

外踝缺损修复与重建前后力学变化的对比研究

吴水培, 俞立新, 于凤宾, 周 嵘, 朱亚中, 朱新宏

(解放军第 98 医院全军创伤骨科修复重建中心, 浙江湖州 313000)

[摘 要] 目的 测试创伤外踝缺损修复与重建前后的生物力学变化, 为临床应用提供理论依据。

方法 采集 12 具国人新鲜冰冻下肢足标本, 解冻后模拟外科手术, 人为造成外踝骨缺损, 然后采用第二跖骨底骨瓣重建外踝。实验分组: A 组为外踝缺损组; B 组为第二跖骨瓣修复外踝组; C 组为对照组。建立模型分别进行载荷-应变、载荷-位移、强度、刚度、接触特征等变化的力学测试。

结果 ①1 000 N 负荷时踝关节载荷-应变及刚度、强度变化, A 组与 B 组相差显著($P < 0.05$)。②1 000 N 负荷时接触特征测量, A 组接触面积小于 B 组($P < 0.05$), A 组接触压力大于 B 组($P < 0.05$)。

结论 外踝缺损可造成踝关节严重失稳, 采用第二跖骨底骨瓣修复重建能恢复踝关节的“鞍形”结构和稳定性, 是可行的新方法。

[关键词] 外踝; 修复; 重建; 跖骨

中图分类号: R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1672-271X(2009)06-0481-04

Biomechanical changes of lateral malleolus defect before and after reconstruction

WU Shui-pei, YU Li-xin, YU Feng-bin, ZHOU Rong, ZHU Ya-zhong, ZHU Xin-hong (Trauma Orthopedic Repair and Reconstruction Center of PLA, the 98th Hospital of Nanjing Military Region, Huzhou 313000, Zhejiang, China)

[Abstract] **Objective** To measure biomechanical changes of lateral malleolus defect before and after reconstruction. **Methods** 12 fresh freezing limb specimens were experimentally tramitized to result in lateral malleolus defect. Three metatarsal base bone flaps repairing lateral malleolus was carried on. Test groups were divided into two groups: the group of lateral malleolus defect (group A), and the group of lateral malleolus after reconstruction (group B), and the group of collecting data and doing analysis (group C). Models were built to test out the mechanics changes through loading strain-reaction, loading strain displacement, strength and rigid respectively. **Results** The change of loading-strain, rigid and strength under 1 000 N showed significant difference between group A and group B ($P < 0.05$). The contact area of group A was less than group B under 1 000 N ($P < 0.05$). The contact pressure of group A was more than group B ($P < 0.05$). **Conclusion** The defect of lateral malleolus can lead to severe instability of ankle, and can be recovered its stability by using the second metatarsal base bone flap. This is an effective operative method.

[Key words] Lateral malleolus; Repair; Reconstruction; Metatarsal bone

踝关节是人体负重最大的关节, 日常生活中的行走、跳跃等活动, 主要依靠踝关节的背伸、跖屈活动。而踝关节的损伤是骨科门、急诊中的常见病^[1]。损伤轻者关节囊及周围韧带撕裂, 重者可合并骨折、脱位。外踝缺损常导致关节失稳, 作者提出用第二跖骨底骨瓣重建外踝缺损手术方式^[2-3], 经临

床实践获得了很好的疗效。本文从生物力学角度进行实验分析, 并采用压敏片技术来测试探讨踝关节在外踝缺损修复与重建前后的生物力学变化, 为临床应用提供科学的基础理论依据。

1 材料与方法

基金项目: 南京军区“十一五”医药卫生科研基金课题(06Z05)

作者简介: 吴水培(1951-), 男, 江西玉山人, 本科, 主任医师, 从事骨科和显微外科专业工作。

1.1 标本制作与分组 采集国人新鲜下肢足标本 12 具,男 7 例,女 5 例,平均年龄 37.4 岁,均系车祸死亡新鲜截肢标本。标本采集后进行常规消毒处理,并测量尺寸截取相同高度(25 cm)下肢标本。然后模拟临床进行手术,实验分组:A 组为外踝缺损组;B 组为第二跖骨瓣修复外踝组;C 组为对照组。

