

足踝部有限元分析的临床应用综述

王 智, 张建中

(首都医科大学附属北京同仁医院 足踝外科,北京 100730)

摘要: 有限元分析可以计算结构内部的应力与应变,用于研究足踝部的生物力学有独特的优势,对足踝部疾病的病因、病理及治疗的临床研究具有重要的意义。目前研究主要内容有肌腱与韧带生物力学功能的分析,足部疾病的骨性结构的生物力学分析,内固定稳定性分析,另一方面用于足部支具、足垫的设计与足底压力分析相结合进行足部病因与治疗的研究。

关键词: 足踝; 生物力学; 有限元分析

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Clinical application of finite element analysis in foot and ankle

WANG Zhi, ZHANG Jian-zhong (*Department of Foot Ankle Surgery, Capital Medical University Affiliated Beijing Tongren Hospital, Beijing 100730, China*)

Abstract: Finite element analysis could be used to calculate the stress and strain changes of modeled structures, which shows unique advantages in biomechanical research on foot and ankle. It also plays important role in clinical researches on etiologies, pathologies and treatments of foot and ankle. Current researches about finite element analysis for foot and ankle include tendon and muscle mechanics, bone stress/strain distribution in pathological condition, internal fixation stabilities. In addition, it is also used in orthosis and footwear design and combined with plantar pressure analysis for etiological and therapeutic research.

Key words: Foot and ankle; Biomechanics; Finite element analysis

有限元分析是一种数值分析方法,它通过离散求解把复杂的计算剖分为简单的计算。在医学上,有限元分析最早用于对移植物、假体、下颌重建及脊柱侧弯的纠正等,进而推广于口腔科、骨科、心脏外科、康复医学、生物工程等学科。足踝部是人体主要的承重与运动单元,有限元分析应用于足踝部的生物力学研究,对分析足踝部疾病的病理、发病机制、治疗及支具对足的影响等具有重要的价值。常见的有限元分析软件有1965年美国NASA开发通用的有限元分析软件NASTRAN,1969年Swanson开发的ANSYS和1978年HKS公司为非线性研究开发的ABAQUS。

1 足部有限元模型与分析的优点和局限性

相比传统的生物力学方法,足踝部运用有限元分析可以完成很多传统方法无法完成的实验,其优点有:①有限元分析可分析关节内部的应力应变^[1]大小和分布、变化趋势和不同步态时足内部应力的变化过程。预测软组织硬化、骨质疏松、韧带损伤、关节融合、手术截骨等对足踝部的影响;②有限元模型可以代替尸体模型进行预实验,通过多样化的预实验模拟来筛选最优的实验的条件与方法,有效减少实验材料的消耗,缩短实验周期;③有限元方法用于足踝部支具、足垫的设计与制作,使设计与制作适

收稿日期:2007-05-10; 修回日期:2007-08-27

作者简介:王智(1982-),男,研究方向:足踝部有限元分析的应用

通讯作者:张建中,电话:01058269895,01058269896,E-mail:trfoot@126.com

合实际需求,减少制作的周期与成本;④可以进行实验室研究无法进行的应力应变分析,从而为实验室实验提供参照依据。

有限元分析也有局限性,所以不能取代生物力学实验。(1)有限元分析是一个近似模拟的过程。从模型的生成、简化到边界条件的设定,再到分析方法、分析软件的选择,每一步都有一定程度的简化。(2)有限元分析实验中有一定的假设条件,对结果造成影响。(3)有限元分析选用的材料与力学参数来自生物力学实验,使用的材料特性、应力环境是根据分析目的设计的,有一定程度的代表性。因此,分析的结果常用于趋势变化的分析。(4)有限元的建模方法还有待发展,根据实验目标进行合理性、科学性的实验设计比精确的模型更重要。骨组织的具有非均匀性、各向异性、非线性和应变速率、加载历史相关性的复杂特性。不同的材料特性难以很好的整合在同一个模型中同时进行定性与定量分析^[1]。

2 有限元分析在足踝部的实际应用

2.1 足部肌腱、韧带功能的研究

跖腱膜是足部绞盘机制(windlass mechanism)重要的组成部分,很多实验对跖腱膜进行了有限元分析,探讨跖腱膜功能、跖腱膜炎发生病因生物力学机制以及治疗的原理。最早做为足部生物力学模型报道是由Salathe等分析跖腱膜的效用而建立的一个静不定结构^[2]。目前的研究以三维弹性、线性足部模型为主,并且研究了跖腱膜松解术影响足的功能的机制。

