

文章编号:1004-7220(2016)05-0437-06

基于有限元分析腓肠肌作用力对足部生物力学的影响

刘颖¹, 周思远¹, 郑拥军², 章浩伟¹, 孙洋洋¹

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 复旦大学附属华东医院 疼痛科, 上海 200040)

摘要: **目的** 探讨不同腓肠肌作用力变化对足跟痛生物力学机制的影响。**方法** 运用 Mimics 软件对临床计算机断层扫描足部图像进行三维实体模型重建, 建立包括骨骼、软组织、韧带及足底筋膜的足部有限元模型。腓肠肌作用在足部上的作用力取人体半体重 320 N 的 40% ~ 90%, 每隔 5% 半体重(即 16 N)增加, 并计算足底表面压力分布及峰值、足底筋膜应力等。**结果** 足底表面压力分布主要集中在足跟处和跖骨头区域, 足底足跟处压力峰值随着腓肠肌作用力的增加而减小, 而足底前部压力峰值先减小后增大, 在 224 N(70%) 时达到最小值。足底筋膜的应力随腓肠肌作用力的增加而增加。**结论** 腓肠肌作用力的改变对足底压力及足底筋膜应力产生显著影响。有限元分析有助于对足部疾病病因病理的了解以及对腓肠肌松解术后生物力学结果预测, 为治疗提供理论依据。

关键词: 腓肠肌; 足跟痛; 三维建模; 生物力学; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.05.437

Effects of gastrocnemius muscle force on foot biomechanics based on finite element analysis

LIU Ying¹, ZHOU Si-yuan¹, ZHENG Yong-jun², ZHANG Hao-wei¹, SUN Yang-yang¹

(1. College of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Pain, Huadong Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200040, China)

Abstract: **Objective** To investigate the effects of different gastrocnemius muscle forces on biomechanical mechanism of heel pain. **Methods** The finite element model of the foot including foot bone, soft tissues, ligaments and plantar fascia was reconstructed based foot CT images by Mimics software. The gastrocnemius force applied on the foot was 40%-90% of half-body weight(320 N) with increment of 5% of half-body weight(16 N). The plantar surface pressure distribution and peak pressure as well as the plantar fascia stress were calculated. **Results** The plantar surface pressure distribution was mainly concentrated on the area of heel and metatarsal head. With the increase of gastrocnemius force, the peak plantar pressure at the heel decreased, while the peak pressure at the front of the foot decreased at first and then increased, which reached the minimum value with the load of 224 N. The plantar fascia stress increased with the gastrocnemius force increasing. **Conclusions** Gastrocnemius force applied on foot has significant influence on the plantar pressure distribution. Finite element analysis can contribute to understanding etiology and pathology of foot diseases, predicting the biomechanical results after the gastrocnemius muscle relaxation, and provide theoretical reference for treatments.

Key words: Gastrocnemius muscle; Heel pain; Three-dimensional modeling; Biomechanics; Finite element analysis

收稿日期:2015-11-02; 修回日期:2015-12-08

基金项目:上海市科委医学引导项目(12401907700), 微创励志创新基金。

通信作者:章浩伟, 副教授, E-mail: howiezh@sina.com。

足跟痛又称跟痛症,表现为跟骨结节下方跖底部的疼痛,可导致行走障碍、站立困难及睡眠障碍,严重影响人们的工作和生活。足跟痛的人群发病率约为10%^[1],好发于40~60岁中老年、运动员和肥胖者群体中^[2]。目前尚不明确足跟痛的病因及病理机制,推测与足底筋膜炎、跟周软组织炎症、跟骨骨刺以及踝管综合征等因素有关。多数学者认为,跖腱膜炎是引起足跟痛最主要因素^[3]。跖腱膜是足底的重要结构,对维持正常足弓有重要意义;因其生物力学负荷较大,长期的负重,特别是肥胖、运动劳损等情况下容易产生无菌性炎症损伤,从而诱发足跟痛。

足部疼痛病因可能并不源于足部,而可能来自腓肠肌,但是相关研究鲜有报道。McGlamry等^[4]研究发现,患有非畸形性单纯腓肠肌痉挛的顽固性足跟痛病人在接受腓肠肌缓解术后疼痛缓解。Sweeting等^[5]研究表明,单纯牵张足底筋膜或跟腱,足跟痛缓解不明显;但足底筋膜联合腓肠肌牵张治疗足跟痛的方式有效率具有统计学差异^[6]。