1.2 实验力学模型的建立 标本制作成实验力学模型时在结构模拟、载荷、力学性质、手术方式、截取高度、加载方式及夹具等均保持一致,以提高实验精度^[3]。实验前将标本上端暴露胫骨、腓骨,制作特殊夹具或浇灌骨水泥固定。骨力学测量采用粘贴高精度电阻片($R = 120\Omega \pm 0.1\%$, $K = 2.162 \times 2\text{ mm}$),位移采用高精度光栅位移传感器(精度 0.01%)测量并制造上下调节夹具可形成跖屈、背伸旋转运动状态,测量外踝缺损修复重建前后的生物力学性能的变化。试验时万能材料试验机(WD-5 型)的载荷始终处于 104 mm/min 应变速率准静态加载,载荷级别设人体重 65 kg,则根据静力学得到踝关节力为 2.1 W,按最大生理载荷 70% 左右作为生理载荷加载,采用 200 N 分级加载,直至 1 000 N,试验前予加载 100 N 数次以去除骨的组织松弛、蠕变时间效应影响。同时对踝关节距骨、胫腓骨的材料力学性质进行测量^[4]。踝关节的应力、应变测量力学模型见图 1。

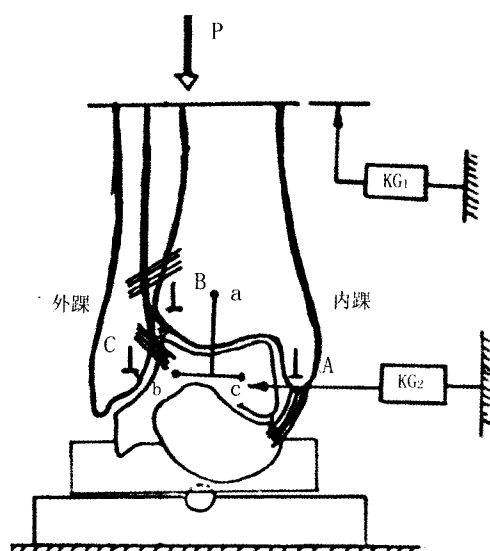


图 1 踝关节损伤与重建实验力学模型示意图

1.3 压敏片技术 本课题在测量踝关节应力、应变、位移的同时,采用压敏片法测量踝关节的接触压力和接触面积,以更好地模拟人体踝关节的受力状态。所采用的是日本产富士低压压敏片、双页型,由

突出微囊成色材料的压敏片和涂有显色材料的底片组成,片子均由聚质材料组成。按放时应将两片薄膜相接,粗糙面之间密切配合,才会在压力下显色,当施加压力时,微囊破裂释放出成色材料,成色材料于显式材料反应,从而才生彩色,颜色深浅代表应力(压力)大小,范围代表负重面积。使用压敏片应注意该材料对湿度、温度的敏感性,实验室内温度 18 ~ 20 ℃,湿度 35% ~ 85% 最佳。当压敏片放入时应用薄型绝缘纸包裹,防止体液入内不显色而无效。

1.4 试验方法 本课题主要目的是测量外踝缺损修复重建前后的生物力学变化,所以按照实验标本分组依次在中立位、背伸 20°、跖屈 30°、旋后外旋 4 种不同运动下进行,先对对照组试验,后对外踝缺损组、修复重建组依次进行试验。试验前将压敏片放在关节腔内,并将应变片、传感器等线路全部接入 YJ-14 数字式电子应变仪中。安装 KG-101 型高精度数显光栅位移传感器,调正好夹具及测力传感器,插入压敏片后以 1.4 mm/min 速率缓慢加载,分级读取各类数据。正式试验重复三次以提高精度。

1.5 统计学处理 首先将得到的踝关节骨上的应变位移、载荷、压力、面积进行数据处理及统计,从而得到一个比较满意的估值和置位区间,然后进行线性回归、方差分析。 t 检验,计算其相关参数和精度分析。设定 $P < 0.05$ 水平为具有显著性差异。均方差数据采用 $(\bar{x} \pm s)$ 表示。

2 结果

2.1 载荷-应变变化 试验方法首先考察它们的载荷-位移变化,然后再来用强度和刚度的生物力学指标加以评价。踝关节处于中立位、背伸 20°、跖屈 30°、旋后外旋等 4 种不同运动下进行测量,结果见表 1。

2.2 载荷-位移变化 外踝的损伤也会引起踝关节的位移,包距骨的竖向位移和水平位移。根据所有标本的测量得到的结果见表 2。

2.3 踝关节的强度变化 踝关节的强度是关节抵抗负载的能力。外踝缺损修复重建前后其在 1 000 N 载荷作用下强度变化的结果见表 3。

2.4 踝关节的刚度变化 踝关节的刚度是指关节在载荷作用抵抗纵向和水平向的变形能力大小,通常用轴向刚度 EF 和水平剪切刚度 GF 来比较踝缺损修复重建前后对踝关节的刚度影响。根据试验结果得到踝关节在 1 000 N 时两类刚度值见表 4。

