

· 基础研究 ·

人体胫骨静力与冲击轴向载荷的生物力学特征

华子恺¹, 黄逸飞¹, 朱泽^{2*}, 姚志华², 柯文祺³, 王以进¹

(1. 上海大学机电工程与自动化学院, 上海市 200072; 2. 上海市嘉定区中医医院骨科, 上海市 201800;
3. 中国人民解放军海军 92440 研究所, 上海市 200433)

摘要: [目的] 探讨人体胫骨在静力载荷与冲击载荷作用下发生胫骨骨折的区别。[方法] 20 个新鲜人体胫骨标本, 随机分为两组, 每组 10 个, 左侧和右侧各 5 个, 分别施加静力轴向载荷与动态冲击装置轴向载荷, 测量其力学参数。[结果] 静力学对照组 10 个标本的测试表明左侧胫骨的屈服载荷、屈服位移、极限载荷、极限位移均显著大于右侧 ($P<0.05$)。动力冲击组 10 个标本在冲击速度为 2.5 m/s, 冲击高度 32 cm, 落锤重量 40 kg 的冲击下测试结果表明, 左右两侧胫骨标本在动态冲击试验的加速度、冲击极限载荷、动态变形和载荷作用时间脉宽的差异均无统计学意义 ($P>0.05$)。两种加载试验相比较, 动态冲击力作用下的胫骨极限载荷显著大于静态极限载荷 ($P<0.05$), 动态冲击力作用下的胫骨动态形变大于静态极限位移 ($P<0.05$)。[结论] 与静态轴向载荷相比, 胫骨标本在动态冲击载荷状态下的极限载荷和极限位移均显著增加。

关键词: 人体胫骨, 静态载荷, 动态冲击载荷, 生物力学

中图分类号: R687 **文献标志码:** A **文章编号:** 1005-8478 (2022) 24-2265-05

Biomechanical characteristics of static and impact axial loadings on human tibia // HUA Zi-kai¹, HUANG Yi-fei¹, ZHU Ze², YAO Zhi-hua², KE Wen-qi³, WANG Yi-jin¹. 1. School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China; 2. Department of Orthopedics, Jiading District Hospital of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201800, China; 3. No 92440 Research Institute of CPLA Navy, Shanghai 200433, China

Abstract: [Objective] To explore the biomechanical difference of human tibial fracture under static loading and impact loading. [Methods] Twenty fresh human tibia specimens were randomly divided into two groups, with 10 tibia in each group, 5 of the left side and 5 of the right side. Static axial loading and dynamic impact axial loading were applied respectively to measure the mechanical parameters. [Results] As result of static test, the yield load, yield displacement, ultimate load and ultimate displacement of the left tibia were significantly higher than those of the right tibia ($P<0.05$). However, in the dynamic impact group, 10 specimens were tested at impact velocity of 2.5 m/s, impact height of 32 cm, and drop weight of 40 kg, and the results showed that there were no significant differences in acceleration, impacting extreme load, dynamic deformation and load time pulse width between the left and right tibia specimens in dynamic impact test ($P>0.05$). In term of comparison of two loading state, the dynamic impacting loading had significantly greater ultimate load than the static loading ($P<0.05$), similarly, the dynamic impacting loading got significantly greater displacement than the static loading ($P<0.05$). [Conclusion] Compared with the static axial loading, the dynamic impact loading has significantly greater ultimate load and ultimate displacement of tibia specimens.

Key words: human tibia, static loading, dynamic impact loading, biomechanics

胫骨近端爆裂性骨折, 是指胫骨近端遭受强大暴力后骨骼呈现出“爆裂”的现象, 属于相对复杂的高能量损伤^[1], 一般由小腿近端遭受直接暴力所致。其不仅会导致严重的粉碎性骨折, 还会造成局部软组织严重损伤, 手术治疗将面临严重的挑战, 若不采取内固定, 将难以维持骨折的稳定性, 进而导致愈合畸形^[2, 3]。随着现代经济及交通事业的发展, 胫骨近端

