

外踝骨折后三角韧带完整性对踝关节稳定性影响的 CT 三维重建研究

王晨 马昕 王旭 黄加张 张超 陈立 张益钧

【摘要】 目的 通过 CT 三维重建分析外踝骨折后三角韧带完整性对踝关节稳定性的影响。方法 选用 18 具成年人下肢标本,男 11 具,女 7 具;年龄 55~79 岁,平均 68.2 岁;均排除下肢外伤病史。将 18 具标本平均分为两组,每组 9 具。1 组只切断下胫腓前韧带,即三角韧带完整组;2 组同时切断下胫腓前韧带和内踝三角韧带,即三角韧带损伤组。每具标本于外踝尖近端 3 cm 处横行截断腓骨,通过标记的克氏针分别建立远端腓骨外旋 5°、10°、15°、30°的畸形模型,并行钢板螺钉固定。每次建模后均行薄层 CT 扫描。将所有 CT 数据导入 Mimics 10.01 软件,通过自动密度识别及后期人工处理描绘下胫腓联合、踝穴及踝穴内距骨轮廓,运用软件建立下胫腓联合、踝穴、踝穴内距骨三维模型,并自动计算各模型体积。通过踝穴及踝穴内距骨体积相减,得到踝关节间隙体积。比较组间及组内不同旋转度数时各模型体积的变化,从而反映各病理模型对踝关节稳定性的影响。结果 随着旋转畸形度数增加,下胫腓联合及踝穴体积增大,而踝穴内距骨体积随之减小。在三角韧带完整组中不同旋转角度所致畸形模型比较,10°旋转畸形时下胫腓联合体积及踝关节间隙较正常开始出现显著性增大。在三角韧带损伤组中不同旋转角度所致畸形模型比较,5°旋转畸形即开始出现踝关节间隙及下胫腓体积较正常时显著性增大。结论 三角韧带完整性可影响外旋畸形时踝关节间隙的变化。当三角韧带完整时,10°外踝旋转畸形即可导致下胫腓联合及踝关节间隙显著性增大;而当合并三角韧带损伤时,5°旋转畸形即可出现踝关节间隙显著性增大,下胫腓联合显著性分离,踝关节不稳定。

【关键词】 踝关节;韧带;骨折;体层摄影术,X 线计算机

The effect of lateral malleolar malrotational deformity on ankle stability—a study of 3D CT reconstruction WANG Chen, MA Xin, WANG Xu, HUANG Jia-zhang, ZHANG Chao, CHEN Li, ZHANG Yi-jun. Department of Orthopaedics, Huashan Hospital, Fudan University, Shanghai 200040, China

【Abstract】 **Objective** To evaluate the ankle stability on lateral malleolar rotational models based on three-dimensional CT reconstruction and volume rendering technique. **Methods** Eighteen cadaveric specimens were utilized in the study (male 11; female 7; 68.2 years in average) and were divided into 2 groups in which the first group only cut the anterior tibiofibular ligament and defined as intact deltoid ligament group. Another group additionally cut the deltoid ligament and defined as deltoid ligament injured group. Fibular transverse osteotomy was performed at 3 cm proximal to the ankle joint and lateral malleolar rotational malunion model of 5°, 10°, 15° and 30° were built in every specimen. CT scanning was performed for each model then and all CT data were imported into Mimics 10.01 software. The structures of distal syndesmosis, ankle mortise as well as talus in the mortise were outlined by automatic dense identifying and manually modified later. Three-Dimensional models of these structures and their volume were outputted in the software. The volume of ankle clear space was calculated as the difference value of ankle mortise and talus in the mortise. Ankle stability was reflected by comparison of these volumes to the normal condition. **Results** With the rising of malrotational degree, the volume of inferior syndesmosis and mortise were increased and the volume of talus in the mortise was reduced. In the deltoid ligament intact group, 10° of malrotation would significantly enlarged the volume of distal syndesmosis and ankle clear space when compared to normal condition. However, in the deltoid ligament injured group, 5° of rotational deformity would significantly enlarge the volume of ankle clear space and distal syndesmosis. **Conclusion** The condition of deltoid ligament has significant impact on ankle stability in cases of lateral malrotational deformity. Distal syndesmosis and ankle clear space were significantly enlarged at 10° malrotation deformity. However, additional deltoid ligament injury can significantly reduce ankle stability at just 5° of distal fibular rotational deformity.