目前,有关外在屈肌肌肉对足前部骨骼的载荷作用及对足底应力分布影响的尝试性实验研究已经开展。然而鉴于实验的困难性,有关肌肉控制之间的相互关系、关节运动以及足底载荷分布还尚未充分探讨研究。Sharkey等^[7]在尸体足部模型上进行屈肌作用的模拟,测量得到在脚跟提起过程中地面反力的最大值为750 N,同时对第2跖骨应变进行测量。有研究发现,随着足跟的上升,当跟腱力增加时,足底压力从足跟处向足前转移^[8,9]。腓肠肌持续性的挛缩会导致长期高强度的足前部加载,随着时间的推移,受影响之处可能会引起疼痛、损伤以及结构的变形,例如跖骨与足底前脚掌的溃疡^[10]。

本文通过建立包含骨骼、软组织、韧带及足底筋膜的足部有限元模型,探讨腓肠肌作用力对足部生物力学机制的影响,以期对患者松解术治疗后的生物力学结果进行预测。

1 材料和方法

1.1 足部有限元模型建立

图像采集设备使用复旦大学附属医院华东医院美国GE公司宝石计算机断层扫描系统(GE Medical System/Discovery CT750 HD)。样本选取1名体重

64 kg健康女性志愿者,X线检测无足部或下肢外伤,无手术史,共采集409张足部二维断层扫描图像,以DICOM格式保存,图像分辨率为512×512,层厚为0.625 mm,窗宽(FOV)为35 cm。

将扫描的CT数据导入医学三维建模软件Mimics 10.01中,采用阈值分割和手动分割的方法提取足部骨骼和足底软组织等三维几何结构,并以STL格式保存建立的模型。Mimics软件建立的模型比较粗糙,有尖锐突起,对有限元模型的建立产生一定难度,故将建立的STL格式文件导入逆向工程软件Geomagic 12.0中进行曲面光滑优化处理,建立贴近真实足部的几何模型,并以IGES格式保存文件[见图1(a)]。然后通过专业网格划分软件Hypermesh 12.0进行有限元网格划分[见图1(c)、(d)]。最后导入ABAQUS 6.13软件中进行数值计算。

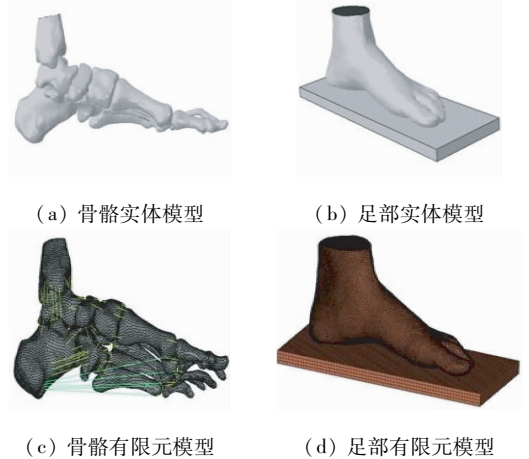


图1 足部实体及有限元模型

Fig. 1 Solid and finite element model of the foot (a) Solid model of foot bones, (b) Solid model of the foot, (c) Finite element model of foot bones, (d) Finite element model of the foot

建立的足部有限元模型包括足部软组织、26块骨骼(距骨、跟骨、足舟骨、骰骨、3块楔骨、14块趾骨及5块跖骨)、足部韧带及足底筋膜。足底筋膜和足部韧带采用Truss单元模拟,附着点位置参考足踝解剖交互式软件(Primal Picture公司,英国)。

1.2 材料特性

将足部有限元模型中各组成部分均视为各向同性、均质的线弹性材料,材料参数均取自相关文献(见表1)。在骨骼材料方面并未对骨骼进行皮质骨

表1 足部有限元模型中各种单元类型和材料属性

Tab.1 Material properties and element types for finite element model of the foot

名称	单元类型	弹性模量/MPa	泊松比	密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	横截面积/ mm^2
足部骨骼 ^[11-12]	C3D4	7 300	0.30	1 500	—
足底软组织 ^[12]	C3D4	1.15	0.49	937	—
足底筋膜 ^[13-14]	TRUSS(T3D2)	350	—	937	290.7
足部韧带 ^[12,15]	TRUSS(T3D2)	260	—	937	18.4
地面支撑物	C3D8	17 000	0.1	5 000	—