骨折的发病率不断上升^[4], 据统计, 人体膝关节中胫骨平台及近端爆裂性骨折中, 80%以上是由舰艇、交通、高速撞击、坠落、爆炸等军事和灾害造成, 与此同时, 这种损伤常伴有神经功能损害和各种后遗症, 如手术处理不当易出现皮肤软组织坏死、骨不连、关节僵硬等诸多并发症, 致残率高达 80%~90%^[5-8] (图 1a~1c)。近年来, 有学者认为人体胫骨爆裂性骨折大

DOI:10.3977/j.issn.1005-8478.2022.24.12

作者简介: 华子恺, 副研究员, 研究方向: 转化医学工程, (电话)13564071346, (电子信箱)zikai_hua@shu.edu.cn

* 通信作者: 朱泽, (电子信箱)jiadingzhuze@163.com

多是由于胫骨遭到了强大的轴向负荷破坏，故而引起了相关结构的变化，但以前大多学者进行的均是静态破坏实验，具有一定的局限性^[9]。因此，正确理解胫骨爆裂性损伤的转归及关节退行性变化的病理有着重要意义。目前，在骨科研究领域中，膝关节及相关结构冲击创伤的损伤特点、阈值、耐冲击力曲线、冲击

加速度和动态响应特性仍存在空白^[10-14]。为此，本文的重点是创建人体胫骨的动态冲击创伤力学模型，且作出该结构的耐受力冲击曲线，通过曲线求出损伤阈值、冲击加速度、动态响应特性及其损伤机制，为探求冲击损伤和防护的研究、恢复和重建膝关节功能临床治疗提供基础理论依据。



图1 患者，女，39岁，胫骨平台粉碎性骨折 1a: 左膝正位X线片示胫骨平台粉碎骨折，外侧平台塌陷 1b: 左膝侧位X线片示胫骨平台向后塌陷 1c: 左膝腓骨小头平面CT横切面扫描示胫骨平台爆裂骨折 1d: 左膝腓骨小头下CT横切面扫描示胫骨平台爆裂骨折

1 材料与方法

1.1 标本与分组

颅脑损伤死亡的成人新鲜胫骨标本20个，平均年龄(49.00±4.60)岁，身高(1.69±0.38)m，体重(67.00±4.60)kg，左侧10个，右侧10个。由复旦大学人类学教研室提供，通过伦理学审查批准。采用随机数字表法分为两组，每组10个，左侧与右侧胫骨各5个。分别为静力学对照组和冲击动力学实验组。

1.2 加载负荷方式与测量

静力学组：测量胫骨标本几何学、解剖学特征。剔除所有标本的软组织及肌肉，所有标本在高度、结构、载荷和固定方式等处理方法上均保持一致，以提高实验精度。将胫骨标本两端制成20cm×20cm骨水泥包埋，置于专用定位器上固定，按照实验力学要求进行电测实验应力分析。然后将所有标本分组分批安装在美国Auto graph实验机(图2a)上，用固定夹具安装，进行轴向压缩实验。加载速度为1.5mm/min，实行分级加载，加载前先施加预载荷50N，以消除骨的松弛、蠕变等流变学影响。测量标本的屈服载荷、屈服位移、极限载荷、极限位移。

动态冲击组：在胫骨处布置动态应变片。剔除所有标本的软组织及肌肉，用骨水泥固定胫骨标本上下端。置于冲击装置与测量系统中^[15](图2b)。冲击实验装置选用无锡702研究所LC-06落锤式冲击加

载机(图2c)。根据人体胫骨的静力学试验结果，确定人体胫骨的动态冲击力学参数。冲击高度以自由落体公式计算其高度为32cm，其中落锤质量400N，冲击头速度2.5m/s，加速度30g，瞬间冲击时间 $t=13.75\text{ms}$ ^[16]。动态加载波选择三角形波，采用美国Nicolet-DAS Odyssey-Xe波形分析仪(2DC II 100689)进行数据记录，将加速度计(4369型灵敏度21)布置在胫骨冲击部位，实验得到的冲击波形经电荷放大器(2635型)放大后传输给波形存储器，由计算机显示结果。