2.5 外踝缺失修复重建前后的踝关节接触特征

由于踝关节是一个负重关节,所以关节的接触压的大小和接触面积的大小直接影响踝关节修复重建后的满意度。本课题采用压敏片技术测量踝关节的接

触特征来衡量外踝缺损修复重建手术的有效性。结果见表 5。

表 1 外踝缺损修复重建前后 1 000 N 时踝关节的载荷-应变变化($\bar{x} \pm s, \mu\epsilon$)

部位	组别	中立位	背伸 20°	跖屈 30°	旋后外旋
外踝	A 组	342 ± 26*	510 ± 38*	306 ± 23*	375 ± 28*
	B 组	399 ± 24	558 ± 33	331 ± 20	396 ± 24
	C 组	380 ± 25	540 ± 30	340 ± 35	426 ± 40
胫骨	A 组	320 ± 19*	508 ± 30*	38 ± 3*	306 ± 18*
	B 组	298 ± 21	432 ± 30	35 ± 2	357 ± 25
	C 组	286 ± 17	444 ± 20	33 ± 24	346 ± 28

注:与 B、C 组比较,* $P < 0.05$,* $P < 0.01$

表 2 外踝缺损修复重建前后 1 000 N 时踝关节载荷-位移变化($\bar{x} \pm s, \text{mm}$)

位移	组别	中立位	背伸 20°	跖屈 30°	旋后外旋
垂直位移	A 组	3.35 ± 0.22*	3.12 ± 0.20*	3.45 ± 0.24*	3.71 ± 0.26*
	B 组	2.90 ± 0.21	2.77 ± 0.22	3.09 ± 0.26	3.29 ± 0.28
	C 组	2.79 ± 0.18	2.64 ± 0.21	2.97 ± 0.24	3.11 ± 0.27
水平位移	A 组	0.45 ± 0.03*	0.49 ± 0.04*	1.89 ± 0.14*	2.30 ± 0.20*
	B 组	0.40 ± 0.02	0.43 ± 0.03	1.70 ± 0.13	2.02 ± 0.18
	C 组	0.39 ± 0.03	0.42 ± 0.04	1.63 ± 0.06	1.95 ± 0.08

注:与 B、C 组比较,* $P < 0.05$

表明:①在 1 000 N 载荷作用下,外踝缺损状态下的竖直位移与正常踝关节位移相比平均相差 18%,水平位移与正常踝关节位移相比平均相差 13%,统计显示有显著性差异($P < 0.05$),显然位移相差过大会引起踝关节失稳。②外踝采用第二跖骨

瓣重建外踝缺损后,位移明显减小,竖向位移与正常踝关节位移相比仅相差 5%,水平位移相差仅 3%。位移的减少,使踝关节变得更稳定,两两相比,无明显差异($P > 0.05$)。

表 3 外踝缺损修复重建前后 1 000 N 时踝关节强度变化($\bar{x} \pm s, \text{MPa}$)

部位	组别	中立位	背伸 20°	跖屈 30°	旋后外旋
外踝	A 组	2.96 ± 0.22*	4.41 ± 0.34*	2.65 ± 0.20*	3.25 ± 0.26*
	B 组	3.46 ± 0.27	4.83 ± 0.40	2.87 ± 0.22	3.43 ± 0.27
	C 组	3.29 ± 0.24	4.68 ± 0.32	3.94 ± 0.10	3.69 ± 0.27
胫骨	A 组	4.79 ± 0.40*	7.62 ± 0.61*	0.57 ± 0.03*	4.58 ± 0.38*
	B 组	4.46 ± 0.38	6.47 ± 0.52	0.52 ± 0.41	5.35 ± 0.48
	C 组	4.28 ± 0.27	6.65 ± 0.36	0.49 ± 0.03	5.18 ± 0.31
内踝	A 组	0.73 ± 0.04*	1.18 ± 0.07*	2.52 ± 0.22*	3.01 ± 0.30*
	B 组	0.61 ± 0.03	1.03 ± 0.08	3.03 ± 0.23	2.64 ± 0.24
	C 组	0.64 ± 0.04	0.99 ± 0.06	2.91 ± 0.09	2.46 ± 0.14

注:与 B、C 组比较,* $P < 0.05$

表 4 外踝缺损修复重建前后 1 000 N 时踝关节刚度变化($\bar{x} \pm s$, N/mm)

刚度	组别	中立位	背伸 20°	跖屈 30°	旋后外旋
轴向刚度	A 组	298.51 ± 22.40*	320.51 ± 22.41*	289.86 ± 21.24*	269.54 ± 21.70*
	B 组	344.83 ± 27.60	361.01 ± 21.32	323.62 ± 25.84	303.95 ± 18.18
	C 组	358.42 ± 23.30	378.79 ± 26.53	336.70 ± 23.88	321.54 ± 25.72
水平剪切刚度	A 组	2 222.20 ± 133.30*	2 040.82 ± 122.40*	1 529.10 ± 42.32*	1 434.78 ± 34.70*
	B 组	2 500.00 ± 162.51	2 325.58 ± 140.21	1 588.24 ± 49.90	1 495.05 ± 39.10
	C 组	2 564.10 ± 148.71	2 380.95 ± 142.86	1 613.50 ± 35.58	1 511.82 ± 41.20

