步态周期中踝关节有限元模型的构建及生物力学分析

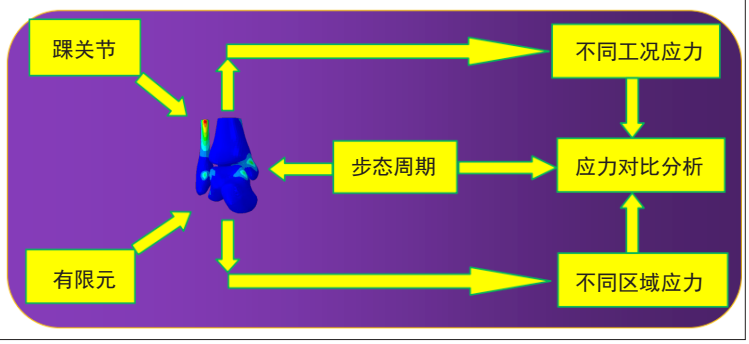
https://doi.org/10.12307/2022.429
投稿日期：2021-04-24
送审日期：2021-04-26
采用日期：2021-06-17
在线日期：2021-09-13
中图分类号：
R459.9；R318；R684
文章编号：
2095-4344(2022)09-01362-05
文献标识码：A

白子兴[1]，曹旭含[1]，孙承颐[2]，杨艳军[1]，陈 思[1]，温建民[1]，林新晓[1]，孙卫东[1]

文章快速阅读：

文章特点—

△步态周期中，正常踝关节在平衡站立工况和支撑末期工况的主要应力区域大致一致，大小差异较大。此次研究构建的踝关节有限元模型，高度还原了踝关节的力学环境，明确了步态周期中踝关节的应力规律，为临床踝关节相关疾病的诊疗与术后康复提供了思路。



文题释义：

踝关节：由胫、腓骨下端的关节面与距骨滑车构成。胫骨的下关节面及内、外踝关节面共同形成的“冂”形的关节窝，容纳距骨滑车，由于滑车关节面前宽后窄，当足背屈时，较宽的前部进入窝内，关节稳定；但在跖屈时，滑车较窄的后部进入窝内，踝关节松动且能作侧方运动，容易发生扭伤。

步态周期：步态是人类步行的行为特征，是人类生存的基础，其中步态分析方法已发展成为临床工作中的重要组成部分。行走过程中从一侧足跟着地至该足跟再次着地构成一个步态周期，步态周期包括支撑时相(稳定期约为整个步态周期的62%)和摆动时相(摆动期约为整个周期的38%)，其中踝关节跖屈在支撑末期出现峰值，约为20°。

摘要

背景：踝关节属于人体最重要的承重关节之一，在行走过程中发挥着重要作用，目前缺少有关踝关节在步态周期中应力的相关研究。

目的：基于有限元法分析步态周期中踝关节的应力大小及区域变化。

方法：首先通过Mimics 16.0软件及Rapidform XOR_3 64软件构建踝关节有限元模型；利用此踝关节模型与Anderson构建的胫距下关节面有限元模型的应力及接触面积进行对比，验证模型的有效性；最后通过ABAQUS有限元分析软件，模拟踝关节在步态周期中平衡站立工况及支撑末期工况的应力状态，通过对比相同区域不同工况的应力变化，分析踝关节在步态周期中的作用，探讨踝关节失稳状态下踝关节的应力变化。

结果与结论：①构建的踝关节有限元模型共包括44 551个单元、16 718个节点，并验证了其有效性与合理性；②平衡站立工况下：主要应力集中在距腓前韧带(A、B)、胫距前韧带(C、D)、胫距后韧带近端(F)、胫距关节下表面(H)；踝关节最大应力在胫距后韧带近端附着点(F)，为10.670 MPa；最小应力在内踝胫骨关节面(J)，为2.965 MPa；③支撑末期工况下：主要应力集中在距腓前韧带(A、B)、胫距前韧带(C、D)、胫距关节下表面(H)、外踝距骨关节面(K)；踝关节最大应力在胫距前韧带近端(D)，为23.00 MPa；最小应力在胫距后韧带近端附着点(F)，为3.478 MPa；④提示构建的踝关节有限元模型高度还原了踝关节的力学环境，明确了步态周期中踝关节的应力规律，为临床踝关节相关疾病的诊疗与术后康复提供了思路。

关键词：步态周期；踝关节；支撑末期；有限元；生物力学

Construction and biomechanical analysis of ankle joint finite element model in gait cycle

Bai Zixing[1], Cao Xuhan[1], Sun Chengyi[2], Yang Yanjun[1], Chen Si[1], Wen Jianmin[1], Lin Xinxiao[1], Sun Weidong[1]

[1]Second Department of Bone and Joint, Wangjing Hospital of China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 101002, China; [2]Beijing University of Chinese Medicine, Beijing 100029, China

Bai Zixing, Doctoral candidate, Second Department of Bone and Joint, Wangjing Hospital of China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 101002, China

Corresponding author: Sun Weidong, MD, Chief physician, Second Department of Bone and Joint, Wangjing Hospital of China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 101002, China

Abstract

BACKGROUND: The ankle joint is one of the most important load-bearing joints in the human body and plays an important role in walking. At present, there is a lack of research on the stress of the ankle joint in the gait cycle.