1.3 统计学方法

采用SPSS 19.0统计学软件对数据进行分析。计量数据以 $\bar{x} \pm s$ 表示，资料呈正态分布时，采用单因素方差分析；资料呈非正态分布时，采用Mann-Whitney U检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 胫骨静力轴向载荷测试结果

静力学对照组10个标本的测试结果见表1，可见左侧胫骨的屈服载荷、屈服位移、极限载荷、极限位移均显著大于右侧($P < 0.05$)。

2.2 动态冲击测试结果

动力冲击组10个标本在冲击速度为2.5m/s，冲击高度32cm，落锤重量40kg的冲击下测试结果见表2。左右两侧胫骨标本在动态冲击试验的加速度、冲击极限载荷、动态变形和载荷作用时间脉宽的差异

均无统计学意义 ($P>0.05$)。与表1的静态实验结果相比较, 动态冲击力作用下的胫骨极限载荷显著大于

静态极限载荷 ($P<0.05$), 动态冲击力作用下的胫骨动态形变大于静态极限位移 ($P<0.05$)。

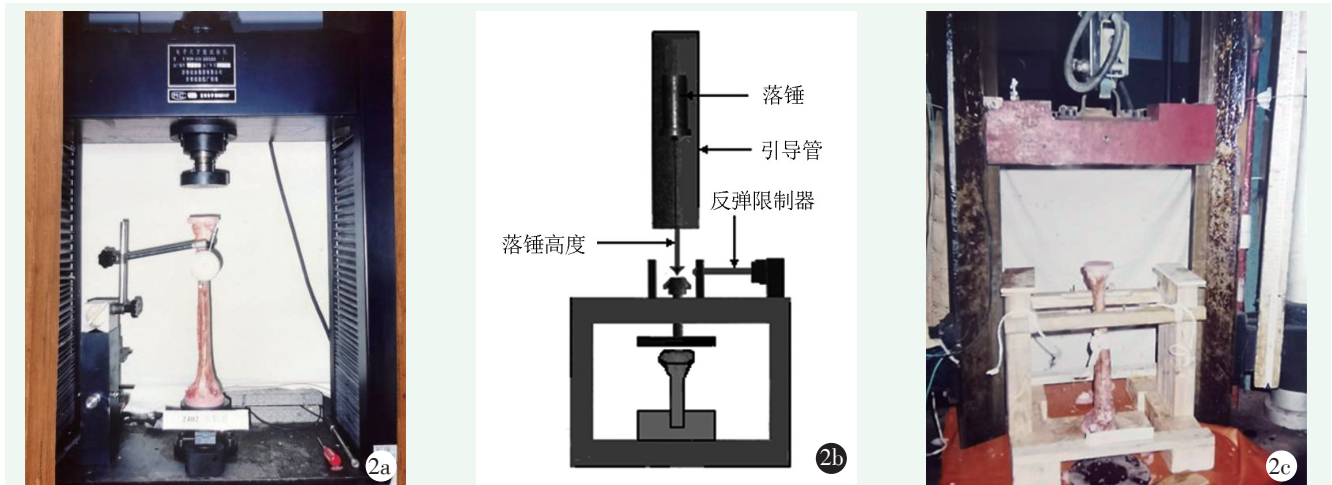


图2 2a: 胫骨样本的静态压缩测试 2b: 胫骨样本的动态冲击测试 自由落锤撞击建立骨折模型示意图 2c: 人体胫骨爆裂骨折冲击试验机

表1 胫骨静力轴向载荷测试结果 ($\bar{x} \pm s$) 与左右两侧比较

指标	两侧均值 (n=10)	两侧比较		P 值
		左侧 (n=5)	右侧 (n=5)	
屈服载荷 (kN)	11.48±0.82	12.18±1.02	10.78±0.62	0.003
屈服位移 (mm)	2.76±0.45	3.10±0.54	2.42±0.37	0.003
极限载荷 (kN)	12.35±0.98	13.03±1.16	11.66±0.79	0.005
极限位移 (mm)	3.27±0.67	3.57±0.66	2.94±0.65	0.003

