

文章编号: 1004-7220(2023)04-0736-06

# 距腓前韧带影响踝关节不稳的生物力学研究

彭琳晶<sup>1</sup>, 王心桐<sup>1</sup>, 干耀恺<sup>2</sup>, 李翊铭<sup>2</sup>, 孔康麟<sup>3</sup>, 姚怡飞<sup>1</sup>(1. 上海交通大学 生物医学工程学院, 上海 200030; 2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 骨科, 上海 200011;  
3. 美国佐治亚理工学院 机械工程系, 亚特兰大 30332)

**摘要:**目的 探究踝关节不稳中距腓前韧带(anterior talofibular ligament, ATFL)的厚度与弹性模量对踝关节稳定性的影响,为踝关节不稳患者的诊断提供参考依据。方法 建立踝关节三维有限元模型,改变 ATFL 的厚度与弹性模量,计算踝关节前后向刚度(ankle anteroposterior stiffness, AAS),并作为量化指标评估踝关节稳定性。结果 ATFL 厚度在 0.78~2.31 mm 范围内引起 AAS 的大幅度变化,且两者关系呈 S 形曲线;ATFL 弹性模量在 60~400 MPa 变化范围,AAS 随韧带弹性模量增加快速上升。结论 ATFL 厚度与弹性模量均会影响踝关节的稳定性。

**关键词:** 踝关节不稳; 距腓前韧带; 踝关节前后向刚度

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.015

## Effects of Anterior Talofibular Ligament on Ankle Instability: A Biomechanical Study

PENG Linjing<sup>1</sup>, WANG Xintong<sup>1</sup>, GAN Yaokai<sup>2</sup>, LI Yiming<sup>2</sup>, KONG Kanglin<sup>3</sup>, YAO Yifei<sup>1</sup>

(1. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China; 2. Department of Orthopedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China; 3. Department of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, Atlanta 30332, USA)

**Abstract: Objective** To investigate the effect of thickness and elastic modulus of anterior talofibular ligament (ATFL) on ankle stability, and provide references for ankle instability diagnosis. **Methods** The three-dimensional (3D) model of ankle joint was established. By changing the thickness and elastic modulus of ATFL, the ankle anteroposterior stiffness (AAS) was calculated and used as a quantitative indicator to assess ankle stability. **Results** AAS changed significantly when the thickness of ATFL was in the range of 0.78 mm to 2.31 mm, and such relationship was in an S-shaped curve. AAS significantly increased with the elastic modulus of ligament increasing, when the elastic modulus of ATFL was in the range of 60 MPa to 400 MPa. **Conclusions** Both the thickness and elastic modulus of ATFL will influence the stability of ankle joint.

**Key words:** ankle instability; anterior talofibular ligament (ATFL); ankle anteroposterior stiffness (AAS)

踝关节扭伤是日常运动中最常发生的下肢损伤之一,一般首次扭伤后通过保守治疗即可康复,

但仍有 40%~50% 外侧踝关节扭伤患者会进一步发展为慢性踝关节不稳(chronic ankle instability,

收稿日期:2022-07-07; 修回日期:2022-08-15

基金项目:上海浦江人才计划项目(19PJ1406400),军队基础加强计划重点基础研究项目(2020-JCJQ-ZD-264),上海交通大学数字医学教育部工程研究中心医工交叉种子基金项目(20210401)

通信作者:姚怡飞,助理教授,博士生导师,E-mail: yifeiyao@sjtu.edu.cn

CAI),并伴随着反复扭伤与踝关节的“失控感”<sup>[1-3]</sup>。而且该疾病可能会导致骨关节炎并发症,严重影响患者的生活质量<sup>[4]</sup>。