【Key words】 Ankle joint; Fractures bone; Ligament; Tomography, X-ray computed

踝关节是人体重要的负重关节之一,外伤后关节面及其周围结构轻微的改变均可能导致踝关节负

重力线及关节面压力明显变化^[1]。Ramsey 和 Hamilton^[2]经典的生物力学实验发现,距骨向外侧移位 1 mm 将导致胫距关节面接触面积减少 42%。外踝骨折时常合并下胫腓联合韧带损伤,此时若不能对远端腓骨的位置、长度及旋转进行精确地解剖复

DOI:10.3760/cma.j.issn.0253-2352.2013.10.014

作者单位:200040 上海,复旦大学附属华山医院骨科

通信作者:马昕,E-mail:maxin@sh163.net

位,将引起胫距关节面不匹配,导致患者术后功能下降^[3-7]。

外踝骨折后远端腓骨的旋转畸形是导致踝关节不稳、创伤性关节炎的主要原因之一。

然而,外踝骨折后腓骨旋转多少度导致的畸形临床上应予以处理目前仍存争议。Vasarhelyi 等^[8]认为 15° 以上的腓骨旋转畸形会显著影响患者的功能恢复,建议给予纠正;而 Thordarson 等^[9]认为 5° 以上的腓骨旋转畸形将导致关节面接触压力显著升高,应予以复位。另外,王旭等^[10]认为三角韧带的完整性在很大程度上决定了损伤后踝关节的稳定性。Curtis 等^[11]通过尸体足生物力学研究发现,若旋转畸形同时合并三角韧带损伤,将进一步减少胫距关节接触面积。

踝关节正位 X 线片中常以内踝间隙 >4 mm 或胫腓间隙 >5 mm 作为评估踝关节损伤后存在不稳定的指标^[12]。但由于这些测量均基于二维平面,易受到投射角度、伪影等多种因素影响,所以近年来不断有学者对其可靠性提出质疑^[13-14]。

2009 年, Taser 等^[15]首次提出通过三维建模的方法测量下胫腓联合体积,并证实该方法相对于传统的 X 线片测量有更高的敏感性,其发现下胫腓间隙 1 mm 的分离将引起其体积增加 43%,而后每增加 1 mm 的分离则体积增加 20%。

鉴于此,本实验的目的是:(1)通过 CT 三维建模及体积测量技术,精确地评估远端腓骨旋转畸形对踝关节稳定性的影响,(2)分析当远端腓骨存在旋转畸形时,三角韧带损伤是否会对踝关节稳定性产

生进一步的破坏。

材料与 方法

一、实验材料

18 具成年人新鲜下肢标本(均来源于上海复旦大学附属华山医院国际应用解剖研究与培训中心),男 11 具,女 7 具;年龄 55~79 岁,平均 68.2 岁;左侧 9 具,右侧 9 具。实验前均摄 X 线片确认每具标本踝关节无明显畸形。实验期间标本保存于 -18 °C 环境中,实验前 1 天室温下解冻 10 h,实验过程中生理盐水纱布保持标本湿润。

二、建立外踝旋转畸形模型

2.5 mm 斯氏针横行固定近端胫、腓骨。做踝关节后外侧切口,分离腓骨长肌与腓骨长屈肌,暴露后侧腓骨;将腓骨长肌与腓骨骨面分离,暴露外侧腓骨,清理踝关节面以上 20 cm 腓骨骨面。

向内侧延长该切口。随机取 9 具标本,只切断下胫腓前韧带,称为三角韧带完整组;另 9 具标本同时切断下胫腓前韧带及内踝三角韧带,称为三角韧带损伤组。两组标本均在腓骨上平行踝关节面打入 3 枚克氏针,分别位于踝关节面上方 7 cm、5 cm 及 1 cm,并标记为①、②、③(图 1a)。于踝关节面上方 3 cm 处横行截断腓骨,外旋远端腓骨骨块,一位观察者持量角器,从近端向远端观察,始终保持③与②两枚平行克氏针与量角器成 0° 重叠,当克氏针③与②成 5° 夹角时,停止旋转,1 枚直径为 2 mm 的克氏针斜行临时固定截骨断端(图 1b)。腓骨外侧放置钢板,近端 2 枚皮质骨螺钉固定,远端分别使用 1 枚皮