进行跖腱膜松解术后,可以显著减轻跖腱膜止点的应力,但同时跖长韧带、跖底韧带、跖短韧带和弹簧韧带的张应力明显增加,最大达到正常值的200%至300%,从易于损伤^[3]。术后还伴有跖骨应力改变^[4],术后最大应力由第3跖骨转移到了第2跖骨,术后外侧纵弓的应力增加,造成术后足外侧序列疼痛^[5]。跖骨弯曲应力和跖面的压力应力增加。足弓结构不稳定,增加第2和第5跖骨应力性骨折风险^[6]。足弓会因跖腱膜弹性消失而下降,最多达2.5 mm^[7]。同时多项研究表明,足内肌力量锻炼,增加力量,可以减少跖底组织应力,从而减少跖腱膜功能不全的不利影响^[5,7]。

Jason等^[8]对跖腱膜由内侧切断20%、40%、

60%分别进行了有限元分析。发现切断20%即可以最大限度的减少跟骨止点处的应力。切断跖腱膜40%后,开始出现足弓下沉,足旋前,此时最大峰值压力在前足增加19.7%。第3跖骨最大 von Mises 应力增加4.4 MPa。切断60%,跖骨最大应力从第3跖骨转移到第2跖骨。由此提出,跖腱膜松解20%既可达到减压的目的,手术松解不应超过40%。进一步研究还发现胫后肌腱的异常对足弓扁平的影响小于跖腱膜松解术^[9]。

跖腱膜与跟腱的拉伸锻炼可对治疗跖腱膜炎的有效率可以达到83%^[10],治疗的原理并不明确。Jason^[11]等通过实验量化分析跟腱负荷变化对跖腱膜、足弓变化与足底压力分布的影响,发现跟腱负荷增加,前足足底的负荷与随之增加,最高可增加1.5倍。跟腱负荷对跖腱膜应力效应的影响比体重对其的影响要大2倍。从而证实,进行跟腱拉伸锻炼可以解除和减轻跖腱膜的应力。

拇外翻的病因学研究中,王旭等分析了胫后肌腱功能不全对足的影响^[12]。研究发现,发现负重时,足部第1跖列内侧纵弓向内侧、跖侧移位,以舟骨最显著。近节拇趾发生外展。胫后肌腱功能不全时内侧纵弓骨骼向内侧、跖侧的位移大于正常足,第1跖骨有内收趋势,舟楔关节最大应力增加,内侧楔跖关节最大应力增加。随着反复应力作用,第1跖列失稳、内侧纵弓降低、第1跖骨内收、拇趾外展外翻,最终形成拇趾外翻畸形。

2.2 足骨性结构应力的研究

有限元分析还用于研究结构性、病理性改变对足的应力影响。Sachin等^[13]进行了推进期第1跖列足底应力的有限元分析,对临床治疗方法与目标提出了明确的建议。实验模拟严重的拇僵直症时,拇趾下峰值压力增加2.23倍。然而,手术至少要使拇趾背伸角度能达到25°,此时拇趾下峰值压力与正常足相同。第1跖趾关节融合术(背伸36°,外翻15°)使拇趾下峰值压力较正常足增加,如果背伸角度增加1°,可减少9%;外翻角度增加1°,可增加2%。

Kristen等^[14]建立了第1跖骨干的模型,分析Ludloff截骨,近端Chevron截骨与Scarff截骨在力学上比其它的术式更稳定的原因。发现了与第1跖骨截骨手术相关的应力应变集中点:①跖骨头近端跖

侧5到10 mm处;②跖楔关节远端10到15 mm的背内侧。跨越这两处的截骨可能影响截骨后的稳定性,而避开这些高应力区的截骨则比较稳定。

潘朝晖等^[15]根据髌骨、腓骨、肩胛骨3种骨瓣不同的力学特性模拟对比了3者在重建跖骨缺损后的生物力学效应。以重建后最大应力值减小,高应力区分散,与足底软组织接触面积增加为目标,实验表明首选的供骨是髌骨。通过这样的有限元分析为临床上在重建骨缺损具有重要的临床指导意义。

为研究扁平足的应力特点,吴立军等^[16]建立了扁平足的第2跖列足弓模型,分析后发现扁平足的第2跖骨应力比正常足增加了8%~21%,扁平足的跖腱膜应力比正常足增加了21%~51%。扁平足患者第2跖骨与跖腱膜应力在步态周期中应力较正常足大,因此容易发生运动损伤。