距腓前韧带(anterior talofibular ligament, ATFL)作为踝关节主要的外侧副韧带之一,主要通过限制踝关节过度的前移和内旋来维持关节稳定性,是踝关节扭伤中最常被累及的软组织<sup>[5-7]</sup>。临床诊断中主要通过前抽屉试验(anterior drawer test, ADT)初步诊断 ATFL 的松弛程度<sup>[8]</sup>。这种通过对比踝关节健侧和患侧距骨前向位移间差异的体格检查,只能定性判断,无法精确定位损伤部位和损伤程度,且个体差异较大<sup>[9]</sup>。后续需要进一步结合影像学或侵入式检查的结果,来明确韧带的损伤程度和损伤位置<sup>[10]</sup>。

ATFL 损伤后,踝关节不稳患者的 ATFL 厚度<sup>[6,11]</sup>与弹性模量<sup>[12-13]</sup>发生较大的变化。踝关节扭伤患者的患侧 ATFL 明显变厚,且与损伤程度呈正相关,故可将韧带厚度变化作为评估踝关节外侧韧带损伤的重要指标<sup>[14]</sup>。踝关节不稳常常意味着相关韧带的松弛<sup>[15]</sup>。Wang 等<sup>[16]</sup>研究认为,通过超声弹性成像评估韧带损伤具有可行性。且在动物肌腱损伤模型中,也发现了损伤肌腱中瘢痕组织的形成,导致再生组织的弹性模量出现变化<sup>[17]</sup>。因此,弹性模量也有望能成为评估损伤的量化指标。

踝部的解剖结构十分复杂。已有学者利用有限元仿真研究踝部形态特征与相关韧带对踝关节

稳定性的影响,为临床上对个体特异性方法治疗踝关节疾病提供了理论依据<sup>[18-19]</sup>。本文采用有限元仿真方法,探究 ATFL 形态学参数与力学属性变化对踝关节稳定性的影响,为踝关节不稳的诊断与治疗提供生物力学方面的理论基础。

## 1 材料与方法

### 1.1 三维模型建立

踝关节影像资料来自 1 位 22 岁健康志愿者(身高 162 cm,体质量 50 kg)的左侧踝关节,受试者取仰卧位,影像资料利用联影 3.0 T MRI (uMR790)采集,使用小体线圈进行横断面扫描,扫描层数为 28 层,层厚 2 mm,层间距 0.1 mm,扫描时间 10 min。采集的数据导出为 DICOM 格式文件,利用 Mimics (Materialise 公司,比利时)分割距骨、腓骨、跟骨、胫骨和 ATFL,进行光滑并重构成三维模型[见图 1(a)]。将 IGES 格式的三维模型导入 ABAQUS 6.14 (Dassault Syetemes Simulia 公司,美国)重构踝关节三维几何实体模型。对于模型中不同厚度的 ATFL 的建立,在 Mimics 分割过程中对蒙版(mask)手动增厚或擦除进行,重建后计算 6 对等间距分布在不同长度处的平均厚度分别为 0.54、0.78、1.61、2.31、3.36 mm。对于 ATFL 的弹性模量,本文参考尸体实验数据<sup>[20-21]</sup>与临床中通过实时剪切波弹性成像技术所得的数据<sup>[22]</sup>,将计算范围设为 0.1~500 MPa。

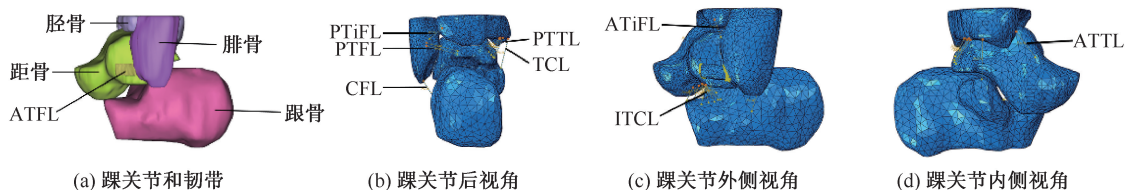


图 1 踝关节三维模型

Fig. 1 Three-dimensional model of ankle joint (a) Ankle and ligaments, (b) Posterior view of the ankle, (c) Lateral view of the ankle, (d) Medial view of the ankle