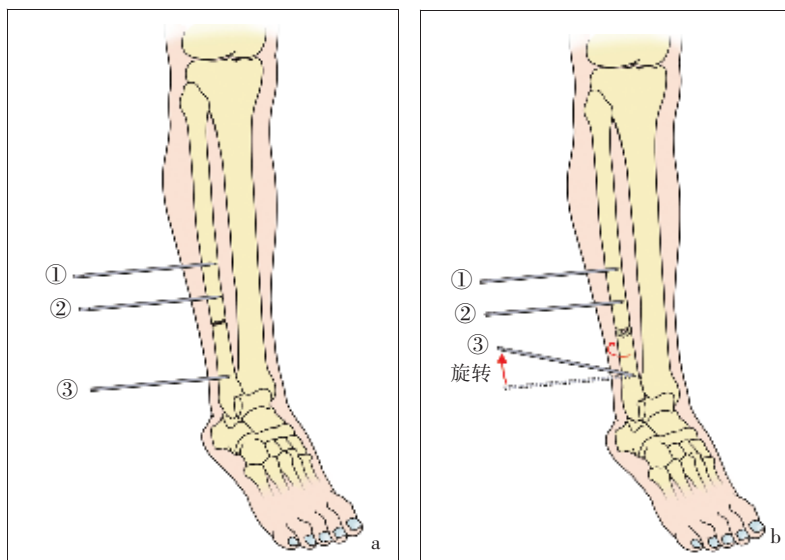


图 1 建立外踝旋转畸形模型示意图 a 在腓骨上平行踝关节面打入 3 枚克氏针,分别位于踝关节面上方 7 cm、5 cm 及 1 cm,并标记为①、②、③ b 于踝关节面上方 3 cm 处横行截断腓骨,外旋远端腓骨骨块,一位观察者持量角器,从近端向远端观察,始终保持近端两枚平行克氏针与量角器成 0° 重叠,当远端克氏针与近端克氏针成 5° 夹角时,停止旋转,1 枚直径为 2 mm 的克氏针斜行临时固定截骨断端

质骨螺钉及 1 枚松质骨螺钉固定。所有角度观察测量均由同一人完成。

三、踝关节固定及 CT 扫描

对所有建立的外踝旋转畸形模型均行 CT 扫描。为保持所建模型在接受 CT 扫描时踝关节均处于中立位置,实验前在每具标本上用标记笔标出两条直线:(1)腓骨头至外踝尖的连线;(2)通过第五跖趾关节外侧缘最低点并与地面平行的直线(图 2)。此两条直线垂直时定义为踝中立位。每具标本在正常情况下制作石膏托,制作过程中使用量角器测量以上两条连线的夹角,保持其成 90°,所有模型在行 CT 扫描时均将踝关节固定于该石膏托中。

通过特制木架将模型置于螺旋 CT 中,扫描范围为踝关节上 10 cm 至足底,扫描层厚为 0.67 mm。使用同样的方法模拟 10°、15°、30°外旋模型,并行 CT 扫描测量两枚克氏针的实际角度。

将获得的 CT 图像导入 Mimics 10.01 软件中,在克氏针②、③所在 CT 横断面中分别标记出克氏针方向,软件自动测量两枚克氏针间成交,即为腓骨外旋的实际度数,并以此评估建模可靠程度。分别对踝穴内距骨、踝穴及下胫腓联合进行三维重建,并通过该软件计算三维模型体积。踝穴及踝穴内距骨的下界均为内踝尖所在的横断面(图 3a),前界均为 CT 矢状面中胫距关节面最前点所在的冠状面(图 3b),后界均为 CT 横断面中胫距关节面最后点所在的冠状面(图 3c),踝穴内距骨的上界为踝关节 CT 中距骨开始出现的横断面(图 3d),踝穴的上界为胫腓骨 CT 中胫骨开始出现缺损的横断面(图 3e)。踝关节间隙为踝穴体积减去踝穴内距骨体积。

对于下胫腓联合体积的测量,采用 Taser 等^[15]方法,即测量踝关节面以上 20 mm 内下胫腓间隙的体积。该间隙外界为腓骨内侧壁,内界为胫骨外侧壁所形成的腓骨切迹,前界为腓骨内侧壁前缘与胫骨外侧壁前缘的连线(该连线为下胫腓前韧带位置),后界为腓骨内侧壁后缘与胫骨外侧壁后缘的连线(图 4)。在每一层横断面 CT 片上删除设定边界内非建模结构,保留建模结构。