OBJECTIVE: To analyze the stress and area changes of the ankle joint during the gait cycle based on the finite element analysis method.

[1] 中国中医科学院望京医院骨关节二科，北京市 101002；[2] 北京中医药大学，北京市 100029

第一作者：白子兴，男，1992 年生，中国中医科学院在读博士，主要从事骨与关节相关疾病研究。

通讯作者：孙卫东，博士，主任医师，中国中医科学院望京医院骨关节二科，北京市 101002

https://orcid.org/0000-0003-3116-7287 (白子兴)

基金资助：北京自然科学基金项目 (7172244)，项目负责人：孙卫东；北京市科技计划课题 (Z191100006619024)，项目负责人：孙卫东

引用本文：白子兴，曹旭含，孙承颐，杨艳军，陈思，温建民，林新晓，孙卫东 . 步态周期中踝关节有限元模型的构建及生物力学分析 [J]. 中国组织工程研究，2022，26(9):1362-1366.

METHODS: First, an ankle finite element model was constructed with Mimics 16.0 software and Rapidform XOR_3 64 software. The stress and contact area of this ankle joint model were compared with Anderson's finite element model to verify the effectiveness of the model. Finally, ABAQUS finite element analysis software was used to simulate the stress state of the ankle joint during the gait cycle in a balanced standing condition and the pre-swing condition. By comparing the stress changes in different conditions in the same area, the role of the ankle joint in the gait cycle was analyzed to explore the changes in ankle stress under joint instability.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The ankle joint finite element model constructed in this study included 44 551 units and 16 718 nodes, and verified its validity and rationality. (2) Balanced standing conditions: The main stresses were concentrated in the anterior fibula ligament (A, B), anterior tibiotalar ligament (C, D), the proximal end of the posterior tibial ligament (F), and the lower surface of the tibiotalar joint (H). The maximum stress at the ankle joint was at the proximal attachment point (F) of the posterior tibiofibular ligament, which was 10.670 MPa. The minimum stress was at the medial malleolus tibial articular surface (J), which was 2.965 MPa. (3) The pre-oscillation condition: The main stress was concentrated in the anterior fibula ligament (A, B), tibialis anterior ligament (C, D), inferior surface of the tibiotalar joint (H), and articular surface of the lateral malleolus talus (K). The maximum stress of the ankle joint was at the proximal end of the tibial anterior ligament (D), which was 23.00 MPa. The minimum stress was at the proximal attachment point (F) of the posterior tibial ligament, which was 3.478 MPa. (4) It is concluded that the finite element model of the ankle joint constructed in this study highly restores the mechanical environment of the ankle joint, clarifies the stress law of the ankle joint during the gait cycle, and provides ideas for the diagnosis and treatment of clinical ankle joint-related diseases and postoperative rehabilitation.

Key words: gait cycle; ankle joint; pre-swing; finite element; biomechanics

Funding: *Natural Science Foundation Project of Beijing, No. 7172244 (to SWD); Science and Technology Project of Beijing, No. Z191100006619024 (to SWD)*

How to cite this article: *BAI ZX, CAO XH, SUN CY, YANG YJ, CHEN S, WEN JM, LIN XX, SUN WD. Construction and biomechanical analysis of ankle joint finite element model in gait cycle. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2022;26(9):1362-1366.*

0 引言 Introduction

踝关节的骨性结构由胫骨、腓骨远端及距骨组成，与膝关节、髋关节的旋转轴共同构成多个自由度的关节，最大限度的满足了行走的需要[1-2]。正常步态时，踝关节的反作用力大于膝、髋关节，在步态周期中的蹬伸及缓冲阶段起主要作用。踝关节的稳定性受骨骼解剖关系、韧带及运动等因素影响，其力量的强弱直接影响身体的稳定性[3]。踝穴容纳距骨体，距骨在踝穴内有无倾斜，直接关系到踝关节的应力大小。踝关节周围韧带均向下及后方走行，起到阻止距骨向后，向两侧的移位作用[4]。踝关节的负荷与关节面接触大小密切相关，平衡站立工况下踝关节承受的压缩应力是体质量的 2 倍，负重推进期相当于体质量的 5 倍左右[5-6]。伴随着生物信息技术的发展，有限元分析在骨科生物力学领域发挥的作用越来越大。目前，有限元分析主要用于膝、髋关节等关节的研究，踝关节的动态应力分析开展较少[7]。为进一步明确踝关节在步态周期中的动态应力改变，此次研究通过构建踝关节有限元模型，模拟踝关节在行走过程中的不同工况，对应力区域进行对比分析，以期为踝关节相关疾病的诊疗与康复创新提供数据支持。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 基于有限元分析的踝关节生物力学实验。

