



论文

人体足底韧带松解后足部的形态改变及应力分布的实验研究

梁军^①, 杨云峰^②, 俞光荣^②, 牛文鑫^③, 王予彬^{①*}^① 上海同济大学附属东方医院运动医学科, 上海 200120;^② 上海同济大学附属同济医院骨科, 上海 200065;^③ 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 北京 100191

* 联系人, E-mail: wybdf@yahoo.com.cn

收稿日期: 2010-07-24; 接受日期: 2010-11-13

国家自然科学基金(批准号: 30801163)资助项目

摘要 较多足部畸形同足弓塌陷或不稳定有关, 尤其是足纵弓塌陷. 关于跖腱膜松解对足弓高度的影响已有许多研究, 但对跖腱膜松解后足部的应力分布尚不清楚. 本研究旨在探讨足底韧带损伤后对足弓生物力学的影响. 通过 CT 图像数据建立人体足踝部三维有限元模型, 包括足踝部骨骼、主要关节、关键韧带结构及足底软组织. 在模型上模拟跖腱膜和其他跖侧韧带松解, 分析计算足部骨骼、韧带的力学变化情况. 采用不同的韧带松解顺序模拟临床病理状态, 了解足弓的应力分布. 同时通过尸体标本进行生物力学测试, 采用同有限元模型相同的损伤顺序, 了解标本的位移变化和应力分布情况, 并同有限元模型计算结果相互验证. 结果表明, 跖腱膜松解后足弓高度降低, 但不会导致整个足弓的塌陷. 如果同时损伤跖长韧带、跖短韧带、弹簧韧带, 足弓完全塌陷. 单纯跖腱膜损伤将导致足底其他韧带结构受力增大及中前足的应力集中, 同时在跟骨腱膜止点处峰值应力降低, 而中足的应力重新分布. 实验发现, 跖腱膜松解能够降低其在跟骨止点处的应力, 缓解由于应力集中所致的足跟部疼痛, 但会导致足弓稳定性降低及应力重新分布所致的足背外侧疼痛. 综上, 临床上对跖腱膜炎的治疗应首先考虑非手术治疗.

关键词
生物力学
有限元分析
足弓
韧带
应力

跖腱膜位于足底皮下的纤维层, 由致密的显微结构和脂肪组织共同构成网络状支撑结构, 对人体足底的重要组织形成支撑和保护作用. Sarrafian^[1], Murphy 等人^[2], Riddle 等人^[3], Snider 等人^[4]和 Taniguchi 等人^[5]对跖腱膜的解剖做了详细研究. 部分或完全的跖腱膜切断可能有利于减少跖骨头和跟骨的局部应力, 从而用于治疗跖腱膜炎所致的跟痛症, 但跖腱膜张力减低可能对足弓的稳定性带来影响, 导

致足纵弓的畸形.

有人通过尸体标本对足底韧带松解后足弓的生物力学响应进行了研究. Huang 等人^[6]对 12 具尸体标本的力学研究显示, 在 690 N 的轴向加载下, 跖腱膜松解前后距骨颈平均轴向位移分别为 7.3 和 8.4 mm. Kitaoka 等人^[7,8]发现, 加载过程中跖腱膜显示出较高的张力, 当加载继续增大出现跖腱膜撕裂, 撕裂的部位大多位于跟骨止点部位, 即临床上跖腱膜撕裂和跖

英文版见: Liang J, Yang Y F, Yu G R, et al. Deformation and stress distribution of the human foot after plantar ligaments release: a cadaveric study and finite element analysis. *Sci China Life Sci*, 2011, 54, doi: 10.1007/s11427-011-4139-0

腱膜炎的好发部位. Daly 等人^[9]随访了由于难治性足跟痛而施行跖腱膜松解术的 13 例患者(16 足), 他们后期均出现足弓低平症状. 由于尸体标本个体结构上的差异及研究方法的局限, 很难通过力学测试对跖腱膜松解后足踝部骨结构的应力分布和运动状况作系统的评价. 计算机技术的应用虽然获得了一些研究参数, 但这些数学模型没有通过类似的力学测试的验证.

本研究旨在建立正常成人精细化的足部有限元模型用于足弓的应力分布和形态改变的生物力学分析, 并在有限元模型的指导下进行尸体标本的生物力学测试, 结果同有限元分析结果相互验证.

