaluation of External Fixators Used in Limb Legthening, Clinical Orthopaedics and Related Research, 1990(250):50－57.

[5] Chao EYS, et al, Rigidity and stress analysis of external fixation devices－a theoretical approach, J Biomechanics, 1982,(15)：971.

[6] 张涛，于佩新．固外固定结构单元力学性质和结构失误所致并发症 16 例分析[J]，首都医科大学学报，1999，20：162－167.

☆

‖国外医学信息‖

心脏病机器人

英国一家公司研制成功一种心脏病机器人，它“患”有 25 种心脏疾病，其中包括疑难病症。当按压有关按钮时，机器人便会呈现相应心脏病的症状。这种机器人主要是供新医生实习使用的。

（江西　李有观编译）

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net