1.2 时间及地点 实验于 2020 年 10 月在中国中医科学院望京医院受试者接待室完成。

1.3 设备及软件 德国 SIEMENS 公司 128 排螺旋 CT(型号 SOMATOM Definition Edge)，Footscan 平板足底压力测试系统 (RSscan 公司，比利时)，图像处理软件 Mimics 16.0(Materialise 公司，比利时)，三维建模软件 Rapidform XOR_3 64(INUS 公司，韩国)，有限元软件 ABAQUS/CAE6.13-4(ABAQUS 软件公司，美国)。

1.4 对象 女性志愿者 1 名，26 岁，身高 165 cm，体质量 55 kg，踝关节背伸 25°、跖屈 45°、内翻 40°、外翻 20°。既往无踝关节外伤及手术史，无退变性关节病表现，足部无畸形，无其他系统疾病。伦理审查经中国中医科学院望京医院伦理委员会批准通过，志愿者签署知情同意书。

1.5 方法

1.5.1 踝关节有限元模型的构建过程

数据采集：通过 LightSpeed 128 层螺旋 CT 对志愿者右足 (保持中立位) 进行无间隙扫描，扫描条件：120 kV，125 mA，层厚 0.625 mm，从足尖至足跟，获得足部 CT 图像，以 DICOM 格式存储备用。编译读取 DICOM 文件的程序，堆积成空间点云的保存目录。

点云处理：将足部所有 DICOM 数据中的骨骼和软组织数据导入 Mimics 16.0 软件，首先将 DICOM 格式的二维数据转化为三维信息，进行图像定位和图像还原和矢量化除噪处理，色度值设置为 (0，250)；进一步对骨质阈值进行范围定义区分软组织与骨骼结构，其中骨质的阈值范围最小为 338，最大为 3 156；下一步对已经定义的骨质进行 Draw 和 Erase 处理，手工修整骨骼之间的粘连及不规则孔洞，生成初级骨骼模型；之后使用区域生长 (region growing) 指令，区分踝关节的距骨、胫骨和腓骨结构；通过影像灰度值确定阈值范围，针对松质骨区域进行阈值界定范围，松质骨通过手动填补来完成，分割出所需图片；通过 calculate 3D from Mask 指令进行 3D 平滑处理，利用 FEA 模块构建骨骼表面网格，基于 remesh 指令进行光滑处理，修整网格的大小，从而建立包含胫、骨、腓骨和距骨三维骨骼模型，还原踝关节的完整影像信息，存储为 stl 格式。

逆向还原：逆向处理主要分为点云数据导出和曲面重构两部分。首先，将 Mimics 初步处理的点云数据导入 Rapidform XOR_3 64 进行逆向处理，获取完整的骨骼结构整体外表面；然后，将骨骼结构整体外表面进行曲面构建，生成实体仿真曲度的骨骼模型，以 .igs 文件格式保存。软骨重建、韧带还原：定义软骨分布在关节间隙，描绘软骨轮廓，通过 Rapidform XOR_3 64 进行布尔运算，生成软骨、韧带并连接各关节，见**图 1**，**2**。

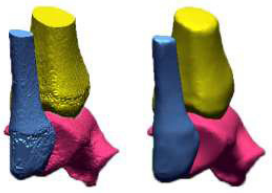


图 1 ｜光滑处理，初级建模
Figure 1 ｜ Smoothing, primary modeling

图 2 ｜逆向还原，曲面重构
Figure 2 ｜ Reverse restore, surface reconstruction

网格划分：网格划分主要包括曲面生成与分割、区域二维分网、三维构网和节点合并。首先，将 .igs 格式文件导入

ABAQUS 有限元软件，使骨骼模型表面生成曲面并对曲面进行分割，形成多个多边形，便于划分网格；然后，依次对各多边形进行二维网络及三维网络的构建；最后，将各划分的多边形通过节点进行整合，生成完整踝关节三维网格模型，得到踝关节胫骨、腓骨和距骨的三维骨骼网格模型，其中皮质骨选用六面体单元，松质骨选择四面体单元，软组织为四节点四面体，足部模型表层行八节点六面网格划分。

材料定义、属性设置：有限元模型中骨骼组织和实体韧带单元的材料属性参照同行认可的研究进行赋值，骨骼与软骨定义为各向同性材料，通过弹性模量的等级还原皮质骨、松质骨和软骨，定义皮质骨密度为 1.228 g/cm^{-3}，弹性模量为 7 300 MPa，泊松比为 0.3；松质骨弹性模量为 100 MPa，泊松比为 0.35；软骨弹性模量为 150 MPa，泊松比为 0.42[8-10]。松质骨韧带定义为弹簧单元，关节软骨组织及韧带的单元和材料特性通过查阅文献得到 [11-13]。

