# 基于踏跳阶段跟腱的有限元分析

# 顾耀东,李建设

摘要:根据螺旋CT 扫描和软件处理,建立踝关节骨骼、跟腱三维模型。通过对背跃式 跳高踏跳中的有限元计算,获得跟腱在此动作的应力-应变变化。踏跳后期蹬离时跟腱所受拉 应力最大且集中在跟骨结节附着点上6cm区域。本模型可用于跟腱的生物力学研究,为踏跳中 的运动损伤提供力学数据并揭示一定的力学机理。
关键词:跟腱;踏跳;非线性分析 中图分类号:G804.6 文献标识码:A 文章编号:1006-1207(2007)01-0062-03
Finite Element Analysis on Achilles Tendon in Jumping Phase GU Yao-dong,LI Jian-she
(Ningbo University,Zhejiang 315211,China)
Abstract: 3D models of anklebone and Achilles tendon were set up according to CT scan and software processing. Through the calculations on finite elements in the takeoff of back flop high jump, the stress-

processing. Through the calculations on finite elements in the takeoff of back flop high jump, the stressstrain changes of Achilles tendon were obtained. At the last stage of beating the board, the tendon bears the highest tensile stress and the stress is concentrated on the 6cm area of calcaneal attachment nodules. This model can be used for biomechanical study on Achilles tendon, providing mechanical statistics for takeoff injuries and revealing some mechanical mechanism.

Key words: Achilles tendon; takeoff; nonlinear analysis

随着竞技运动日趋激烈和世界记录的不断更新,高难 度、高强度的运动技术对身体条件的要求越来越高,伴随 而来的运动损伤也越来越多。据统计,在各类运动损伤中 尤以下肢损伤居多,而在下肢损伤中跟腱的损伤则高达 25%。运动性跟腱损伤的病理学诊断通常认为多次运动微细 创伤累积、瞬间主动发力过猛或被动暴力挫击为重要原因, 而准备活动不充分或场地、跑鞋等不利因素为次重要因素。 跟腱运动性损伤的传统生物力学研究方法在测量技术上存在 一定问题,其主要困难有:应用生命体离体标本模型与在 体情况有较大差异;无论在体或离体均难以获得实验标本内 部的应力数据及其变化;实验结果受实验标本个体差异、 设备条件、实验者技术水平等因素的影响等。

由于通常的力学测量无法直接应用于足的内部结构,对 足部的力学行为进行有限元数值模拟就成为认识和研究足与 步态生物力学机制的有效手段。踏跳瞬间,小腿三头肌的 突然大强度发力,导致跟腱的瞬间大范围拉伸,这个过程 为跟腱损伤(严重时断裂)的特征性动作。通过对该情况 有限元分析,以计算出跟腱损伤的易发部位,即应力集中 处。为临床诊断提供一定的指导意义。跟腱变形的仿真过 程,为预防该损伤给予科学的参考意义,并为运动鞋的功 能性设计提供力学依据。

## 1 材料和方法

#### 1.1 踝关节三维有限元模型的建立

选取正常体育系女跳高运动员,无足部疾病和足部损伤

**收稿日期**:2006-12-17 **论文说明**:第11届全国生物力学大会优秀论文 **作者简介**:顾耀东(1981~),男,主要研究方向:运动生物力学 **作者单位**:浙江宁波大学体育学院 宁波 315211 史,身体状况和运动能力均良好。足处于自然无荷载状态时 作螺旋计算机断层扫描CT。图象导入MIMICS 8.0 (Materialise, Leuven, Belgium)获得边界条件,通过 SolidWorks 2005 (SolidWorks Corporation, Massachusetts) 装配处理建立实体。实体导入ANSYS (9.0, SAS, USA)进行有限 元分析。跟骨与跟腱之间采用刚体-柔体的接触面对(见图1)。



图1 跟骨与跟腱之间的接触面对

#### 1.2 材料参数

生物材料参数与载荷方式有一定联系<sup>[1]</sup>,但目前动态方面的材料实验甚少。皮质骨,松质骨为Huiskes<sup>[2]</sup>实验数据;软骨为clift<sup>[3]</sup>实验数据(见表 1)。

	表1 足部骨骼材料系数	
	杨氏模量(Mpa)	泊松比
皮质骨	7300	0.3
松质骨	100	0.3
软骨	5	0.1

跟腱视为超弹性体,力学特性采用 Ansys 中 Mooney-Rivilin 模型应变能密度函数来描述:

 $U = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{1}{2}(J^{el} - 1)^2$ (1)*I*<sub>1</sub>*I*<sub>2</sub>,是第一和第二偏应变量,其定义为:  $I_{1} = \hat{\lambda}_{1}^{2} + \hat{\lambda}_{2}^{2} + \hat{\lambda}_{3}^{2}$ (2) $I_2 = \lambda_1^{-2} + \lambda_2^{-2} + \lambda_3^{-2}$ (3)