和松质骨的细分,而是根据皮质骨和松质骨所占体积比,定义弹性模量为 7.3 GPa,泊松比为 0.3。足底筋膜和韧带均视为不可压缩材料。

1.3 加载和边界条件

选择人体静止站立位进行计算分析。在静止站立位,体重 64 kg 的人双足站立时,平均每只足大约承受 320 N 的垂直重力。跟腱作用在跟骨向上方向的力大约为足部承受载荷的 75%,即 240 N^[16]。为了模拟平衡站立位,仅考虑腓肠肌作用力,忽略其他的内外在肌肉力。通过耦合作用将参考点与跟腱在跟骨上的附着点耦合,对参考点施加 240 N 向上作用力(见图 2)。地面反力以集中力将向上通过平板施加在压力中心处。胫骨和腓骨上表面远端被完全固定。地面支撑物与足底软组织之间定义为摩擦接触,摩擦因数为 0.6^[14,17]。

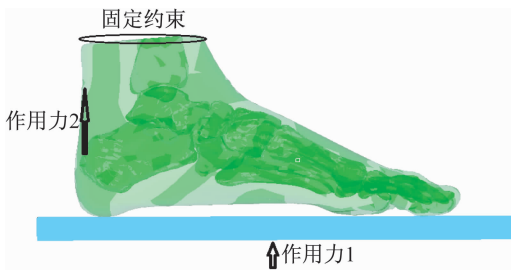


图2 足部模型加载及边界条件

Fig.2 Load and boundary condition of the foot model

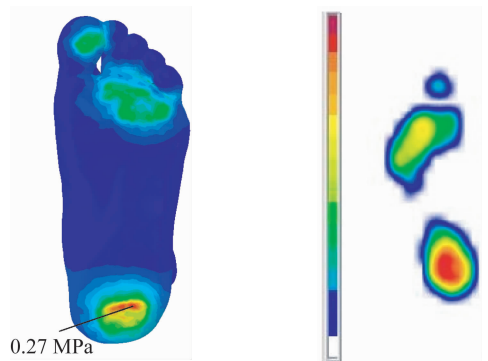
1.4 足底压力分布测量

采用韩国 TPScan 足底压力测量板对志愿者在双足平衡静止站立姿势下进行足底压力分布测量,测量的足底压力结果用于和模型有限元分析预测结果进行对比。

2 结果

数值计算结果表明,由地面反力以集中力将向

上通过平板施加在压力中心处,与人双足站立时单足所受到的垂直重力基本相等。图 3(a)所示为通过所建足部模型计算的足底表面压力分布,足底最大压力为 270 kPa,位于足跟处。图 3(b)所示为通过 TPScan 4.3 测量的体重为 64 kg 测试者的足底压力分布。文献[16]中采用 F-Scan 测量的足底最大压力为 210 kPa,也位于足跟处。本文数值模拟与实验测量的足底压力分布几乎一致,最大足底压力都位于足跟处。并且本文计算的足底压力数值仿真结果与文献[18]中测量数据分布基本一致,最大足底压力值与文献[18]中 F-Scan 测量值相差60 kPa。推测出现误差的原因如下:目前在进行静止站立位足底压力测量时尚未建立一个统一的标准,如对人体重心位置还没有明确严格的规定,人体重心的轻微移动都有可能使足底压力前后分布发生改变。通过对比足底压力测量数据、文献测量数据以及本模型数值结果,可认为本文数值模拟的足底压力分布与



(a) 有限元模型足底表面压力分布图 (b) TPScan 测量的足底压力分布

图3 足底压力分布

Fig.3 Plantar pressure distributions (a) Plantar pressure distributions on the finite element model of the foot, (b) Pressure distributions by TPScan measurement

实验测量的脚底压力分布几乎一致,最大足底压力都位于足跟处,所建有限元模型计算的结果非常接近真实情况,故本研究建立的有限元足部模型是有效的。

研究表明,腓肠肌收缩痉挛可增加跟腱及跖腱膜张力,诱发或加重足跟痛。因此,通过改变腓肠肌作用在跟腱上的作用力,探讨腓肠肌收缩痉挛对足底压力分布、足底压力峰值及足底筋膜应力的影响。腓肠肌作用在跟腱上作用力的取值范围为人体半体重 320 N 的 40% ~ 90%, 并每隔 5% (即 16 N) 增加。测得足底压力分布主要集中在足跟处,其次为跖骨头区域,足底中部和除大拇趾外的足趾承受压力最小。足底压力峰值位于足跟部分,足前部应力峰值主要集中在第 2、3、4 跖骨头处,趾骨应力主要集中在大拇趾区域。随着作用在跟腱上腓肠肌作用力的增加,足底压力分布无明显差异,足跟部分压力峰值变化较小(见图 4)。