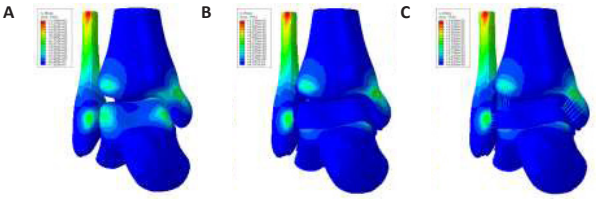
1.5.2 踝关节模型的可靠性验证 此次研究采用与既往文献对比的方式验证有限元模型的有效性。通过对所构建的踝关节有限元模型模拟平衡站立工况下的力学传导，参考 ANDERSON 等 [14] 所定义的的边界条件，约束距骨，由上到下垂直胫距关节面施加 600 N 垂直压缩载荷，采集此有限元模型胫距下关节面的接触应力及面积，将实际所测得的接触应力与面积和 ANDERSON 等 [14] 构建的有限元模型数据进行对比分析，验证此次有限元模型可靠性。

1.5.3 边界条件及模型约束与加载 模拟体质量为 55 kg 的受试者，平衡站立工况承受 0.5 倍体质量，单足站立 1 倍体质量，支撑末期承受 1.25 倍体质量 [15-16]。跟腱受力为单足受力的 50%，故跟腱附着点上施加垂直向上的 137.5 N 的拉力。站立状态下，重力按照 1 ∶ 5 的形式、垂直朝下分配到腓骨和胫骨上；双足站立时，胫骨加载 390 N，腓骨加载 78 N；支撑末期，胫骨加载 979 N，腓骨加载 195 N。定义软骨、韧带与骨骼之间的接触关系设置为“绑定状态”，通过布尔运算去除重叠部分，使二者完美结合在一起。关节软骨面的的间隙小于 0.1 mm，关节之间存在关节滑液，定义摩擦系数为 0.01 [17-18]。

1.6 主要观察指标 分别记录平衡站立工况及支撑相末期工况，踝关节距腓前韧带远端附着点 (A)、距腓前韧带近端附着点 (B)、胫距前韧带远端附着点 (C)、胫距前韧带近端附着点 (D)、胫距后韧带远端附着点 (E)、胫距后韧带近端附着点 (F)、胫距关节上表面 (G)、胫距关节下表面 (H)、内踝距骨关节面 (I)、内踝胫骨关节面 (J)、外踝距骨关节面 (K)、外踝胫骨关节面 (L) 的 Von Mises 应力，获得踝关节应力分布与步态周期的关系。

2 结果 Results

2.1 踝关节有限元模型的构建结果 此次研究基于足部 CT 影像资料构建踝关节有限元模型，踝关节的结构完整性相较于其他研究更加完整：此模型中在对骨骼结构重建的基础上，通过韧带、软骨等结构的还原促进模型构建的真实性，直观准确地还原了踝关节，为踝关节的应力分析计算提供了良好的平台。其中胫骨单元 25 174，节点 5 177；腓骨单元 10 544，节点 2 330；距骨单元 21 371，节点 4 312；软骨单元 8 735，节点 4 796；韧带单元 98，节点 103。其中骨骼定义为 C3D4，为 4 节点 4 面体；软骨 C3D6 定义为 6 节点 5 面体；韧带 T3D2 定义为 8 节点 6 面体。下图依次展示了骨骼模型、骨骼软骨模型、骨骼软骨韧带模型，见**图 3**。



图注：图 A–C 依次为骨骼模型、骨骼软骨模型、骨骼软骨韧带模型

图 3 | 平衡站立工况踝关节有限元模型示意图

Figure 3 | Schematic diagram of ankle joint finite element model under balanced standing condition

2.2 踝关节有限元模型的有效性验证 通过对比实际测得的接触应力与面积，和 ANDERSON 等 [14, 18] 构建的有限元模型数据对比，发现 3 种模型的应力大小、区域接触面积较为接近，见**表 1**。此次研究构建的踝关节有限元模型高度还原，真实可靠，科学有效，该模型的胫距关节面最大应力为 3.68 MPa，应力面积为 348.6 mm^2，与 ANDERSON 等 [14, 18] 的研究结果高度相似。

表 1 | 构建的有限元模型与 ANDERSON 等的模型胫距关节面应力大小及面积比较

Table 1 | Comparison of stress size and area of tibiotalar joint surface between finite element model constructed in this study and models in ANDERSON et al.'s studies

指标	ANDERSON 等 [14] 的研究		ANDERSON 等 [18] 的研究		此次研究模型
	Tekscan	模型 1	Tekscan	模型 2	
最大应力 (MPa)	3.69	3.74	2.92	2.74	3.68
接触面积 (mm^2)	295.1	290.5	493.6	419.9	348.6