表2 胫骨动力冲击测试结果 ($\bar{x} \pm s$) 与左右两侧比较

指标	两侧均值 (n=10)	两侧比较		P 值
		左侧 (n=5)	右侧 (n=5)	
加速度 (g)	51.82±4.56	52.89±3.72	50.84±4.80	0.352
冲击极限载荷 (kN)	20.31±1.79	22.32±1.88	18.30±1.69	0.351
动态变形 (mm)	5.38±0.92	5.34±1.24	4.89±0.70	0.630
载荷作用时间脉宽 (ms)	11.10±1.56	12.20±1.82	10.01±1.33	0.826

波形器记录的加速度曲线与时间曲线见图3, 在相同冲击条件下各根胫骨的波型无显著差异。

2.3 胫骨的动载荷系数

胫骨的动载荷系数是胫骨的动力学性质之一。胫骨的动力冲击强度可达到 (20.31±1.79) kN, 而静态强度只有 (12.35±0.98) kN, 两者相比相差 39% ($P=0.005$)。同样两者的位移分别为 (5.38±0.92) mm 和 (3.27±0.67) mm, 相差 39% ($P=0.032$)。

胫骨动载荷系数 (K_d), 是由胫骨的冲击动力学特性中机械能守恒定律推导而得到的。记动应力为 σ_d , 静应力为 σ_s , 相对应的是动应变 Δ_d 和静应变

Δ_s , 根据它们之间关系式

$$\text{动应力 } \sigma_d = K_d \sigma_s$$

$$\text{动应变 } \Delta_d = K_d \Delta_s$$

其中, K_d 为动载荷系数,

$$K_d = 1 + \sqrt{1 + 2h/\Delta_s}$$

其中 h 为胫骨落锤高度 于是, 根据本次试验结果, 可得到胫骨的动载荷系数为 (1.65±0.18)。

从力学观点看, 只要求出动载荷系数 K_d , 然后以 K_d 乘以静载荷、静应力和静应变, 即可求出冲击时动载荷、动应力和动应变。若公式中 $h=0$, 则式中 $K_d=2$, 可见动载荷为静载荷的 2 倍。