在后足的研究中,刘立峰等^[17]模拟跟骨骨折后,应力增高导致距下关节炎发生的机制。发现骨折后,后距下关节面塌陷,Boehler角变小后,落地相、中立相、起步相后关节面应力较正常增大,并向中央转移。跟骰关节、距舟关节面的应力增高造成力线外移,步态异常,因此,造成术后跟骰关节炎发生率增加。

2.3 内固定稳定性的研究

Vazquez^[18]通过建立健康人踝关节模型,量化对比了关节面制备方式不同,螺钉固定角度不同的情况下,踝关节的内固定稳定性。发现原位融合时,最稳定的角度是钉与胫骨长轴夹角 30° ,交叉点在融合平面上5 mm或在融合平面时。平面融合中,最稳定的是夹角为 30° 时高度为融合面上5 mm,和夹角为 60° 时高度为融合面下5 mm。进一步的3螺钉进行踝关节融合的分析中,计算得出对抗外侧扭转力矩时,第3枚螺钉从前方入可以减少相对位移31%至53%,从后方入可以减少24%到37%。研究表明,在踝关节融合术中关节面的制备方式与前2枚螺钉固定的方向与角度是稳定性的基础,这比第3枚螺钉如何打入更为重要。

刘立峰等^[19]研究跟骨骨折内固定方法后证实,Y型、T型、H型固定方式均能保证骨折的牢固固定。H型钢板的 von Mises 应力分布相对较为平均,更为牢固,最大应力值58.8 MPa位于钢板前下部螺钉孔周围。T型钢板固定产生的骨折间应力最适于

骨折的愈合。前骨折块作为应力的集中区,在相同条件下固定螺钉的数目越多越有利于骨折间应力以及钢板螺钉应力的分布。可通过延长钢板至骰骨或使钢板前部变为垂直翼以增加钢板前部螺钉的数量,使固定更为合理。

2.4 有限元分析与足底压力分析相结合的研究

有限元分析还结合足底压力分析对足部不同病变在不同时期进行有规律、有针对性的分析与研究,为治疗提供线索。糖尿病患者足底软组织弹性下降,Gefen^[20]实验发现与正常人相比,糖尿病患者前足足底组织最大应力在第1跖骨头下增加了4倍,在第2跖骨头下增加了近8倍。平均组织内 von Mises 应力在第1跖骨头与第2跖骨头下分别增加8%和307%。皮下组织承受了更大的应力,因此,作者提出糖尿病足患者足底的软组织损伤从皮下组织开始。Jason等^[21]发现当组织弹性下降后,患者足底面的接触面积减少了47%。弹性下降7%后,跖骨最大应力位于第3跖骨。此外,踝关节,距下关节与跟骰关节以及跖腱膜止点都会有应力增加。足底剪切力增大的程度要远远多于足底压力的增加。这也是袜子为何减少了剪切力而不减少足底的峰值压力就能保护糖尿病患者足部的生物力学原理。

2.5 有限元分析应用于足部支具与鞋的研究

有限元分析在短期内实现多种材料,多种形态的鞋垫的测试工作。这节省了大量的费用与时间。同时可以用于复合材料、个性化设计的足垫设计与分析。足垫治疗中内垫的帖服度最重要,帖服的鞋垫可以有效的分散应力,并可以限制足底软组织变形^[9,22,23]。与裸足相比,平垫可以减少24%的足底压力,内表面帖服的个体化鞋垫可以减少44%的压力^[22]。Chen等^[23]也提出完全帖服足底的足垫,第2至4跖骨头下最大压力及跟骨中心区压力明显减小,压力向中足分散。带足弓支撑的足垫和贴服的足垫较好的减少足底压力,内底的刚度次之。足垫内底的厚度,中底刚度,中底的厚度起的作用较小^[10]。

鞋的中底常用于填充材料以减少局部压力,Er-demir等^[24]分析对比36种中底填充垫对减少第2跖骨头下最大压力的效能。发现填充垫最好使用中等柔软的材料,宽度要比第2跖骨头的大1至1.5倍。根据压力分布而不是解剖结构放置填充垫,最大