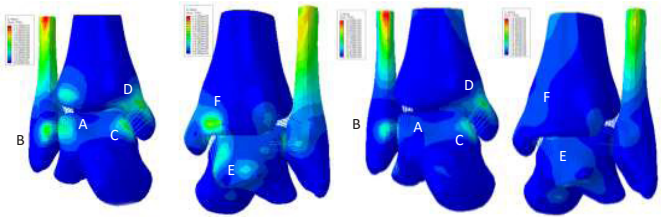
2.3 踝关节有限元模型的应力分布 平衡站立工况下，主要应力集中在距腓前韧带 (A、B)、胫距前韧带 (C、D)、胫距后韧带近端 (F)、胫距关节下表面 (H)；踝关节最大应力在胫距后韧带近端附着点 (F)，为 10.670 MPa；最小应力在内踝胫骨关节面 (J)，为 2.965 MPa，见**表 2** 及**图 4**。

表 2 | 踝关节模型不同工况、不同区域的应力值 (MPa)

Table 2 | Stress values of the ankle models under different working conditions and regions

工况	A	B	C	D	E	F
平衡站立	6.376	6.932	7.344	10.620	5.523	10.670
支撑末期	12.180	13.320	16.420	23.000	4.655	3.478
工况	G	H	I	J	K	L
平衡站立	4.656	7.300	4.225	2.965	6.376	4.448
支撑末期	7.488	16.42	6.764	6.151	12.180	7.570

表注：模型各分区包括踝关节距腓前韧带远端附着点 (A)、距腓前韧带近端附着点 (B)、胫距前韧带远端附着点 (C)、胫距前韧带近端附着点 (D)、胫距后韧带远端附着点 (E)、胫距后韧带近端附着点 (F)、胫距关节上表面 (G)、胫距关节下表面 (H)、内踝距骨关节面 (I)、内踝胫骨关节面 (J)、外踝距骨关节面 (K)、外踝胫骨关节面 (L)

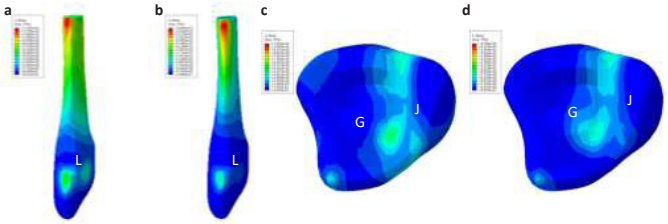


图注：左侧 2 个模型为平衡站立工况踝关节不同韧带应力有限元模型，右侧 2 个模型为支撑末期工况踝关节不同韧带应力有限元模型。模型各分区包括踝关节距腓前韧带远端附着点 (A)、距腓前韧带近端附着点 (B)、胫距前韧带远端附着点 (C)、胫距前韧带近端附着点 (D)、胫距后韧带远端附着点 (E)、胫距后韧带近端附着点 (F)

图 4 ｜踝关节各韧带有限元模型不同工况、区域的应力云图

Figure 4 ｜ Stress nephogram of each ligament of ankle joint under different working conditions and regions

支撑末期工况下，主要应力集中在距腓前韧带 (A、B)、胫距前韧带 (C、D)、胫距关节下表面 (H)、外踝距骨关节面 (K)；踝关节最大应力在胫距前韧带近端 (D)，为 23.00 MPa，最小应力在胫距后韧带近端附着点 (F)，为 3.478 MPa，见表 2 及**图 5**。

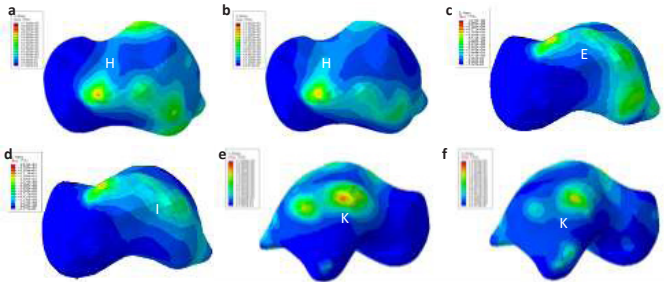


图注：图 a，b 为不同工况腓骨有限元模型，c，d 为不同工况胫距上关节面有限元模型。G 为胫距关节上表面，J 为内踝胫骨关节面，L 为外踝胫骨关节面

图 5 ｜踝关节腓骨、胫距上关节面有限元模型不同工况、区域的应力云图

Figure 5 ｜ Stress nephogram of the finite element model of ankle fibula and tibial supratalar joint surface under different working conditions and regions

其中，在距腓前韧带 (A、B)、胫距前韧带 (C、D)、胫距关节下表面 (H)、外踝距骨关节面 (K) 区域，平衡站立工况总体应力小于支撑末期工况应力；在胫距后韧带近端区域，平衡站立工况总体应力大于支撑末期工况应力；在外踝胫骨关节面二者应力大小无明显差异，见**图 6**。