1 材料与方法

选取一名正常男性青年(27 岁, 身高 175 cm, 体重 70 kg)的足踝部非负重中立位 CT 扫描图片(扫描间隔为 2 mm), 提取骨性结构和足底软组织轮廓数据. 通过 AutoCAD14.0(Auto Computer Aided Design, Autodesk, Inc, USA)形成实体模型, 在有限元分析软件 ANSYS9.0(ANSYS, Inc, Canonsburg, Pennsylvania, USA)中通过四节点-四面体单元对骨结构划分网格, 关节面和韧带结构分别用杆单元 Link 10 和 Link 12 进行划分, 足底软组织通过壳单元 Shell 93 划分(图 1). 材料参数设置为线弹性, 生成实体单元 109572 个, 节点 167608 个, 包括骨骼、关节、韧带、足底软组织等成分(图 1). 约束模型的足跟部和胫骨加载截面的水平面运动, 并在足底设置一全约束的平面用于模拟地面, 对模型的其他部分不做约束, 在模型的胫骨截面施加 700 N 轴向静载荷, 模拟单足站立足部的负重情况, 记录并分析模型上各种结构的力学变化.

采用 7 只正常成人新鲜尸体足标本(包括胫腓骨下 1/3), 去除踝关节以上皮肤和肌肉组织, 保留关节周围韧带完整(图 2). 解剖显露足底跖腱膜、弹簧韧

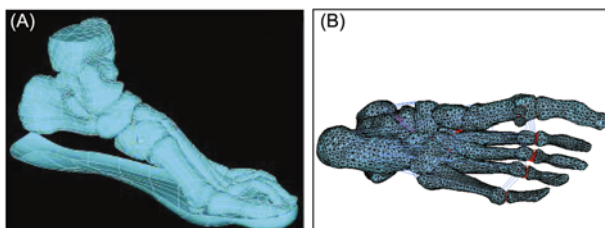


图 1 足部骨结构和足底软组织的实体模型(A)和有限元模型(B)

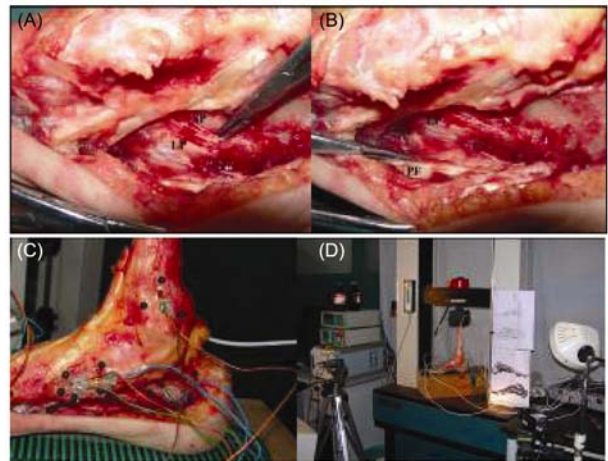


图 2 显露尸体足标本的跖腱膜(PF)和其他韧带结构

PL: 跖长韧带; SP: 跖短韧带. 通过万能材料试验机加载到 700 N, 通过图像采集器收集标记骨骼的位移. 足底压力分布通过 F-Scan 记录

带、跖长韧带、跖短韧带, 标记足弓主要骨结构. 采取不同的组合切断方式, 通过电子万能试验机由 0 N 一次增加 100 N 逐级加载至 700 N, 由两个电耦合图像传感器(charge coupled device, CCD)采集完整状态、足底韧带损伤状态下标本的灰度图像, 利用数字散斑相关分析(DSCM)计算不同的足底韧带损伤后, 足弓整体刚度变化及足弓主要骨骼结构的同步位移变化, 对结果进行统计分析, 并同有限元分析结果对照. 有限元模型的分析计算包括足部跗骨的角度变化, 角度取值为距下关节、距舟关节、跗横关节以及跖跗关节面中点连线的夹角.

2 结果

在标本完整状态(足底韧带切断前), 700 N 载荷下, 所有标记的跗骨均有不同程度的纵向位移, 跟骨表现为跖屈, 而其他跗骨和跖骨表现为背伸, 最终表现为尸体足标本的纵弓、横弓逐渐低平. 除跟骨和第五跖骨的变化略有差异外, 尸体足标本和有限元模型表现出相同的变化趋势; 随着足底 4 条韧带的依次切断, 足弓纵向位移增加、刚度下降; 韧带结构全部破坏后, 骨性结构在各个平面均有位移变化, 具体表现为矢状面上的背屈、横截面上的外展和冠状面上的外旋(图 3). 有限元模型和尸体足标本的测试结果显示出类似的运动方式(图 4). 其中, 有限元模型在完整状态、跖腱膜松解后及足底韧带全部松解后的角度变化如图 5 所示.