注:ATFL、PTiFL、PTFL、CFL、PTTL、TCL、ATiFL、ITCL、ATTL 分别为距腓前韧带、后胫腓韧带、距腓后韧带、跟腓韧带、后胫距韧带、胫跟韧带、前胫腓韧带、距下韧带、前胫距韧带。

本文重点研究 ATFL 形态学参数与力学性质改变对整体踝关节稳定性的影响,故对骨组织与 ATFL 材料属性进行一定程度的简化,假设为各向同性且均匀的线弹性材料。骨组织的弹性模量为 7.3 GPa,泊松比为 0.3<sup>[23-24]</sup>;ATFL 的弹性模量为

80 MPa,泊松比为 0.4<sup>[20]</sup>。此外,对于踝关节中除 ATFL 以外的 8 条韧带,如前胫腓韧带(anterior tibiofibular ligament, ATiFL)、后胫腓韧带(posterior tibiofibular ligament, PTiFL)、前胫距韧带(anterior tibiotalar ligament, ATTL)、后胫距韧带(posterior

tibiotalar ligament, PTTL)、距下韧带 (interosseous ligament, ITCL)、胫跟韧带 (tibio calcaneal ligament, TCL)、距腓后韧带 (posterior talofibular ligament, PTFL) 和跟腓韧带 (calcaneofibular ligament, CFL), 用1条或多条线 (wire) 代替, 且各韧带在模型中的位置见图1(b)~(d)。为更加符合真实的韧带力学数据, 不仅依据韧带的直径和长度比值, 用多条 wire 模拟韧带, 且赋予非线性力学性质。线性载荷 ( $T$ ) - 应变 ( $\varepsilon$ ) 关系式如下:

$$T(\varepsilon) = A(e^{B\varepsilon} - 1)/n$$

式中:  $T$  为线性载荷;  $\varepsilon$  为应变;  $A, B$  为常数<sup>[25]</sup> (具体的韧带材料属性如表1所示);  $n$  为 wire 数量。其中, ITCL、PTFL、PTTL 分别用 10、2、4 条 wire 代替, 其余的韧带均用 1 条 wire 代替。

表1 韧带材料属性<sup>[25]</sup>

Tab. 1 Material properties of the ligaments<sup>[25]</sup>

韧带	A/N	B/N	韧带	A/N	B/N
ATIFL	5.52	22.63	PTIFL	6.87	20.07
ATTLL	2.06	20.11	TCL	0.51	45.99
CFL	0.20	49.63	PTTL	1.34	28.65
PTFL	0.14	44.35	ITCL	1.34	28.65

由于骨组织和韧带的形态不规则, 故选用 C3D10 单元进行网格划分。基于网格敏感性分析结果, 整体网格尺寸设为 5, 整体模型的节点数为 80 241, 单元数为 51 340。

由于本文主要关注韧带力学属性对踝关节稳定性的影响, 并不涉及骨组织的应力分布, 故在模型中简化软骨结构, 将骨与骨之间的相互作用假设为无摩擦且硬接触<sup>[26]</sup>。对于 ATFL 和距骨、腓骨之间的接触, 则使用绑定 (tie) 约束来限制韧带和骨组织的接触面。

本文主要通过数值仿真模拟中立位置下的 ADT 试验, 研究 ATFL 力学因素对踝关节稳定性的影响。因此, 模型中腓骨和胫骨的上表面完全固定, 在跟骨后端 1 个单元的 3 个节点上施加 150 N 前向集中力<sup>[27-28]</sup>。此外, 通过定义踝关节前后向刚度 (ankle anteroposterior stiffness, AAS), 即施加在跟骨上的前抽屈力与跟骨平均位移的比值, 作为评估踝关节稳定性的评价指标。

## 1.2 网格敏感性分析与模型有效性验证

网格敏感性分析的目的主要是为平衡计算时

间和计算精度, 确定最为合适的网格尺寸。在初始状态下, 网格设置为 5, 在网格敏感性分析中, 减小网格尺寸, 从而增加网格种子点的分布密度, 使得模型单元数和节点数发生改变。以距骨的前向位移为评价指标, 结果差异小于 5%, 则认为网格尺寸是合理的。从表 2 中可以看到, 单元总数为 51 340 及网格为 5 时, 距骨的前向位移变化率小于 5%, 故可认为初始状态下的网格划分合理。