式中, $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 和 $\lambda_3$ 为3个拉伸方向的拉伸系数; Jel 为弹性体积比。对于应变很小或较大(< 100%)的情况,这种 模型通常提供了足够精确的表示。通过对 G. A. Lichtwark<sup>[4]</sup> 的实验数据拟和。C<sub>10</sub>取104,C<sub>01</sub>取26。D为0.00484<sup>[5]</sup>。

### 1.3 载荷条件

确定肌肉力值对于模型的准确性非常重要,尽管根据肌

肉横截面积、质量、肌纤维长度等生理学参数可推算出力 值,但这些参数由于个体差异(性别、年龄等)导致健 康人群下肢肌力变化幅度达到 30%<sup>[6]</sup>。T. Finni<sup>[7]</sup>等在跟腱 中插入光纤, 通过波长变化的信号, 由静态预测法计算出跟 腱力值的变化。同时进行足底压力、肌电图(EMG)的测量, 推算三者间的函数变化关系。

A.L. Hof<sup>[8]</sup>等根据动态预测法计算了小腿三头肌在步行、 跑、跳中的力值变化。Jason Tak-Man Cheung<sup>[9]</sup>等对正常 尸体的足部解剖后,直接在跟腱上施加载荷,并使用F-Scan足底压力测量,以探求上述两个变量与足底腱膜拉力值 的联系。本研究通过对实验被试踏跳中的足底压力(表2)和 表面肌电(表3)的测量,在上述研究的基础上,逆向推算其 跟腱在踏跳中的力值随时间变化(见图2)。

表 2 路跳各阶段足底压力分布状况								
	足跟着地期	全足支撑期	前足支撑期	推离期	足趾离地期			
压力分布								
峰值压(Kpa)	$555.8 \pm 70.7$	295.0 $\pm$ 19.4	417. 5 $\pm$ 26. 3	$605.0 \pm 33.8$	330.0 $\pm$ 15.7			
压力值(N)	$1414.9 \pm 65.2$	1560. 18 $\pm$ 20. 3	$1817.8 \pm 81.5$	$1525.3 \pm 18.2$	796. 1 $\pm$ 13. 6			

比目鱼肌 腓肠肌中段 腓肠肌后段 AEMG (uv) 298. 43  $\pm$  25. 66 467. 00  $\pm$  53. 65 434. 75  $\pm$  74. 30 MPF (Hz) 70.36  $\pm$  3.05 71.40  $\pm$  5.03 86.60  $\pm$  2.61



#### 2 结果与分析

ANSYS 软件是融合结构、热、流体、电磁、声学于一 体的大型通用有限元分析软件,被国内外学者多次应用到足 部有限元分析中。踏跳和正常步态中不同位相时的跟腱应力 分布以Von Mises等效应力表示,它用应力等值线来表示模 型内部的应力分布情况,可以清晰的描述出一种结果在整个 模型中的变化,从而使分析人员可以快速的确定模型中的最 危险区域。它以下述关系式衡量所有主应力的作用:

 $\sigma_{exe} = \left\{\frac{1}{2}\left[\left(\sigma_1 - \sigma_2\right)^2 + \left(\sigma_2 - \sigma_1\right)^2 + \left(\sigma_1 - \sigma_1\right)^2\right]\right\}^{\frac{1}{2}}$ (4) 式中,为VonMises应力,、、和 为3个主应力。 踏跳从力学角度可分为踏段和跳段。踏段由足跟着地期

和全足支撑期组成,跳段则由前足支撑期、推离期、足趾 离地期组成。足跟着地期,跟腱所受应力非常小(见图3), 由应力线路径可发现只有在跟骨结节处承受较小的压应力。 应力值为0.05Mpa。



踏跳足跟着地期应力分布



드레동북

行题研究





全足支撑时,跟腱开始受到拉伸,等效应力为22.66Mpa, 应变值为4.15%。跟腱的最大应力出现在推离期(图4),此时最 大应力值达到48.37Mpa;应变值为5.14%。应力主要集中在跟骨 结节上6cm区域。足趾离地期跟腱所受应力仍然较大。应力值为 26.57 Mpa,应变值为4.33%。踏跳过程跟腱应力变化如图5所示。

#### 3 讨论与结论

有限元分析方法已被广泛应用于运动生物力学领域。尤 其在人体力学彷真中,更体现出它的优越性:可高度模拟物 体结构与材料的特性;进行精确的计算分析同时,给予形 象的、直观的定性研究;分析研究的重复性好、应用面 广、适应强;通过模拟分析方法,研究实验方法所不能研 究的工况,得到客观实体在实验法中难以得到的研究结果。 鉴于医学影像学技术的快速发展,通过扫描所获得的数据更 加准确,据此而建立的几何模型更加接近于真实,有限元 模型的良好几何相似性是准确进行力学模拟和分析的基础。 利用 CT 扫描技术并采用有限元分析方法,对正常踝关节进 行扫描和三维重建,可以充分显示人体踝关节的立体解剖结 构,以弥补二维图像的不足。