四、统计学分析

使用 SPSS 17.0 统计软件(SPSS 公司,美国)对所测模型的体积进行统计学分析。采用单样本 *t* 检验推断 CT 横断面中所获得两枚克氏针实际角度是否满足预期角度要求;采用方差分析(ANOVA)比较不同旋转角度时踝穴内距骨、踝穴、踝关节间隙、下胫腓联合的体积差异,组间两两比较采用 LSD 法。

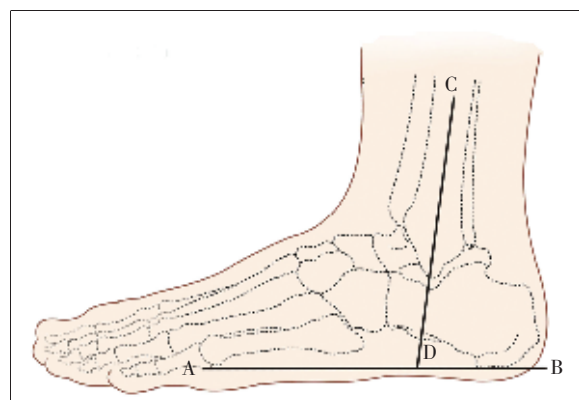


图 2 通过标记连线定义踝中立位,A 点为第五跖趾关节外侧缘最低点,连线 AB 平行于地面,C 点为腓骨小头,CD 为腓骨小头至外踝尖的连线,AB 与 CD 垂直时定义为踝中立位

检验水准 α 值取双侧 0.05。

结 果

一、各模型实际旋转度数与期望旋转度数比较

在 CT 横断面测量各旋转模型的真实旋转度数(表 1),统计学分析示各模型实际旋转度数与期望度数比较,差异均无统计学意义($P > 0.05$,表 1)。

二、不同旋转角度时各模型体积差异

CT 三维重建后的踝穴内距骨模型、踝穴模型及下胫腓联合模型如图 5 所示。在三角韧带完整组中,随着旋转度数的增加,踝穴内距骨体积减小,外旋 15°时其体积显著小于正常(表 2,3; $P=0.04$);踝穴体积随旋转增大,旋转 30°时踝穴体积与正常时相比显著性增大(表 2,3; $P=0.04$);踝关节间隙在 10°旋转畸形时,其体积与正常相比出现显著增大(表 2,3; $P=0.03$);下胫腓联合体积随旋转而增大,旋转 10°时下胫腓联合体积出现显著性增大(表 2,3; $P=0.04$)。

在三角韧带损伤组中,踝关节间隙在 5°、10°、15°、30°外旋畸形时分别与正常比较,差异均有统计学意义($P_5=0.02, P_{10}=0.00, P_{15}=0.00, P_{30}=0.00$;表 3),均较正常增大;下胫腓联合体积在 5°、10°、15°、30°外旋畸形时分别与正常比较,差异均有统计学意义($P_5=0.03, P_{10}=0.02, P_{15}=0.00, P_{30}=0.00$;表 3);5°外旋畸形时踝穴内距骨体积与正常相比差异有统计学意义($P=0.04$;表 3),较正常显著减小;10°外旋畸形时踝穴体积与正常相比开始出现显著性增大($P=0.04$;表 3)。

讨 论

一、外踝旋转畸形度数对踝穴内距骨、踝穴、踝



图3 踝穴及踝穴内距骨模型边界示意图 a 踝关节 CT 横断面示内踝尖,以该平面作为踝穴及踝穴内距骨的下界(箭头示内踝尖) b 踝关节 CT 矢状面示胫距关节面的最前点(A),以该点所在冠状面作为踝穴及踝穴内距骨的前界 c 踝关节 CT 矢状面示胫距关节面的最后点(B),以该点所在的冠状面作为踝穴及踝穴内距骨的后界 d 踝关节 CT 横断面示距骨开始出现(箭头示),以该横断面作为踝穴内距骨的上界 e 胫腓骨 CT 横断面示胫骨开始出现缺损(箭头示),以该平面作为踝穴的上界

关节间隙、下胫腓联合体积的影响

本实验结果发现随着外踝旋转畸形度数的增加,踝穴内距骨体积下降。这考虑与外踝旋转时牵拉距腓前韧带,导致距骨外旋及倾斜,从而减小踝穴内距骨体积有关。从建模后的 X 线片中也可观察到距