图注：图 a，c，e 分别为平衡站立工况下，胫距下关节面 (H)、内踝距骨关节面 (I)、外踝距骨关节面 (K) 有限元模型的应力云图；图 b，d，f 分别为支撑末期工况下，胫距下关节面 (H)、内踝距骨关节面 (I)、外踝距骨关节面 (K) 有限元模型的应力云图

图 6 ｜踝关节距骨关节面有限元模型不同工况、区域的应力云图

Figure 6 ｜ Stress nephogram of ankle talus joint surface under different working conditions and regions

3 讨论 Discussion

3.1 踝关节有限元模型构建的可行性　踝关节模型构建的准确与否是进行有限元分析的基石，作为数字虚拟模型，通过赋值程序进行量化分析，模型的精确性受加载条件、材料赋值、材料属性等因素的影响，因此，踝关节模型的有效性验证成为生物力学研究的关键部分 [19-20]。有限元模型的验证主要采用尸体实验和文献对比，二者皆受异体数据的影响，对于模型的准确性影响较大 [21-22]。此次研究通过实际所测得的接触应力、面积和 ANDERSON 等 [14, 18] 构建的有限元模型数据进行对比，充分说明了模型的真实可靠性。

3.2 踝关节周围韧带应力与步态周期的关系　踝关节是人体负担最重的关节，也是运动训练过程中最易受损伤的关节，其稳定性和灵活性是人体完成站立、行走、下蹲、跑跳等动作的基本保障。踝关节的稳定性和灵活性受多方面因素的影响，如步态周期、周围肌肉力量、关节活动度、本体感觉功能、动作模式等 [23]。在步态周期中，踝关节的运动是以对侧趾离地为分界的，胫骨前肌与趾长伸肌从前摆动期后 1/2 开始做离心收缩直至对侧趾离地；胫骨后侧与胫骨前侧相拮抗的踝跖屈肌，在支撑项从对侧足趾离地开始做离心收缩至前摆动期前 1/2 时相，防止踝关节过度背屈，在支撑相，小腿三头肌能固定踝关节，防止身体过度前倾 [24-25]。

踝关节周围韧带根据解剖位置可以分成外侧韧带、内侧三角韧带、胫腓联合韧带。距腓前韧带在平衡站立工况与踝关节面相平行，在踝关节背伸时向上倾斜，跖屈时向下倾斜，跖屈时上半部分韧带紧张，背伸时下半部分韧带紧张 [26]。此次踝关节有限元分析发现，距腓前韧带应力在跖屈时明显增加，约是平衡站立工况的 2 倍，以支撑末期距腓前韧带近端 (B) 点的应力最大，为 13.320 MPa。三角韧带属于复合韧带，主要由胫跟韧带和胫舟韧带组成，胫距前、后韧带位于三角韧带深层，在步态周期中主要限制距骨外翻、旋前以及前移，平衡站立时胫距前韧带处于松弛状态，胫距后韧带处于紧张状态，跖屈状态时应力相反 [27-28]。此次有限元分析结果显示，平衡站立工况下，胫距前、后韧带近端 (D、F) 点应力明显大于远端应力，分别为 10.620，10.670 MPa；支撑末期工况下，胫距前韧带紧张，应力明显增大，最大应力集中在胫距前韧带近端 (D)，为 23 MPa；胫距后韧带松弛，应力减小，且胫距后韧带近端应力最小，为 3.478 MPa。

3.3 踝关节周围骨骼、关节应力与步态周期的关系　踝关节是由胫骨、腓骨和距骨组成的鞍状关节，行走过程通过骨骼、韧带、肌肉 3 个结构之间的相互作用来完成，踝关节的关节面较大，在步态周期能够承受高达自身体质量 450% 的力；踝关节属于单轴滑车关节，能做足背屈和跖屈运动。距骨体前宽后窄，平衡站立工况下，较宽的距骨体前部进入踝穴中，踝关节接触面积多，应力减小，关节较稳固；支撑末期工况下，较窄的距骨体后部进入踝穴内，允许有一定的侧向运动和较大的内翻运动，踝关节接触面积减小，应力增加稳定性减小 [29-30]。此次研究发现，无论是平衡站立工况还是支撑末期工况，胫距关节距骨关节面应力大于胫骨关节面，可能与关节承重有关；当处于支撑末期时，踝关节跖屈角度最大，胫距关节距骨关节面 (H) 应力最大，为 16.42 MPa。踝关节