注:与 B、C 组比较,* $P < 0.05$

表 5 踝关节外踝缺损修复重建后
关节的接触特征($\bar{x} \pm s$)

组别	接触面积 (mm ²)	平均接触压 (Mpa)	峰值压力 (Mpa)
A 组	253.86 ± 21.42*	2.38 ± 0.16*	4.20 ± 0.26*
B 组	274.54 ± 19.25	2.04 ± 0.12	2.93 ± 0.17
C 组	285.20 ± 24.14	1.83 ± 0.10	3.04 ± 0.18

注:与 B、C 组比较,* $P < 0.05$

3 讨论

正常踝关节结构合理,承载能力强,与其他人体大关节一样,参与运动功能和负重。若踝关节对解剖组合的细小改变即有不良反应,甚至严重影响踝关节的稳定性,并可导致关节面对合不良,引发进一步的病理改变^[5-6]。

外踝缺损后,踝关节在 3 种运动时强度平均下降 12%,刚度下降 16%,位移增大,承载能力下降,踝关节接触面积减少 11%,接触压增大 24%,同样引起应力集中导致踝关节丧失稳定性。统计显示具有显著性差异($P < 0.05$)

外踝缺损的修复是临床中一个比较棘手的问题,我们在解剖学和临床应用中认为,带血管蒂第二跖骨底骨瓣移植修复外踝缺损有以下优点:①供取血管、骨组织解剖位置恒定^[7-8],与受区相距较近,便于手术操作;②第二跖骨底在形态上与外踝近似,且有部分关节软骨参与踝关节形成。游离第二跖骨底骨瓣会在不同程度上破坏足弓的完整性,但在临床上病例随访观察,应用第二跖骨底骨瓣重建外踝缺损,一般术后 3 个月逐渐恢复正常或接近正常步态。本试验结果表明:外踝缺损采用第二跖骨瓣修复重建后,其强度和刚度同样能接近正常踝关节的强、刚

度水平,强度差 4%,刚度差 4%,踝关节的接触面积和接触压差 4%~6%,已经达到了正常踝关节稳定性的水平,统计无显著性差异($P > 0.05$)。

从生物力学观点来看,外踝缺损修复重建后用实验应力分析法和压敏片技术均证明采用第二跖骨瓣修复重建外踝缺损是行之有效的术式。它不仅符合生物力学原理,而且术后生物力学性能优良,承载能力强,位移小,踝关节稳定,达到正常踝关节的稳定要求,恢复踝关节生理运动功能。

(本文由上海大学生物力学工程研究所王以进教授提供测试报告,特此致谢!)

参考文献

[1] 吴水培. 腓骨小头复合皮瓣重建足前掌部缺损的生物力学实验与临床研究[J]. 医用生物力学, 1998, 13(2): 124-128.

[2] 俞立新, 高建明, 吴水培, 等. 带血供第二跖骨底骨瓣移位修复外踝骨缺损[J]. 中国修复重建外科杂志, 2002, 16(2): 117-119.

[3] 俞立新, 张发惠, 吴水培, 等. 第 2 跖骨底复合组织瓣修复外踝复合组织缺损的基础与临床[J]. 中国临床解剖学杂志, 2007, 25(1): 95-97.

[4] 王以进, 王介麟. 骨科生物力学[M]. 北京: 人民军医出版社, 1989: 290-302.

[5] 孙庆华, 孙占胜, 陈振强. 严重粉碎踝关节骨折 66 例治疗体会[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2005, 20(12): 848.

[6] 徐向峰, 谢瑞卿, 张绍安, 等. 踝关节周围骨折脱位并距骨骨软骨损伤 17 例[J]. 骨与关节损伤杂志, 2007, 22(8): 696.

[7] 俞立新, 高建明, 吴水培. 带血供第 2 跖骨底移植重建外踝的解剖学基础[J]. 中国临床解剖学杂志, 2002, 20(6): 429-430.

[8] 张发惠, 林永绥, 张国栋, 等. 带血供第 2 跖骨瓣重建外踝缺损的应用解剖[J]. 解剖与临床, 2005, 10(1): 21-24.

(收稿日期: 2009-08-04; 修回日期: 2009-08-18)

(本文编辑: 黄攸生; 英文编辑: 王建东)