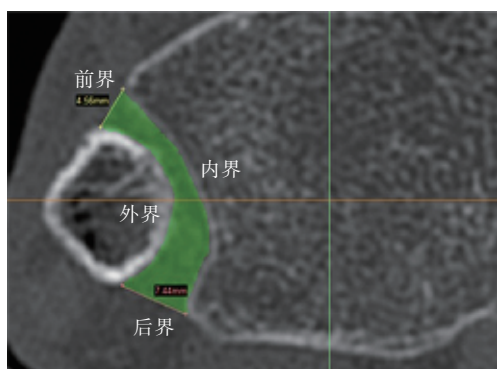


图4 横断面 CT 示下胫腓间隙(绿色部分)边界示意图,外界为腓骨内侧壁,内界为胫骨外侧壁所形成的腓骨切迹,前界为腓骨内侧壁前缘与胫骨外侧壁前缘的连线(该连线为下胫腓前韧带位置),后界为腓骨内侧壁后缘与胫骨外侧壁后缘的连线

骨发生一定程度的倾斜,同时当合并有三角韧带损伤时,距骨的外翻程度更为明显(图6)。

外踝旋转畸形的存在会引起踝穴体积的增大,这也是进一步导致胫距关节面不匹配的原因之一。更为重要的是,当三角韧带完整时,30°的外旋畸形才引起踝穴体积的显著性变化,而合并三角韧带损伤时,5°的外踝旋转畸形即可引起踝穴体积的显著性增大。

在三角韧带完整时,10°外旋畸形即引起下胫腓联合及踝关节间隙显著性增大,15°外旋畸形时出现踝穴内距骨的显著变化。这与 Vasarhelyi 等^[8]的临床随访结果相符,其发现 7 例 15°以上畸形患者中,6 例功能恢复相对较差,但该研究并未对三角韧带的完整性进行评估。

在三角韧带损伤后,5°外踝旋转畸形即开始出现踝关节间隙显著性增大,同时伴有下胫腓联合的显著性分离。这提示合并三角韧带损伤将会很大程度上加重外踝旋转畸形带来的影响。McCullough 和