80%的跟腱撕裂部位在跟骨结节以上 6cm 区域<sup>[10,11]</sup>。部 分研究者认为此处的血供能力差造成高损伤率<sup>[12]</sup>。本文通 过计算机仿真发现此处为拉伸中的应力集中部分,从力学角 度亦很好解释了高损伤率。

跟腱的极限应变,研究上也存在很大分歧。Thermann <sup>[13]</sup>等在慢速拉伸下得到的极限应变值为(49.2±16.4)%,快速 拉伸下极限应变值为(44.3±15.3)%。而Tishya A.L<sup>[14]</sup>等在 不同速率下所测分别为(16.1±3.6)%和(12.8±1.7)%。从踏 跳峰值应变上推测,后者的数据更可靠些。Maganaris<sup>[15]</sup>等利 用超声波仪器记录运动中的跟腱应变值接近5%;G.A. Lichtwark<sup>[16]</sup>等通过核磁共振研究发现跟腱在踏跳中的应变峰 值为(8.3±2.1)%,与本文有限元计算值较为接近,进一步验 证了该方法的可靠性。Tishya A.L<sup>[14]</sup>等在11对人体跟腱标本 拉伸实验中,慢速拉伸(等效步态速率)破坏应力为(71±17) Mpa,快速拉伸(等效踏跳速率)破坏应力为(86±24)Mpa。 Ker等<sup>[17]</sup>认为肌腱的破坏应力接近100Mpa,高强度运动下可乘 上8倍的安全系数(Biewener<sup>[18]</sup>估计2倍左右)。S. Rosager 等从跟腱的生理横断面积预测,专业田径运动员的安全系数为 非专业人士的1.5倍。本研究计算出踏跳中的峰值应力低于 50Mpa。该运动员只要在运动前作好充足的准备活动,基本不会 出现跟腱损伤。运动员也常因过度训练,造成应力积累以致跟 腱损伤。由于此材料的疲劳性力学实验研究甚少,本文未对这 一情况进行力学分析。

#### 参考文献:

- Gefen, A., Elad, D., and Shiner, R. J., Analysis of Stress Distribution in the Alveolar Septa of Normal and Simulated Emphysematic Lungs[J], J.Biomech, 1999, 32:891"C897.
- [2] Huiskes, R., On the Modeling of Long Bones in Structural Analyses[J],J. Biomech., 1982, 15: 65"C69.
- [3] Clift, S. E., Finite-Element Analysis in Cartilage Biomechanics[J], J.Biomed. Eng. 1992, 14:217 C221.
- [4] G. A. Lichtwark, A. M. Wilson. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping[J]. The Journal of Experimental Biology.2005,208:4715-4725.
- Weiss, J., Maker, B., Govindjee, S. Finite element implementa tion of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity[J]. Computer Methods and Applications in Mechanical Engineering. 1996,135:107"C128.
- [6] Brand, R. A., Pedersen, D. R., and Friederich, The Sensitivity of Muscle Force Predictions to Changes in Physiologic Cross-Sec tional Area. [J] J of Biomechanics.1996,19:589"C596.
- T. Finni, et al. Achilles tendon loading during walking: applica tion of a novel optic fiber technique.[J] Eur J Appl Physiol .
   1998, 77: 289-291.
- [8] A.L.Hof,et al. Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. [J]Acta Physiol Scand .2002, 174:17-30.
- [9] Jason Tak-Man Cheung, et al. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot.[J] Clinical Biomechanics.2006,21:194-203.
- [10] Aroen A, Helgo D, Granlund O and Bahr R. Contralateral tendon rupture risk is increased in individuals with a previous Achilles tendon rupture. [J] Scand J Med Sci Sports.2004 ,14: 30-33.
- [11] Maffulli N and Wong J. Rupture of the Achilles and patellar tendons.[J] Clin Sports Med.2003, 22: 761-776.
- [12] Maffulli N and Wong J. Rupture of the Achilles and patellar tendons.[J] Clin Sports Med.2003, 22: 761-776.
- [13] Thermann. H et al Schandelmaier P.biomechanisch untersuchungen zur menschlichen Achilles schnruptur.unfallchirurg [J]sports Med.1995, 28:631-635.
- [14] Tishya A.L, et al. Mechanical properties of the human Achilles tendon.[J]Clinical Biomechanics.2001,16:245-251.
- [15] Maganaris, C. N. and Paul, J. P. Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon.[J] J. Biomech.2002, 35:1639-1646.
- [16] G. A. Lichtwark, and A. M. Wilson1. In vivo mechanical proper ties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. [J] The Journal of Experimental Biology.2005,208:4715-4725.
- [17] Ker RF, Alexander RM, Bennett MB.Why are mammalian ten dons so thick.[J] J Zool 1988,216: 309°C324.
- [18] Biewener AA, Roberts TJ. Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: a comparative perspective.[J] Exerc Sport Sci Rev .2000,28: 99"C107.