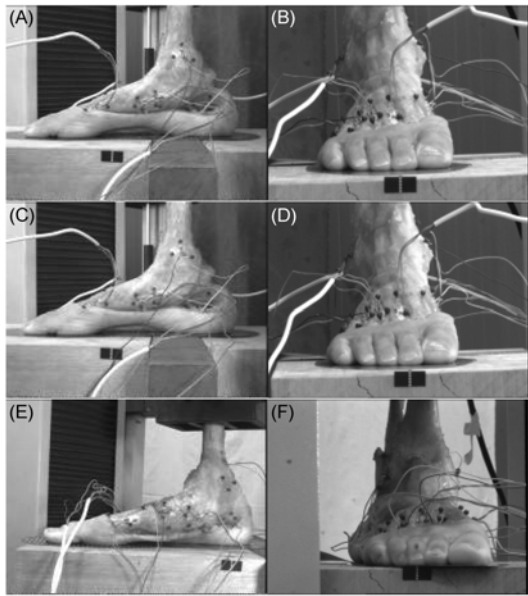


图3 通过图像采集器记录不同工况 700 N 轴向载荷下标记骨的纵向位移

(A)与(B) 韧带松解前; (C)与(D) 跖腱膜松解后; (E)与(F) 韧带全部松解后

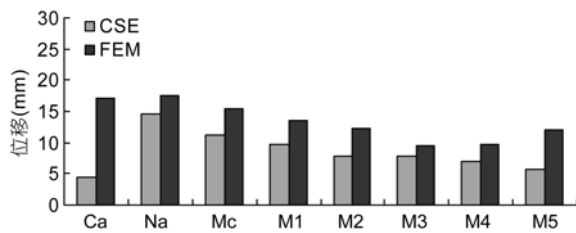


图4 在标本完整状态(足底韧带切断前), 700 N 载荷下, 尸体标本(CSE)和有限元模型(FEM)中跗骨的纵向位移

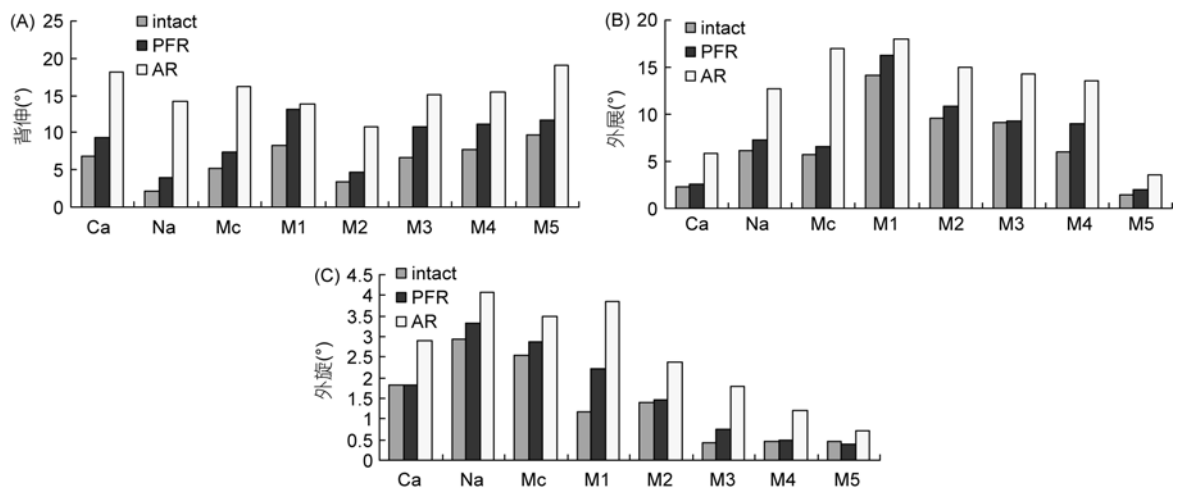


图5 韧带松解前(intact)、松解跖腱膜(PFR)、松解全部韧带(AR)情况下足部骨骼矢状面、横截面和冠状面上旋转角度

除跟骨和第五跖骨在矢状面上的运动情况略有不同外, 有限元模型和尸体足标本的其他足部跗骨有类似的运动表现. 随着足纵弓的逐渐低平, 其他跗骨和跖骨矢状面上表现为逐渐背屈、横截面上外展以及冠状面上外旋. 运动幅度随着足底韧带松解而逐渐增加, 当 4 条足底韧带均松解时达到最大值(图 5). 当跖腱膜松解后, 肉眼可见足弓下沉明显, 而其他足底韧带松解后, 足弓下降幅度较小. 足底 4 条韧带全部松解后, 足弓下沉达到最大值, 并出现中足外侧部的应力集中(图 6). 足底压力测试结果也有类似表现(图 7). 足部应力的异常分布可能导致应力集中的跖骨区域的疲劳损伤. 如果将足弓的整体稳定性设为 100%, 通过换算, 跖腱膜将提供其矢状面上 34.53% 的稳定性, 以及横截面上 22.46%、冠状面上 12.63% 的稳定性.