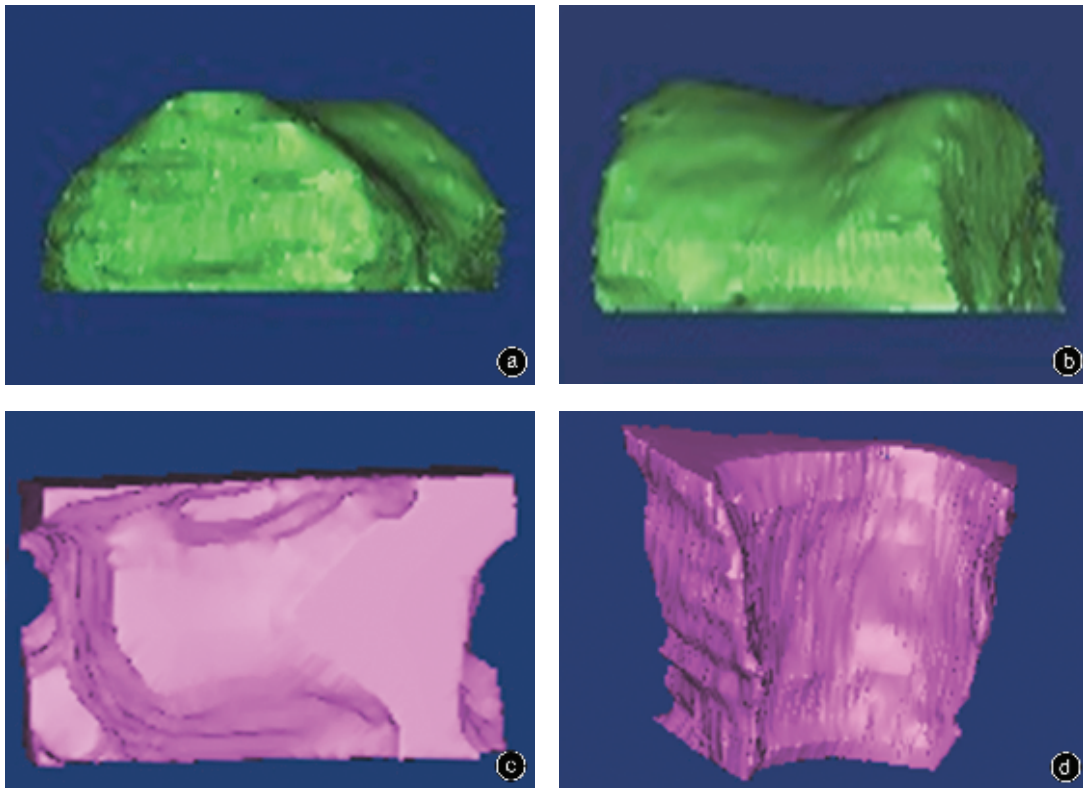


图 5 CT 三维重建各模型外观示意图 a 踝穴内距骨模型外侧观,可见双侧凸起的距骨滑车形态 b 踝穴内距骨模型前面观,可见与距骨穹窿的真实形态相符合 c 踝穴模型上面观,其两侧凹陷分别为内踝及外踝,可见该模型为内、外踝与各设定边界间所形成的封闭区域 d 下胫腓联合模型侧面观,可见其顶面为一 CT 横断面中下胫腓间隙的形态,该模型为 30 层断面重建所得

表 1 各模型真实旋转度数(°)

标本号	5°模型	10°模型	15°模型	30°模型
1	4.2	11.1	14.1	28.1
2	5.4	10.5	16.2	28.8
3	4.6	10.2	14.4	27.8
4	4.8	10.4	15.8	30.5
5	5.5	9.5	13.8	29.2
6	4.3	10.4	14.3	31.4
7	5.3	9.1	15.7	28.6
8	4.7	9.3	14.2	29.5
9	4.5	9.6	15.6	28.9
10	6.1	11.2	14.6	30.6
11	5.4	10.6	16.3	31.5
12	4.7	9.5	14.9	32.3
13	4.2	9.1	15.2	28.3
14	5.1	8.8	15.6	27.8
15	5.6	11.2	14.2	30.6
16	4.6	10.4	16.1	31.5
17	4.8	11.3	14.1	29.1
18	5.3	10.5	15.1	28.6
<i>t</i> 值	-0.396	0.792	0.057	-1.141
<i>P</i> 值	0.679	0.439	0.955	0.270

Burge^[16]通过生物力学实验发现,三角韧带在很大程度上限制了距骨的外旋及倾斜。Curtis 等^[11]通过对建立的外踝旋转畸形模型进行研究,合并三角韧带损伤时胫距接触面积将在原有的下降基础上再下降 1 倍。

Boden 等^[17]经典生物力学实验说明三角韧带对踝穴的稳定性具有重要意义。在三角韧带完整组中,离断至踝关节上方 15 cm 骨间膜时,下胫腓间仅有 1.4 mm 的分离;而在三角韧带断裂时,同样切断至 15 cm 骨间膜时,则引起 4.5 mm 的下胫腓分离。因此,作者认为对三角韧带的评估是决定下胫腓是否置钉的重要因素之一。Michelson 和 Waldman^[18]模拟了踝上 4 cm 的腓骨骨折,同时合并有踝上 6 cm 的下胫腓损伤,作者发现在三角韧带完整时并未出现胫距关节的不匹配;而三角韧带损伤时距骨发生显著性移位。

对于三角韧带功能良好的患者,15°以上的外旋畸形愈合时应对患者功能进行全面评估,综合患者临床及影像学表现决定是否行手术治疗,适当予以手术纠正畸形;而对于临床三角韧带损伤的外踝骨折患者,在复位时应尽可能消除旋转畸形,有条件

表 2 三角韧带完整组及三角韧带损伤组在正常、外旋 5°、10°、15°、30°建模时踝穴内距骨、踝穴、踝关节间隙、下胫腓联合体积($\bar{x}\pm s$, mm³)

旋转模型	三角韧带完整组(9 具)				三角韧带损伤组(9 具)			
	踝穴内距骨	踝穴	踝关节间隙 (踝穴-距骨)	下胫腓联合	踝穴内距骨	踝穴	踝关节间隙 (踝穴-距骨)	下胫腓联合
正常	7341.6±154.2	12 116.3±297.5	4774.7±139.6	1551.3±76.8	6976.3±132.4	11 315.6±287.4	4339.3±125.6	1489.8± 94.2
5°模型	7246.9±114.5	12 269.1±341.3	5022.2±143.6	1676.1±65.2	6576.4±141.5	11 564.2±351.4	4987.8± 94.3	1715.4± 78.2
10°模型	7122.1±101.2	12 343.2±235.9	5221.1± 87.2	1764.2±64.3	6412.9±101.6	12 018.2±254.6	5605.3±125.6	1798.2± 89.1
15°模型	6946.2±156.2	12 466.8±276.5	5520.8±123.7	1786.3±78.8	6135.9±105.5	12 254.1±326.1	6118.2±141.5	1845.1± 98.2
30°模型	6494.3±122.1	12 831.6±313.2	6387.3±125.4	1834.7±65.2	5795.4±113.2	12 865.4±286.4	7070.0±153.6	1953.8±114.3
统计值	$F=3.16$ $P=0.01$	$F=5.24$ $P=0.03$	$F=3.76$ $P=0.00$	$F=4.76$ $P=0.00$	$F=2.33$ $P=0.00$	$F=5.61$ $P=0.02$	$F=4.98$ $P=0.00$	$F=3.66$ $P=0.00$