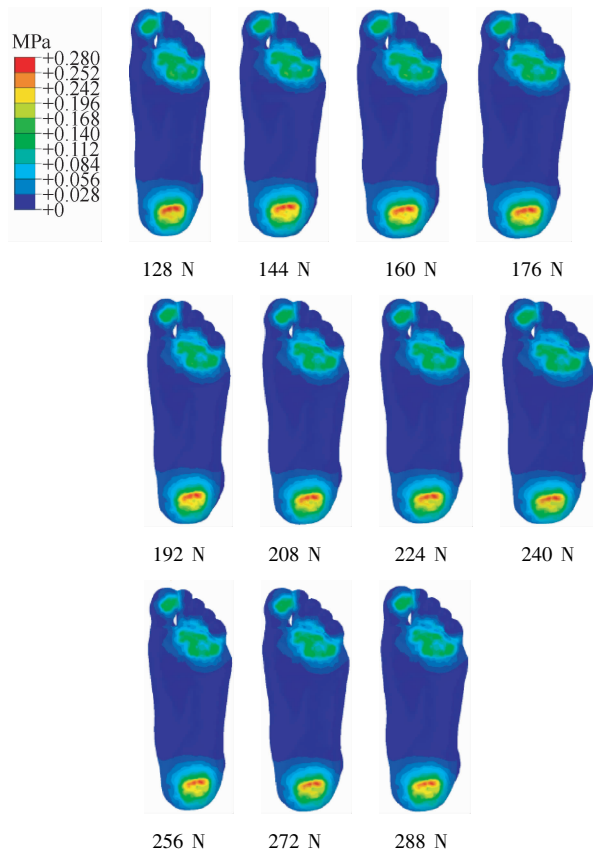


图 4 不同作用力下足底压力分布

Fig. 4 Plantar pressure distributions under different loads

足底压力的峰值是反映足底压力分布的重要指标,峰值的大小和足部损伤的发生具有重要的影响。由于足底中部压力分布几无变化,比较足底前部和后部压力峰值(见图 5)。足底后部压力峰值随着跟腱上作用力的增加而减小,然而足前部压力峰值随着跟腱上作用力先减小后增大,在跟腱力为 224 N 时达到最小值。在足部某一部位,当承受过大压力时,容易产生过度的使用伤害;当足底各区域压力分布均匀时,能够降低运动伤害。

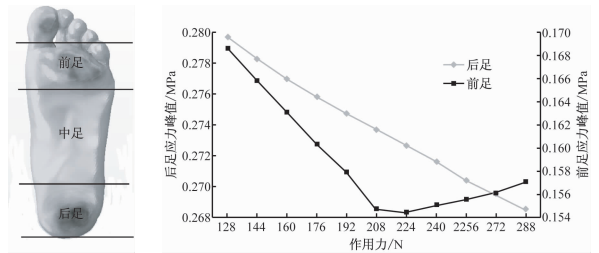


图 5 不同作用力下足底表面应力峰值

Fig. 5 Peak pressure on plantar surface under different loads

人体足底筋膜呈三角形,起于跟骨内侧结节,在跖骨头处分成 5 束,分别止于第 1 ~ 5 趾骨的屈肌腱维鞘、跖趾关节两侧及近节跖骨,在足部运动中起着保护足底肌肉、关节和肌腱的作用,并且主要针对于足内侧^[19]。在静止站立期,全足承受全身重量,在踝关节垂直方向力作用下,足部足弓下降,使得足部处于平放状态。在此过程中,足底筋膜将承受由足弓高度下降而引起的拉力作用。图 6 所示为足底筋膜的应力分布(足底筋膜应力为筋膜在拉伸方向应力,筋膜张力为应力与筋膜截面积的乘积)。第 1、4、5 根筋膜应力随着跟腱作用力的增大而逐渐增大,其中第 5 根筋膜应力变化范围较大。第 2、3 根筋膜应力随着跟腱作用力的增大而减小,其中第 2 根筋膜应力减小趋势不明显,几乎无变化。第 3 根筋膜应力较其他 4 根明显较高,第 5 根筋膜应力最小。足部跟腱作用力大小对足底筋膜应力有显著影响,总体来看,随着跟腱作用力的增加,足底筋膜的应力也随之增加,即腓肠肌的挛缩导致作用在跟腱上的作用力增加,继而引起足底筋膜应力的增加,故推测足底筋膜应力的增大是足底腱膜炎以及足跟疼痛的力学原因之一。