3 讨论

计算机模型具有其他模型所不具备的一些优点^[10], 如可以建立数量庞大的计算机模型并不断完善发展, 用于不同条件下的力学测试, 并且经过反复的疲劳测试后, 模型的基本参数不会发生变化. 此外, 计算机模型能够提供大量的力学数据, 而这些数据往往无法通过其他力学模型获得, 如软组织内部的应力分布、内力变化、关节面的相互作用力以及肌肉间的相互作用等^[11]. 如果能够建立一个精确的计算机模型并通过合理验证, 就可以花费较小的代价、较短的时间精确模拟各种损伤、手术或是模型的动态响应,



图 6 700 N 轴向载荷下韧带松解前(A)、松解跖腱膜(B)、松解全部韧带(C)情况下有限元模型的 von Mises 应力分布

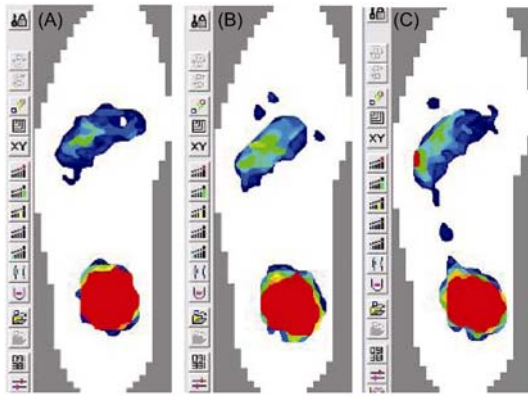


图 7 700 N 轴向载荷下韧带松解前(A)、松解跖腱膜(B)、松解全部韧带(C)情况下尸体标本足底压力分布
红色示应力集中

并形成实验的可视化过程。对模型的深入分析,可揭示一些潜在的、难以肉眼观察的力学机制。尤其对于足踝部来说,通过合适的有限元模型对骨、韧带结构的力学变化进行预测和分析,是一种有效的实验手段。

通过计算机模型能够了解足踝部的总体应力变化,而且较尸体足标本测试更为经济。以此为目的所建立的计算机模型必须精确模拟足部骨骼、韧带、关节的解剖形态,同时赋予合理的加载条件,才能准确复制出足踝部复杂结构间的相互关系。足踝部的有限元分析已得到较多应用,量化了跖腱膜的应力分散作用,及其松解后足弓的纵向位移^[12,13],三维有限元模型的发展提供了更多平面的运动信息^[14~19],但是这些有限元模型并未同时提供足部其他跗骨、跖骨的力学参数,也未着重于单足站立这一人体运动非常关键的步态时相。基于解剖学知识和计算机软件,建立了一个精细化的正常成人左足的三维有限元模型,包括骨结构、韧带组织和足底软组织。建模采用的单

元模型在总结了前人成功经验的基础上有所创新,较真实、准确地模拟了足部主要骨韧带结构的解剖形态,并进行了生物力学验证,为进一步的足部生物力学研究提供了基础。

跖腱膜起自跟骨向前止于前足深部软组织和近节趾骨,其无菌性炎症称为跖腱膜炎。在美国,每年约有 200 万人发生跖腱膜炎,占运动相关损伤的 10%^[3],对于慢性、难治性跖腱膜炎,往往需要通过跖腱膜松解来缓解疼痛,恢复运动,虽然短期内未发生严重并发症,但长期随访发现患者的足弓变得低平并且出现足背外侧疼痛。尸体标本研究显示,跖腱膜松解术后会出现足内侧纵弓的支撑减弱以及中足外侧的疼痛^[5,20]。本研究显示,跖腱膜松解后,正常负重即可导致明显的足弓高度丢失,但不会出现足弓的完全塌陷,即使同时松解跖长韧带亦是如此。同 Kitaoka 等人^[7]的研究结果类似。本研究中,跖腱膜在矢状面上对足纵弓的支撑作用约占全部足底韧带的 1/3,并且在其他两个平面上限制足部骨骼的外展和外旋。跖腱膜对足弓的维持意义重大,跖腱膜松解术应当作为一种最后的治疗选择。