表2 网格敏感性分析结果

Tab. 2 Results of grid sensitivity analysis

单元总数	距骨前向位移/mm	差异/%
5 1340	3.024 42	—
84 438	3.044 48	0.66
120 129	3.055 67	1.03
163 460	3.060 50	1.19

为验证本文所建踝关节模型的有效性, 根据文献 [27-28] 中的实验条件, 设置载荷和边界进行模拟, 通过对比参考文献中在体 ADT 试验数据与模型中距骨前向位移数据来评估该模型的有效性。结果显示, 模拟结果与文献数据的差异均小于 5% (见图 2)。

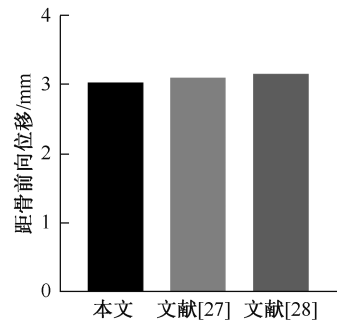


图2 模型有效性验证

Fig. 2 Validation of the model

## 2 结果

### 2.1 ATFL 厚度对 AAS 的影响

AAS 越大, 意味着踝关节越稳定。在 ATFL 弹性模量为 80 MPa 的情况下, 韧带厚度从 0.54 mm 增加到 3.36 mm, 不同 ATFL 厚度下的 AAS 从 33.47 N/mm 增加到 57.64 N/mm。使用 Sigmoid 函数进行曲线拟合, 拟合后得到的关系式为:

$$y = 33.4 + \frac{0.009\ 212}{0.000\ 380\ 1 + e^{\frac{-(x-0.5)}{0.1558}}}$$

式中: 自变量  $x$  为 ATFL 厚度; 因变量  $y$  为 AAS。结

果表明,  $R^2 = 0.9996$ , 拟合程度较高。从不同 ATFL 厚度下 AAS 的变化曲线可发现, ATFL 厚度在 0.78~2.31 mm 变化区间, 对应的 AAS 为 34.04~57.09 N/mm。且该区间内, 随 ATFL 厚度改变, AAS 变化十分明显, 提高了 67.7%。但在曲线的两端, 即当厚度小于 0.78 mm 或大于 2.31 mm 时, 厚度变化对 AAS 的影响微乎其微(见图 3)。

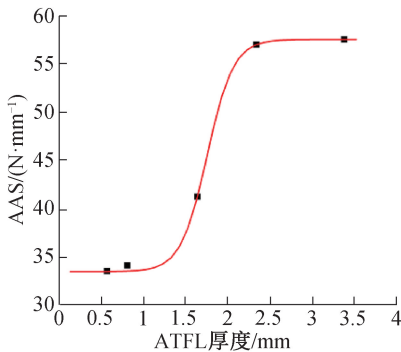


图3 ATFL 厚度变化对 AAS 的影响

Fig. 3 Effects of ATFL thickness variation on AAS

## 2.2 ATFL 弹性模量对 AAS 的影响

将 ATFL 弹性模量设定在 0.1~500 MPa 范围内, ATFL 厚度仍保持 1.61 mm 的情况下, 计算对应的 AAS。图 4 所示为 AAS 随 ATFL 弹性模量改变的关系曲线。随着韧带弹性模量增加, AAS 上升, 提示关节的稳定性提高。基于该数据, 使用 Sigmoid 函数逆行拟合, 具体关系式为:

$$y = 18.0 + \frac{14.2}{0.1313 + e^{\frac{-(x+0.1)}{102.2}}}$$

式中:  $x$  为自变量 ATFL 弹性模量;  $y$  为因变量 AAS。结果表明,  $R^2 = 0.9984$ 。当 ATFL 弹性模量从 0.1 MPa 增加到 500 MPa, 对应的 AAS 从 30.7 N/mm 增加到 122.91 N/mm, 增加了 300%。当 ATFL 弹性模量小于 60 MPa 时, AAS 上升较为缓慢; 弹性模量在 60~400 MPa 的变化范围, AAS 快速上升; 弹性模量在 400 MPa 以上时, AAS 上升速度减缓, 但没有出现平台的趋势(见图 4)。