减少足底峰值压力 28%。根据实验设计制作出鞋子由一名健康男性与一名糖尿病女性患者穿着后,测得第 2 跖骨头下的压力分别减少了 44% 与 45%。

3 有限元分析在足踝部的发展前景

由于有限元分析应用广泛,在生物力学研究中有广阔的发展前景。随着技术的发展,足踝部有限元发展的方向有以下几点:①随着技术的成熟,足踝部有限元模型分析将针对临床医生更感兴趣、结构更为复杂的跖趾关节、中附关节及足弓进行更深入的分析。②有限元分析的拟真度将越来越高,有限元分析可以模拟更复杂结构,和更复杂的应力与应变条件。适应生物力学研究的非线性模型和人体组织的各向异性这些特点模型将成为生物力学有限元分析模型的主流。③足部应力的分布不仅是一个空间的分布,在不同的步态周期还存在时间分布,动态分析可以更好的评价足部的生物力学。④根据患者的活动特点,步态特点,足底压力分部特点,对患者进行手术后生物力学结果预测,选择个性化的手术方案,也是足踝部有限元分析发展的方向。

参考文献:

- [1] 牛文鑫,丁祖泉. 三种三维有限元建模方法在跟骨模型建立中的应用和比较[J]. 医用生物力学, 2007, 22(4):345-350.
- [2] 董骧,樊瑜波,张明. 人体足部生物力学的研究[J]. 生物医学工程杂志, 2002,19(1):148-153.
- [3] Gefen Amit. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *Journal of Biomechanics*, 2002,35:629-637.
- [4] 顾耀东,李建设,陆毅琛,等. 提踵状态下足纵弓应力分布有限元分析[J]. 体育科学, 2005,25(11):85-87.
- [5] Wu Lijun. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures [J]. *Clinical Biomechanics*, 2007, 22:221-229.
- [6] Cheung Jason Tak-Man, Zhang Ming, An Kai-Nan. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex[J]. *Clinical Biomechanics*, 2004,19: 839-846.
- [7] Cheung JT, An KN, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study[J]. *Foot Ankle Int.*, 2006,27(2):125-132.
- [8] Cheung JT, An KN, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study[J]. *Foot Ankle Int.*, 2006, 27(2):125-132.
- [9] 张明,张德文,余嘉,等. 足三维有限元建模方法及其生物力学应用[J]. 医用生物力学, 2007, 22(4):339-344.
- [10] 王正义,张建中,俞光荣. 足踝外科学. 第 2 版[M]. 北京:人民卫生出版社, 2006:538-541.
- [11] Cheung Jason Tak-Man, Zhang Ming, An KN. Effects of achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot[J]. *Clinical Biomechanics*, 2006, 21:194-203.
- [12] 王旭,马昕,陶凯,等. 足踝有限元模型的建立与初步临床应用[J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(2):288-292.
- [13] Sachin P. Budhabhatti, Ahmet Erdemir, Marc Petre, et al. Finite element modeling of the first ray of the foot: A tool for the design of interventions[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2007, 129:750-756.
- [14] Kristen KH, Berger K, Berger C, et al. The First Metatarsal Bone Under Loading Conditions: A Finite Element Analysis[J]. *Foot Ankle Clin N Am*, 2005,10:1-14.
- [15] 潘朝晖,王剑利,蒋萍萍,等. 跖骨缺损及重建的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2004, 19(3):166-169.
- [16] 吴立军,钟世镇,李义凯,等. 扁平足第二跖纵弓疲劳损伤的生物力学机制[J]. 中华医学杂志, 2004, 84(12):1000-1004.
- [17] 刘立峰,蔡锦方,梁进. 骨折后后关节面压缩的跟骨与距骨在步态过程应力分布的三维有限元研[J]. 解放军医学杂志, 2003,28(11):1011-1013.
- [18] Ana Alonso-Vazquez, Henrik Lauge-Pedersen, Lars Lidgren, et al. Initial stability of ankle arthrodesis with three-screw fixation: A finite element analysis[J]. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19:751-759.
- [19] 刘立峰,蔡锦方,梁进. 跟骨骨折内固定方法的有限元模拟比较[J]. 中国矫形外科杂志, 2003, 11(8):557-558.
- [20] Gefen Amit. Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2003, 25:491-499.
- [21] Cheung Jason Tak-Man, Zhang Ming, Leung Aaron Kam-Lun, et al. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study[J]. *J of Biomechanics*, 2005, 38(25):1045-1054.
- [22] Goskea Steven, Erdemir Ahmet, Petre Marc, et al. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39: 2363-2370.
- [23] Chen Weng-Pin, Ju Chia-Wei, Tang Fuk-Tan. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis[J]. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18:17-24.
- [24] Erdemir Ahmet, Saucerman Jeffrey J, Lemmon David, et al. Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models[J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38:1798-1806.