为简化有限元分析过程,对骨结构和韧带结果采用了各向同性和线弹性材料参数,同时未考虑趾骨间韧带和关节。计算过程也未深入分析骨、韧带及肌肉界面的相互作用,模型结构上的简化在一定程度上预期降低了模型的稳定性,增加了其形变能力。此外,通过线性的索单元模拟非线性的足底软组织,在一定程度上也低估了跖腱膜承受应变的能力,这些都是本研究的不足之处。

4 结论

足底 4 条韧带对足弓的稳定性有重要作用,尤其是跖腱膜。在缺乏足踝部肌腱、肌肉保护的情况下,松解足底韧带会导致足内侧纵弓高度降低、长度延长以及前足外展和后足外翻。本研究建立的足部三维有限元模型,可用于模拟研究不同损伤情况下足踝部的力学变化,为鞋具改良、创伤研究和手术设计提供基础。

参考文献

- 1 Sarrafian S K. Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot Ankle*, 1987, 8: 4-18
- 2 Murphy G A, Pneumatics S G, Kamaric E, et al. Biomechanical consequences of sequential plantar fascia release. *Foot Ankle Int*, 1998, 19: 149-152

- 3 Riddle D L, Pulisic M, Sparrow K. Impact of demographic and impairment-related variables on disability associated with plantar fasciitis. *Foot Ankle Int*, 2004, 25: 311–317
- 4 Snider M P, Clancy W G, McBeath A A. Plantar fascia release for chronic plantar fasciitis in runners. *Am J Sports Med*, 1983, 11: 215–219
- 5 Taniguchi A, Tanaka Y, Takakura Y, et al. Anatomy of the spring ligament. *J Bone Joint Surg Am*, 2003, 85-A: 2174–2178
- 6 Huang C K, Kitaoka H B, An K N, et al. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle*, 1993, 14: 353–357
- 7 Kitaoka H B, Luo Z P, An K N. Analysis of longitudinal arch supports in stabilizing the arch of the foot. *Clin Orthop Relat Res*, 1997, 341: 250–256
- 8 Kitaoka H B, Luo Z P, An K N. Reconstruction operations for acquired flatfoot: biomechanical evaluation. *Foot Ankle Int*, 1998, 19: 203–207
- 9 Daly P J, Kitaoka H B, Chao E Y. Plantar fasciotomy for intractable plantar fasciitis: clinical results and biomechanical evaluation. *Foot Ankle*, 1992, 13: 188–195
- 10 Berkelmans W A M, Poort H W, Slooff T J J H. A new method to analysis the mechanical behavior of skeletal parts. *ACTA Orthop Scand*, 1972, 34: 301–317
- 11 Cheng H Y, Lin C L, Chou S W, et al. Nonlinear finite element analysis of the plantar fascia due to the windlass mechanism. *Foot Ankle Int*, 2008, 29: 845–851
- 12 Arangio G A, Reinert K L, Salathe E P. A biomechanical model of the effect of subtalar arthroereisis on the adult flexible flat foot. *Clin Biomech(Bristol, Avon)*, 2004, 19: 847–852
- 13 Gefen A. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *J Biomech*, 2002, 35: 629–637
- 14 Camacho D L, Ledoux W R, Rohr E S, et al. A three-dimensional, anatomically detailed foot model: a foundation for a finite element simulation and means of quantifying foot-bone position. *J Rehabil Res Dev*, 2002, 39: 401–410
- 15 Jacob S, Patil M K. Three-dimensional foot modeling and analysis of stresses in normal and early stage Hansen's disease with muscle paralysis. *J Rehabil Res Dev*, 1999, 36: 252–263
- 16 Gefen A, Megido-Ravid M, Itzhak Y, et al. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *J Biomech Eng*, 2000, 122: 630–639
- 17 Chu T M, Reddy N P, Padovan J. Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis. *Med Eng Phys*, 1995, 17: 372–379
- 18 Patil K M, Braak L H, Huson A. Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet. *Med Biol Eng Comput*, 1996, 34: 280–284
- 19 Cheung J T, An K N, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study. *Foot Ankle Int*, 2006, 27: 125–132
- 20 Tweed J L, Barnes M R, Allen M J, et al. Biomechanical consequences of total plantar fasciotomy: a review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2009, 99: 422–430