## 3 讨论

本文旨在量化研究 ATFL 弹性模量与厚度变化对 AAS 的影响, 并假设在病理情况下, ATFL 弹性模量减小与厚度变薄均会导致 AAS 非线性下降。基

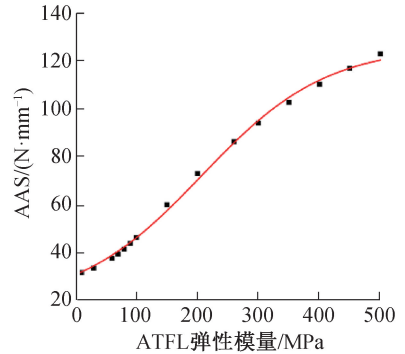


图4 ATFL 弹性模量变化对 AAS 的影响

Fig. 4 Effects of ATFL elastic modulus variation on AAS

于此研究目的, 通过 MRI 影像数据重建出踝关节三维模型, 对 ATFL 的厚度和弹性模量进行调整, 模拟 ADT 试验过程, 考察距骨和跟骨的向前位移。并且自定义 AAS 作为评价踝关节稳定性的量化指标, 研究 ATFL 形态学参数与力学属性对踝关节稳定性的影响。

针对踝关节不稳患者的临床研究中, 通过多种影像检测手段发现在病理状态的 ATFL 厚度发生改变。基于 MRI 影像测量的 ATFL 厚度数据中, 正常 ATFL 的厚度在 1.0~3.2 mm 范围内, 而病理状态下最大可达到 6.0 mm<sup>[29]</sup>。通过骨肌系统超声影像中测量 ATFL 的厚度, 同样也发现踝关节不稳患者的韧带厚度大于健康者, 其中踝关节不稳组的厚度为 2.28 mm, 健康组的厚度为 1.95 mm<sup>[6]</sup>。然而, 在关节镜检查中发现了 ATFL 变薄的情况, 尤其是 CAI 患者<sup>[31]</sup>。本研究中, ATFL 厚度变化范围为 0.54~3.36 mm, 包含了踝关节不稳患者与正常人韧带厚度的变化范围。在改变 ATFL 厚度时, 本文对 AAS 和厚度进行曲线拟合, 发现其变化规律可拟合为 1 条较为理想的 S 型曲线。结合临床研究中统计的 ATFL 厚度, 发现正常厚度范围内的韧带, 对应的 AAS 位于 S 型曲线的上升段, 且在此范围内的 AAS 变化幅度最大。该结果说明, 一旦发生病理变化的影响韧带受损变薄, 其 AAS 将会迅速减小, 导致关节极易不稳。本文采集得到的健康者韧带为 1.61 mm, 若将厚度增加为 2 倍, 即 3.22 mm 时, AAS 增加了 40.0%, 关节稳定度有较大提升; 在这基础上再增加 1 倍至 6.44 mm 时, AAS 变为 57.64 N/mm, 相比于 3.22 mm 时仅增加了 0.0029%, 此时踝关节稳定性略有增加, 但改变的程度微乎其微。相似的

变化规律在 ATFL 变薄的情况时也有发生,而该变化规律表明 ATFL 厚度对踝关节稳定性极其重要。尤其 ATFL 厚度在 0.78~2.31 mm 的范围内,ATFL 厚度微小的增大或减小都引起关节稳定性的大幅度变化。