在步态周期中的运动涉及到背屈、跖屈、内翻、外翻、前足内收和外展运动，支撑末期踝关节处于跖屈、内收和内翻状态，加上外踝比内踝约长 1 cm，且靠后方，内侧韧带比外侧韧带坚强，因此踝关节的内收、内翻状态下，外踝受到挤压，应力大于内踝 [31]。此次研究数据表明，平衡站立工况，内踝与外踝应力相当；支撑末期工况，外踝应力明显增大，最大应力位于外踝关节距骨面 (K)，为 12.18 MPa。

3.4 踝关节周围应力与踝关节相关疾病的关系 无论是平衡站立工况，还是支撑末期工况，踝关节主要应力分布在距腓前韧带、胫距韧带、胫距关节距骨关节面，最大应力均在距腓前韧带近端，因此可以推测踝关节损伤的发生与距腓前韧带关系密切。踝关节损伤占全身各关节损伤的首位，损伤类型多样，最常见的主要有踝关节扭伤、踝关节骨折、踝关节失稳和撞击综合征等。踝关节扭伤约占骨骼肌肉系统损伤的 25%，占所有踝关节损伤的 75% 左右，最常见于踝关节强力内翻伤所引起，常常引起距腓前韧带损伤 [32]。距腓前韧带损伤后，距骨失去纵向约束，跖屈时距骨前移，踝关节应力区域发生改变，导致 59% 的患者出现疼痛、肿胀、僵硬感和不稳等症状。接近 40% 的踝关节扭伤患者的踝关节处于不稳状态，易致反复扭伤和疼痛，严重者可出现踝关节撞击 [33]。踝关节扭伤所致不稳分为外侧不稳和内侧不稳，外侧不稳合并关节软骨损伤的发生率为 55%，前外侧撞击综合征的概率约占 3%，以距骨软骨损伤为主，多数位于距骨内侧关节面，内侧不稳合并软骨损伤的发生率为 98%[34]。

此次研究通过构建踝关节有限元模型，借助生物力学分析，对比步态周期中踝关节应力变化得出：步态周期中，踝关节周围应力集中分布在距腓前韧带近端、胫距关节下关节面以及胫距韧带周围。针对踝关节疾病，临床治疗以及术后的康复需要充分恢复踝关节正常应力关系，重视距腓前韧带的作用，防止蝴蝶效应的发生，影响治疗效果。

作者贡献：白子兴负责论文撰写及数据分析，曹旭含、孙承颐负责模型构建，杨艳军负责数据采集，陈思负责模型有效性验证，温建民、林新晓负责综合评估，孙卫东负责论文质量把控。

经费支持：该文章接受了“北京自然科学基金项目 (7172244) 及北京市科技计划课题 (Z191100006619024)”的基金资助。所有作者声明，经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突：文章的全部作者声明，没有接受器械的任何资助，在课题研究和文章撰写过程，不存在利益冲突。

机构伦理问题：该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和望京医院对研究的相关伦理要求 (批准号：WJEC-YJS-2020-004-P003，2020-07-01)。

知情同意问题：参与实验的志愿者为自愿参加，均对实验过程完全知情同意，在充分了解实验方案的前提下签署了“知情同意书”。

写作指南：该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明：文章统计学方法已经中国中医科学院统计学专家审核。

文章版权：文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名－非商业性使用－相同方式共享 4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