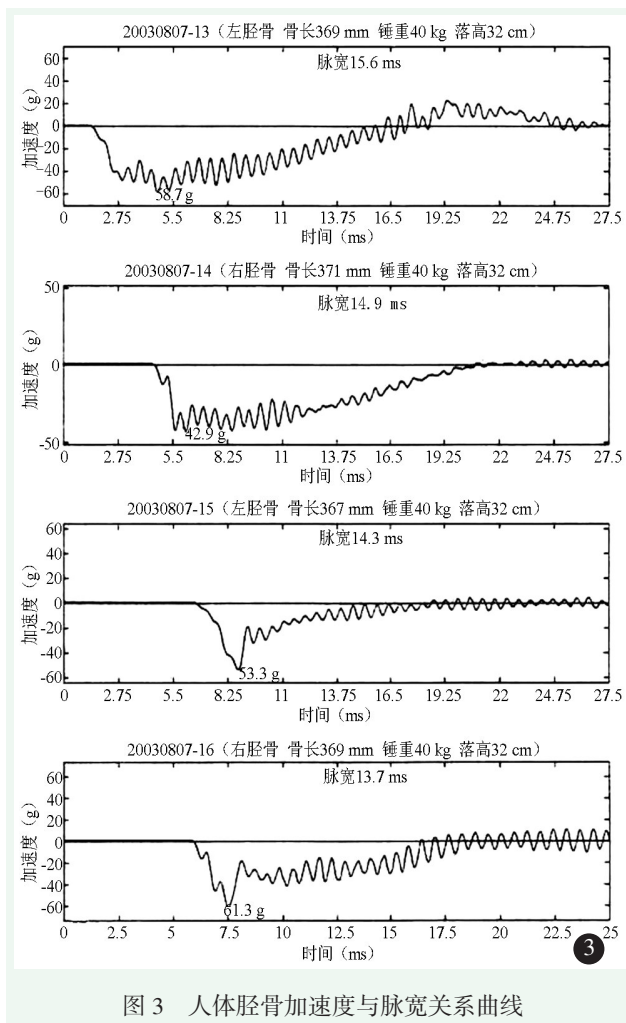


图3 人体胫骨加速度与脉宽关系曲线

3 讨论

本研究的胫骨静力轴向载荷测试结果表明可见左侧胫骨的屈服载荷、屈服位移、极限载荷、极限位移均显著大于右侧。造成这种结果的可能原因：(1) 标本来自运动员，锻炼强度不尽相同；(2) 实验过程中，固定左右侧标本的夹持高度不一致，左侧夹持高度低于右侧，因此左右侧试验段长度不一致。

根据本实验人体胫骨的冲击动力学实验结果，总结胫骨骨折的损伤机制和特点如下：(1) 加载速度可影响骨折类型和骨折处软组织损伤程度。骨折的类型与骨的受载形式有关，在低速受载时，骨中储存的能量可通过单一裂隙而缓慢释放，骨与软组织能基本保持完整，骨折少有或没有移位；而在高速受载时，由于骨中储存的能量需要在短时间内释放，无法通过单一裂隙释放，从而发生粉碎性骨折和广泛软组织损伤^[17]；(2) 胫骨动态响应曲线与加速度冲击载荷响应曲线呈现对应关系，应力波呈脉冲式变化和传递，骨折处的应力最大，方向与冲击力传递方向相垂直，

到达边界时应力波叠加，有反射性质的表现；(3) 人体胫骨随着冲击加速度的增加，相应冲击时间增加，冲击载荷的加大，骨上产生的应变也就越大，过大的冲击加速度和载荷作用下，使冲击时间迅速衰减，呈非线性变化，这同骨上结构应力波的传递曲线相吻合。应力波传递时与脉冲持续时间相应衰减，一旦产生共振会导致骨结构爆裂性骨折，快速释放能量，胫骨呈粉碎性骨折，这同静载荷作用下形成的骨折机制完全不一样。

在高速冲击力作用下，胫骨具有一系列动态力学性质，胫骨近端会产生爆裂性骨折，且常会破坏关节囊、韧带、半月板，甚至造成腓动静脉、腓神经损伤^[18]，与胫骨静力学破坏有本质上的区别，治疗的困难主要在于恢复关节面平整、帮助重建骨强度，同时尽可能减少对软组织的损伤^[19]，这给临床手术治疗与固定、安全防护带来了严重的挑战。

胫骨近端承受强大冲击力时，沿着膝关节胫骨近端平台及邻近部位传递强大冲击应力波。导致胫骨爆裂性粉碎性压缩骨折。胫骨加速度与脉宽关系曲线，载荷动态响应曲线与应变时间响应曲线呈对应关系，应力波呈脉冲式地变化与传递，骨折处的应力、应变值最大，方向与冲击力传递方向相垂直，到达边界处由于应力波的叠加，造成严重胫骨损伤和神经软组织损伤。人体骨骼贮存的能量在生理载荷下为低能贮存。若1/100 s破坏载荷增加1倍，骨破坏能量贮存就会增加1倍，称为高速加载，骨在200 s以上被破坏属于低能范围内变化，为低速加载。高速加载与低速加载破坏形式不同，必须防止1/100 s以上高能量损伤，如下坠落体、汽车撞击、气流冲击、重锤、飞轮冲击等，破坏形式为爆裂骨折形成粉碎性骨折，这种骨折也是骨科生物力学研究的重点和方向。

胫骨在冲击力下表现出骨组织的粘弹性性质，与一般生物组织具有相似的性质^[20, 21]。与在几个毫秒内发生脆性骨折不同，正是由于胫骨的粘弹性性质从而延迟了应力波的传递，因此胫骨的破坏载荷与应变时间呈周期性阻尼型衰减。这恰恰证明了骨的高应变率下会表现出粘弹性。