本文发现,ATFL 弹性模量与 AAS 的变化呈正相关,且变化关系为非线性。有关病理状态下 ATFL 力学性质改变的临床研究文献较少,主要原因是测量在体情况下的组织弹性模量存在一定的难度。李硕等<sup>[22]</sup>通过实时剪切波弹性成像,测量了处于急性期的踝关节外侧副韧带(ATFL、CFL、PTFL),发现完全断裂组、部分撕裂组、挫伤组、正常组的平均弹性模量分别为 41.86、54.96、86.03、158.29 kPa。而该测量结果与本研究中 ATFL 弹性模量的变化范围(0.1~500 MPa)存在量级上的差异。本文推测,有限元中输入的材料属性数据来自于体外实验,而弹性成像测量的弹性模量是基于激励脉冲引起的剪切波速来测量的在体情况下组织的弹性特征,故测量数据与体外实验获得的弹性模量相比整体偏小。若将弹性成像测量的弹性模量代入本研究得到的关系式中,计算得到对应的 AAS 分别为 30.567、30.569、30.572、30.580 N/mm,变化率小于 5%。Yeh 等<sup>[31]</sup>尝试利用猪的肌腱找出弹性模量,测量获得的弹性模量与体外实验应力-应变曲线测量的弹性模量比例系数为 0.107。若将此比例系数应用于上述文献中 ATFL 的弹性模量,修正后的弹性模量分别为 391.2、513、804、1479.3 kPa,但仍小于有限元模拟中参考的 ATFL 弹性模量(80 MPa)。本文推测,由于此修正系数仅针对肌腱,而 ATFL 的修正系数仍然需要更多研究来确定,从而在临床上利用弹性成像技术逆向推算出 ATFL 材料属性。

有关踝关节扭伤导致 ATFL 形态学与力学变化的研究表明,ATFL 厚度与弹性模量的变化表现出两种趋势:增厚或变薄;增加或减少。而这种完全相反的差异可能受到时间的影响。Kanamoto 等<sup>[11]</sup>在术中采集了 CAI 患者韧带厚度,结果发现距离首次扭伤的时间越长,韧带变薄的患者更多;而病程较短时,韧带变厚的患者更多。Chen 等<sup>[13]</sup>利用声辐射力脉冲弹性成像技术测量了 ATFL 挫伤患者的剪切波速,并分类为急性组(<3 d)、亚急性组(3~

30 d)、慢性组(>30 d),测量结果分别为 4.09、5.60、7.74 m/s。该结果表明,随着时间的流逝,ATFL 的剪切波速逐渐提高,弹性模量逐渐升高。Wang 等<sup>[16]</sup>在膝关节后交叉韧带的损伤急性期中发现了韧带水肿增厚且弹性模量下降的现象。结合本研究结果中得到的 AAS 变化趋势,弹性模量与厚度共同维持踝关节稳定性,可能存在代偿互补的联系,即踝关节扭伤后的短期内,ATFL 的弹性模量可能会相对较低,且出现水肿增厚;经过一段时间后,ATFL 的弹性模量会增加,且厚度会降低。但韧带的厚度与弹性模量对踝关节稳定性的联合影响,仍需要持续的关注。

此外,本研究仍存在如下局限性:① 本文构建了 1 个通用的踝关节有限元模型,忽略了踝关节其他组织的几何形态对踝关节稳定性的影响,故后续仍需建立病人特异性全足模型;② 对于踝关节中除 ATFL 以外的 8 条踝关节韧带,用多条 wire 代替,且模型构建中忽略了软骨等其他组织在踝关节稳定性中的影响;③ 本研究得到的 AAS 相关关系基于有限元模拟,且未考虑厚度与弹性模量对 AAS 交互影响,仅考虑厚度与弹性模量作为单因素变量对 AAS 的影响。基于以上局限性,未来计划采集踝关节不稳患者在体的 ATFL 厚度与弹性模量,结合病人特异性踝关节不稳三维模型,研究 ATFL 厚度与弹性模量对 AAS 的联合影响。