[[1] KALLER P, HOHENBERGER G, HOLWEG P, et al. Fußblock [Ankle block]. Oper Orthop Traumatol. 2020;32(1):29-34.
[2] MEDINA MCKEON JM, HOCH MC. The Ankle-Joint Complex: A Kinesiologic Approach to Lateral Ankle Sprains. J Athl Train. 2019;54(6):589-602.
[3] SONG K, WIKSTROM EA. Plausible mechanisms of and techniques to assess ankle joint degeneration following lateral ankle sprains: a narrative review. Phys Sportsmed. 2019;47(3):275-283.
[4] AIYER AA, ZACHWIEJA EC, LAWRIE CM, et al. Management of Isolated Lateral Malleolus Fractures. J Am Acad Orthop Surg. 2019;27(2):50-59.
[5] IELAPI A, FORWARD M, DE BEULE M. Computational and experimental evaluation of the mechanical properties of ankle foot orthoses: A literature review. Prosthet Orthot Int. 2019;43(3):339-348.
[6] 张峻霞 , 窦树斐 , 苏海龙 , 等 . 上、下楼梯步态参数变化特征研究 [J]. 医用生物力学 ,2016,31(3):266-271.
[7] PARK S, LEE S, YOON J, et al. Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis. Med Eng Phys. 2019;63:33-41.
[8] 宫玉锁 , 周君 , 李盛华 , 等 . 骨科三维有限元研究进展 [J]. 世界最新医学信息文摘 ,2019,19(93):40-41+43.
[9] 孙卫东 , 温建民 . 足部有限元建模方法应用现状 [J]. 中国组织工程研究与临床康复 ,2010,14(13):2457-2461.
[10] WANG CW, MUHEREMU A, BAI JP. Use of three-dimensional finite element models of the lateral ankle ligaments to evaluate three surgical techniques. J Int Med Res. 2018;46(2):699-709.
[11] MONDAL S, GHOSH R. A numerical study on stress distribution across the ankle joint: Effects of material distribution of bone, muscle force and ligaments. J Orthop. 2017;14(3):329-335.
[12] NAVACCHIA A, HUME DR, RULLKOETTER PJ, et al. A computationally efficient strategy to estimate muscle forces in a finite element musculoskeletal model of the lower limb. J Biomech. 2019;84:94-102.
[13] NIE B, PANZER MB, MANE A, et al. Determination of the in situ mechanical behavior of ankle ligaments. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;65:502-512.
[14] ANDERSON DD, GOLDSWORTHY JK, LI W, et al. Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. J Biomech. 2007;40(8): 1662-1669.
[15] CHEUNG JT, AN KN, ZHANG M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study. Foot Ankle Int. 2006;27(2):125-132.
[16] ANDERSON DD, GOLDSWORTHY JK, LI W, et al. Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. J Biomech. 2007;40(8):1662-1669.
[17] 白子兴 , 曹旭含 , 孙承颐 , 等 . 微创治疗拇外翻术后绷带外固定：有限元分析截骨端稳定性 [J]. 中国组织工程研究 ,2020,24(18):2811-2816.
[18] ANDERSON DD, GOLDSWORTHY JK, SHIVANNA K, et al. Intra-ar ticular contact stress distributions at the ankle throughout stance phase-patient-specific finite element analysis as a metric of degenerationpropensity. Biomech Model Mechanobiol. 2006; 5(2-3): 82-89.
[19] 刘清华 , 余斌 , 金丹 , 等 . 正常人足踝部有限元模型的构建研究 [J]. 中华创伤骨科杂志 ,2010,12(2):174-177.
[20] KRISTEN KH, BERGER K, BERGER C, et al. The first metatarsal bone under loading conditions: a finite element analysis. Foot Ankle Clin. 2005;10(1):1-14.
[21] 谢强 , 王智慧 , 刘文一 , 等 . 踝关节融合三维有限元模型的初步建立及验证 [J]. 中国骨与关节损伤杂志 ,2018,33(6):645-646.
[22] 冯其金 , 赵玲娟 , 郑昆仑 , 等 . 有限元分析法在腰椎生物力学中的研究进展 [J]. 中国中西医结合外科杂志 ,2018,24(2):255-258.
[23] KOSIK KB, TERADA M, MCCANN R, et al. Differences in temporal gait mechanics are associated with decreased perceived ankle joint health in individuals with chronic ankle instability. Gait Posture. 2019;70:403-407.
[24] ANDREOPOULOU G, MAHAD DJ, MERCER TH, et al. Test-retest reliability and minimal detectable change of ankle kinematics and spatiotemporal parameters in MS population. Gait Posture. 2019;74:218-222.
[25] WASHABAUGH EP, AUGENSTEIN TE, KRISHNAN C. Functional resistance training during walking: Mode of application differentially affects gait biomechanics and muscle activation patterns. Gait Posture. 2020;75:129-136.
[26] PUREVSUREN T, KIM K, BATBAATAR M, et al. Influence of ankle joint plantarflexion and dorsiflexion on lateral ankle sprain: A computational study. Proc Inst Mech Eng H. 2018;232(5):458-467.
[27] FRYZOWICZ A, MURAWA M, KABACIŃSKI J, et al.Reference values of spatiotemporal parameters, joint angles, ground reaction forces, and plantar pressure distribution during normal gait in young women. Acta Bioeng Biomech. 2018;20(1):49-57.
[28] LOHRER H. Lateral ankle ligament bracing. Oper Orthop Traumatol. 2019,31(3): 191-200.
[29] BOTTLANG M,FITZPATRICK DC,SHEERIN D,et al.Dynamic fixation of distal femur fractures using far cortical locking screws:a prospective observational study. J Orthop Trauma. 2014;28(4):181-188
[30] FILARDI V. Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding. J Orthop. 2018;15(4):974-979.
[31] 黄萍 , 钟慧敏 , 陈博 , 等 . 正常青年人三维步态 : 时空及运动学和运动力学参数分析 [J]. 中国组织工程研究 ,2015,19(24):3882-3888.
[32] O'NEIL JT, GUYTON GP. Revision of Surgical Lateral Ankle Ligament Stabilization. Foot Ankle Clin. 2018;23(4):605-624.
[33] WAIZY H, HARRASSER N, FEHSKE K. Lateral ligament injuries. Unfallchirurg. 2018; 121(9):683-692.
[34] 徐志庆 , 刘云鹏 , 华国军 , 等 . 前踝撞击征发生机制的生物力学有限元分析 [J]. 中国矫形外科杂志 ,2017,25(14):1303-1307.

(责任编辑：GD，ZN，ZH)