表 3 三角韧带完整组及三角韧带损伤组正常时踝穴内距骨、踝穴、踝关节间隙、下胫腓联合体积分别与外旋 5°、10°、15°、30°模型比较的 P 值

项目	三角韧带完整组(9 具)				三角韧带损伤组(9 具)			
	踝穴内距骨	踝穴	踝关节间隙 (踝穴-距骨)	下胫腓联合	踝穴内距骨	踝穴	踝关节间隙 (踝穴-距骨)	下胫腓联合
正常:5°模型	0.48	0.76	0.17	0.23	0.04	0.15	0.02	0.03
正常:10°模型	0.24	0.53	0.03	0.04	0.02	0.04	0.00	0.02
正常:15°模型	0.04	0.31	0.01	0.02	0.00	0.02	0.00	0.00
正常:30°模型	0.02	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

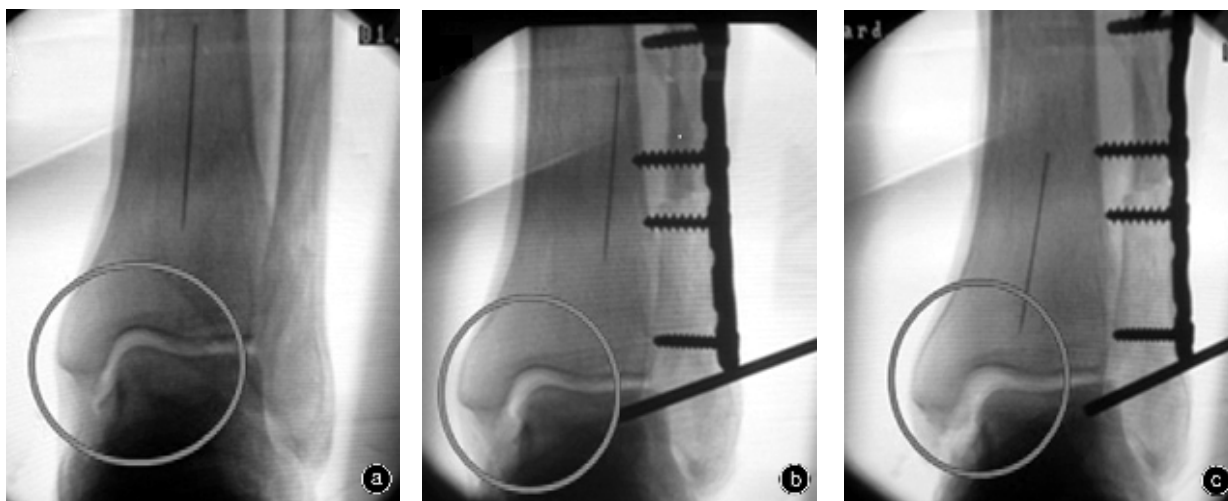


图 6 踝关节正位 X 线片示内踝间隙 a 踝关节正常时的内踝间隙,显示胫距关节面匹配良好,无明显异常 b 三角韧带完整,远端腓骨外旋 15°时的内踝间隙,显示内踝间隙轻度增宽,距骨出现轻度倾斜 c 三角韧带损伤,远端腓骨外旋 10°时的内踝间隙,显示内踝间隙显著性增宽,距骨明显倾斜

的术后应及时复查 CT,进行再次评估。

二、本实验的优势及不足

Taser 等^[15]提出通过三维建模的方法测量下胫腓联合体积,并证实该方法相对于传统的 X 线片测量有更高的敏感性。但该研究通过测量每层 CT 中胫腓骨间隙的面积,并通过累积的方法求出其总体

积,故其建立的模型外观较为粗糙。另外,建立模型的外观及准确性亦与原始二维 CT 的层厚相关。以往研究所采用的 CT 多为 1 mm 层厚,而本实验采用 0.67 mm 层厚的薄层 CT,提高了数据的准确性。