## 4 结论

本文使用踝关节有限元模型研究 ATFL 厚度与弹性模量对踝关节稳定性的影响。通过 AAS 来量化踝关节稳定性,且分别拟合出 AAS-ATFL 厚度和 AAS-ATFL 弹性模量的曲线,为踝关节不稳患者的临床诊断提供生物力学方面的理论依据。

## 参考文献:

- [1] DOHERTY C, DELAHUNT E, CAULFIELD B, *et al.* The incidence and prevalence of ankle sprain injury: A systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies [J]. *Sports Med*, 2014, 44(1): 123-140.
- [2] MIKLOVIC TM, DONOVAN L, PROTZUK OA, *et al.* Acute lateral ankle sprain to chronic ankle instability: A pathway of dysfunction [J]. *Phys Sportsmed*, 2018, 46(1): 116-122.

- [ 3 ] AL-MOHREJ OA, AL-KENANI NS. Chronic ankle instability: Current perspectives [ J ]. *Avicenna J Med*, 2016, 6(4): 103-108.
- [ 4 ] GOLDITZ T, STEIB S, PFEIFER K, *et al.* Functional ankle instability as a risk factor for osteoarthritis: Using T2-mapping to analyze early cartilage degeneration in the ankle joint of young athletes [ J ]. *Osteoarthr Cartilage*, 2014, 22(10): 1377-1385.
- [ 5 ] TASER F, SHAFIQ Q, EBRAHEIM NA. Anatomy of lateral ankle ligaments and their relationship to bony landmarks [ J ]. *Surg Radiol Anat*, 2006, 28(4): 391-397.
- [ 6 ] LIU K, GUSTAVSEN G, ROYER T, *et al.* Increased ligament thickness in previously sprained ankles as measured by musculoskeletal ultrasound [ J ]. *J Athl Training*, 2015, 50(2): 193-198.
- [ 7 ] BEKEROM MPJ, OOSTRA RJ, ALVAREZ PG, *et al.* The anatomy in relation to injury of the lateral collateral ligaments of the ankle: A current concepts review [ J ]. *Clin Anat*, 2008, 21(7): 619-626.
- [ 8 ] BROWN CN, ROSEN AB, KO J. Ankle ligament laxity and stiffness in chronic ankle instability [ J ]. *Foot Ankle Int*, 2015, 36(5): 565-572.
- [ 9 ] 施晓剑, 韩甲, 刘宇, 等. 慢性踝关节不稳的病理机制和评估诊断研究进展 [ J ]. *中国运动医学杂志*, 2019, 38(9): 816-824.
- [ 10 ] 王安鸿, 郭秦炜. 踝关节外侧副韧带损伤的研究现状 [ J ]. *足踝外科电子杂志*, 2019, 6(1): 35-40.
- [ 11 ] KANAMOTO T, SHIOZAKI Y, TANAKA Y, *et al.* The use of MRI in pre-operative evaluation of anterior talofibular ligament in chronic ankle instability [ J ]. *Bone Joint Res*, 2014, 3(8): 241-245.
- [ 12 ] HOTFIEL T, HEISS R, JANKA R, *et al.* Acoustic radiation force impulse tissue characterization of the anterior talofibular ligament: A promising noninvasive approach in ankle imaging [ J ]. *Phys Sports Med*, 2018, 46(4): 435-440.
- [ 13 ] CHEN X, WANG L, LI X, *et al.* Can virtual touch tissue imaging quantification be a reliable method to detect anterior talofibular ligament type I injury at the acute, subacute, and chronic stages? [ J ]. *Quant Imag Med Surg*, 2021, 11(10): 4334-4341.
- [ 14 ] 刘俊丽, 鲍鹏程. 3.0T MRI 对踝关节外侧韧带损伤患者损伤程度及治疗效果评价意义 [ J ]. *影像科学与光化学*, 2021, 39(6): 865-870.
- [ 15 ] CORDOVA ML, SEFTON JM, HUBBARD TJ. Mechanical joint laxity associated with chronic ankle instability: A systematic review [ J ]. *Sports Health*, 2010, 2(6): 452-459.