参考文献

- [1] 李楠, 李刚, 关涛. 内外侧接骨板加自体髂骨移植治疗 Schatzker IV-VI型复杂胫骨平台骨折[J]. 中国骨伤, 2015, 28 (12): 1078-1082.
- [2] Hernández-Irizarry R, Quinnan SM, Reid JS, et al. Intentional temporary limb deformation for closure of soft-tissue defects in open

- tibial fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2021, 35 (6) : e189-e194.
- [3] Ricci WM, Rudzki JR, Borrelli JJ. Treatment of complex proximal tibia fractures with the less invasive skeletal stabilization system [J]. *J Orthop Trauma*, 2004, 18 (8) : 521-527.
- [4] 谭红略, 代鹏乙, 刘伟峰, 等. 联合入路双钢板固定治疗陈旧性 Schatzker IV 型胫骨平台骨折 [J]. *中国骨伤*, 2017, 30 (10) : 891-895.
- [5] Panjabi MM, Hoffman H, Kato Y, et al. Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies [J]. *Clin Biomech*, 2000, 15 (2) : 73-78.
- [6] 梁周, 杨博, 文立春, 等. 复杂胫骨平台骨折数字和 3D 打印手术规划的意义 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2022, 30 (2) : 97-102.
- [7] 沈楚龙, 陈志维, 马洪. 胫骨平台骨折治疗的效果评估 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2007, 15 (20) : 1524-1526.
- [8] Jie L, Qian W, Yao L, et al. Relationship between time to surgical debridement and the incidence of infection in patients with open tibial fractures [J]. *Orthop Surg*, 2020, 12 (2) : 524-532.
- [9] Wilcox RK, Allen DJ, Hall RM, et al. A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach [J]. *Eur Spine J*, 2004, 13 (6) : 481-488.
- [10] 王国喜. 人体跟骨冲击损伤的生物力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2004, 19 (4) : 240-244.
- [11] 万爱国, 许永武, 鲍剑锋, 等. 胫骨平台骨折的损伤类型及其对膝关节功能影响的临床研究 [J]. *江西医药*, 2008, 43 (12) : 1280-1282.
- [12] 赵英红, 平杰, 吴仁愿, 等. 胫骨骨折有限元模型建立及生物力学分析 [J]. *军事医学*, 2016, 40 (12) : 988-993.
- [13] 樊宇平, 胡志军. 一种罕见的胫骨平台骨折类型及损伤机制分析 [J]. *内蒙古医学杂志*, 2016, 48 (10) : 1244-1246.
- [14] 范鑫斌, 罗从凤. 胫骨平台骨折生物力学研究进展 [J]. *国际骨科学杂志*, 2009, 30 (2) : 109-111.
- [15] 王向阳, 戴力扬. 胸腰椎爆裂性骨折模型 [J]. *医用生物力学杂志*, 2006, 21 (2) : 153-157.
- [16] 王以进, 王介麟, 编著. *骨科生物力学* [M]. 北京: 人民军医出版社, 1989.
- [17] 陈树, 郭喜平, 高明, 等. 青年与老年尸体肋骨冲击力学特性的比较 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14 (28) : 5248-5250.
- [18] 孙友良, 杨景东, 王亚明. 42 例胫骨平台骨折治疗体会 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2001, 8 (4) : 99-100.
- [19] Egol KA, Su E, Tejwani NC, et al. Treatment of complex tibial plateau fractures using the less invasive stabilization system plate: clinical experience and a laboratory comparison with double plating [J]. *J Trauma Acute Care Surg*, 2004, 57 (2) : 340-346.
- [20] 王以进, 李伟, 苏建良, 等. 活猴颈椎冲击损伤的实验研究 [J]. *医用生物力学*, 1992, 7 (3) : 157-159.
- [21] 郭玉明, 张宏民, 朱健, 等. 松质骨粘弹性性质的实验研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2000, 19 (3) : 272-275.

(收稿:2021-11-20 修回:2022-11-03)
(同行评议专家:王以进 王明明)
(本文编辑:宁 桦)