本研究方法也存在着一些缺陷,体积测量虽然是较为敏感的测量方法,但其只能间接反映踝关节

稳定性。另外,本研究第一次对踝穴体积及踝关节间隙进行测量,但该方法的信度有待验证。本实验并未引入三维有限元模型,尚不能在不同程度外踝旋转畸形的情况下进行力学分析,这有待进一步研究。

总之,本实验结果显示,随着外踝旋转畸形度数的增加,踝关节间隙及下胫腓联合体积发生显著变化,从而对踝关节稳定性产生影响。同时,三角韧带完整性对外踝旋转畸形时踝关节的稳定性也存在重要影响。当三角韧带完整时,10°以上外踝旋转畸形将分别导致踝关节间隙及下胫腓联合的显著性增加;而当合并三角韧带损伤时,5°以上的旋转畸形即可导致踝关节间隙、踝穴内距骨及下胫腓体积的显著变化。

参 考 文 献

- [1] Tang CW, Roidis N, Vaishnav S. Position of the distal fibular fragment in pronation and supination ankle fractures: a CT evaluation. *Foot Ankle Int*, 2003, 24(7): 561-566.
- [2] Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *J Bone Joint Surg Am*, 1976, 58(3): 356-357.
- [3] Chissell HR, Jones J. The influence of a diastasis screw on the outcome of Weber type-C ankle fractures. *J Bone Joint Surg Br*, 1995, 77(3): 435-438.
- [4] Dattani R, Patnaik S, Kantak A. Injuries to the tibiofibular syndesmosis. *J Bone Joint Surg Br*, 2008, 90(4): 405-410.
- [5] Roberts RS. Surgical treatment of displaced ankle fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 1983(172): 164-170.
- [6] 张涛, 庞桂根, 张亚非. 下胫腓钩固定治疗下胫腓联合损伤. *中华骨科杂志*, 2006, 26(9): 637-638.
- [7] 李庭, 蒋协远, 王满宜, 等. 不合并踝关节骨折的下胫腓分离. *中华骨科杂志*, 2004, 24(6): 372-375.
- [8] Vasarhelyi A, Lubitz J, Gierer P, et al. Detection of fibular torsional deformities after surgery for ankle fractures with a novel CT method. *Foot Ankle Int*, 2006, 27(12): 1115-1121.
- [9] Thordarson DB, Motamed S, Hedman T, et al. The effect of fibular malreduction on contact pressures in an ankle fracture malunion model. *J Bone Joint Surg Am*, 1997, 79(12): 1809-1815.
- [10] 王旭, 马昕, 张超, 等. 锚钉固定缝合治疗三角韧带陈旧性损伤. *中华骨科杂志*, 2013, 33(4): 414-418.
- [11] Curtis MJ, Michelson JD, Urquhart MW, et al. Tibiotalar contact and fibular malunion in ankle fractures. A cadaver study. *Acta Orthop Scand*, 1992, 63(3): 326-329.
- [12] Pneumaticos SG, Noble PC, Chatziioannou SN, et al. The effects of rotation on radiographic evaluation of the tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle Int*, 2002, 23(2): 107-111.
- [13] Gardner MJ, Demetrakopoulos D, Briggs SM, et al. Malreduction of the tibiofibular syndesmosis in ankle fractures. *Foot Ankle Int*, 2006, 27(10): 788-792.
- [14] Nielson JH, Gardner MJ, Peterson MC, et al. Radiographic measurements do not predict syndesmotic injury in ankle fractures: an MRI study. *Clin Orthop Relat Res*, 2005(436): 216-221.
- [15] Taser F, Shafiq Q, Ebraheim NA. Three-dimensional volume rendering of tibiofibular joint space and quantitative analysis of change in volume due to tibiofibular syndesmosis diastases. *Skeletal Radiol*, 2006, 35(12): 935-941.
- [16] McCullough CJ, Burge PD. Rotatory stability of the load-bearing ankle. An experimental study. *J Bone Joint Surg Br*, 1980, 62(4): 460-464.
- [17] Boden SD, Labropoulos PA, McCowin P, et al. Mechanical considerations for the syndesmosis screw. A cadaver study. *J Bone Joint Surg Am*, 1989, 71(10): 1548-1555.
- [18] Michelson JD, Waldman B. An axially loaded model of the ankle after pronation external rotation injury. *Clin Orthop Relat Res*, 1996(328): 285-293.

(收稿日期:2013-02-15)

(本文编辑:闫富宏)