- [ 16 ] WANG LY, YANG T, HUANG YC, *et al.* Evaluating posterior cruciate ligament injury by using two-dimensional ultrasonography and sonoelastography [ J ]. *Knee Surg Sport Tr A*, 2017, 25(10): 3108-3115.
- [ 17 ] HOWELL K, CHIEN C, BELL R, *et al.* Novel model of tendon regeneration reveals distinct cell mechanisms underlying regenerative and fibrotic tendon healing [ J ]. *Sci Rep-Uk*, 2017, 7(1): 45238.
- [ 18 ] IMHAUSER CW, SIEGLER S, UDUPA JK, *et al.* Subject-specific models of the hindfoot reveal a relationship between morphology and passive mechanical properties [ J ]. *J Biomech*, 2008, 41(6): 1341-1349.
- [ 19 ] PALAZZI E, SIEGLER S, BALAKRISHNAN V, *et al.* Estimating the stabilizing function of ankle and subtalar ligaments via a morphology-specific three-dimensional dynamic model [ J ]. *J Biomech*, 2020, 98: 109421.
- [ 20 ] SIEGLER S, BLOCK J, SCHNECK CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint [ J ]. *Foot Ankle*, 1988, 8(5): 234-242.
- [ 21 ] ATTARIAN DE, MCCRACKIN HJ, DEVITO DP, *et al.* Biomechanical characteristics of human ankle ligaments [ J ]. *Foot Ankle*, 1985, 6(2): 54-58.
- [ 22 ] 李硕, 郭瑞君. 实时剪切波弹性成像技术评估踝关节外侧副韧带急性闭合型损伤的临床应用 [ J ]. *中华医学超声杂志 (电子版)*, 2019, 16(11): 815-820.
- [ 23 ] ZHU ZJ, ZHU Y, LIU JF, *et al.* Posterolateral ankle ligament injuries affect ankle stability: A finite element study [ J ]. *BMC Musculoskel Dis*, 2016, 17(1): 96.
- [ 24 ] WANG Y, LI Z, WONG DWC, *et al.* Finite element analysis of biomechanical effects of total ankle arthroplasty on the foot [ J ]. *J Orthop Transl*, 2018, 12: 55-65.
- [ 25 ] FUNK JR, HALL GW, CRANDALL JR, *et al.* Linear and quasi-linear viscoelastic characterization of ankle ligaments [ J ]. *J Biomech Eng*, 1999, 122(1): 15-22.
- [ 26 ] PENG Y, WONG DWC, WANG Y, *et al.* Computational models of flatfoot with three-dimensional fascia and bulk soft tissue interaction for orthosis design [ J ]. *Med Nov Tech Dev*, 2021, 9: 100050.
- [ 27 ] DE VRIES JS, KERKHOFFS GMMJ, BLANKEVOORT L, *et al.* Clinical evaluation of a dynamic test for lateral ankle ligament laxity [ J ]. *Knee Surg Sport Tr A*, 2010, 18(5): 628-633.
- [ 28 ] BEYNNON BD, WEBB G, HUBER BM, *et al.* Radiographic measurement of anterior talar translation in the ankle: Determination of the most reliable method [ J ]. *Clin Biomech*, 2005, 20(3): 301-306.
- [ 29 ] CARDONE BW, ERICKSON SJ, DEN HARTOG BD, *et al.* MRI of injury to the lateral collateral ligamentous complex of the ankle [ J ]. *J Comput Assist Tomo*, 1993, 17(1): 102-107.
- [ 30 ] MORVAN A, KLOUCHE S, THES A, *et al.* Reliability and validity of preoperative MRI for surgical decision making in chronic lateral ankle instability [ J ]. *Eur J Orthop Surg Tr*, 2018, 28(4): 713-719.
- [ 31 ] YEHL CL, KUO PL, LI PC. Correlation between the shear wave speed in tendon and its elasticity properties [ C ] // *Proceedings of 2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. Prague: IEEE, 2013: 9-12.