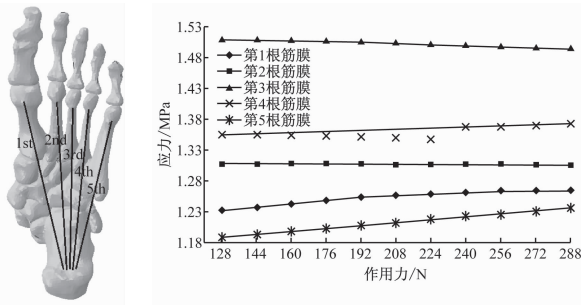


图6 不同作用力下足底筋膜应力(拉伸方向)

Fig. 6 Stresses on plantar fascia under different loads (in tensile direction)

3 讨论

目前足跟痛的临床治疗方式众多,包括足踝关节矫形的物理治疗、局部注射类固醇激素治疗及针刀松解、腓肠肌延伸术、跟腱部分切断术等手术治疗,但缺乏有效治疗的循证医学证据。前期临床研究证实,超声引导下腓肠肌脉冲射频治疗足跟痛有效安全,但尚不明确该治疗的具体作用机制。本研究基于腓肠肌松解术改变足底筋膜、足底和足踝关节生物力学因素,探讨不同腓肠肌作用力变化对足跟痛生物力学机制的影响。

有研究指出,腓肠肌痉挛会改变足部生物力学导致过负荷,目前认为过负荷会诱发足跟痛症状;而腓肠肌缓解术可增加踝关节活动度,并可能缓解足跟痛症状。Chen 等^[20]研究发现,腓肠肌对足跟作用力的改变会导致足底前部应力分布改变。由于足纵弓的生物力学作用,中足几乎不承重,前足(足趾和跖骨头)和后足分担了足的负重功能。即使在站立状态,足底压力分布不仅是由骨骼性质结构决定,同时还取决于软组织的功能。本研究发现,随着腓肠肌对足跟作用力的变化,足底压力分布也发生变化,足前部和足跟压力峰值改变且分布发生移位。随着腓肠肌对足跟作用力的增大,足底筋膜应力整体有增大的趋势,但增大趋势并不显著。

有限元分析可以计算结构内部的应力与应变,在研究足踝部的生物力学方面有其独特的优势,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。根据患者的活动、步态和足底压力分布特点,对患者进行治疗后生物力学结果的预测,选择个性化的治疗方案,将是足踝部有限元分析发展的

方向^[21]。腓肠肌作用于足部的作用力对足底压力分布、足底压力峰值及足底筋膜应力有显著影响。本研究结果对腓肠肌松解手术起指导作用。通过数值仿真研究足部生物力学,有助于了解足踝部疾病的病因、病理及指导临床治疗方法。

参考文献:

- [1] DEMAIO M, PAINE R, MANGINE RE, et al. Plantar fasciitis [J]. Orthopedics, 1993, 16(10): 1153-1163.
- [2] 马显志. 跟痛症治疗进展[J]. 中国骨与关节外科, 2012, 5(4): 373-376.
- [3] 王正义, 张建中, 俞光荣. 足踝外科学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2006: 542.
- [4] MCGLAMRY ED, KITTING RW. Aquinus foot. An analysis of the etiology, pathology and treatment techniques [J]. J Am Podiatry Assoc, 1973, 63(5): 165-184.
- [5] SWEETING D, PARISH B, HOOPER L, et al. The effectiveness of manual stretching in the treatment of plantar heel pain: A systematic review [J]. J Foot Ankle Res, 2011, 4(1): 1-19.
- [6] HYLAND M, WEBBER-GAFFNEY A, COHEN L, et al. Randomized controlled trial of calcaneal taping, sham taping, and plantar fascia stretching for the short-term management of plantar heel pain [J]. J Orthop Sports Phys Ther, 2006, 36(6): 364-371.
- [7] SHARKEY NA, FERRIS L, SMITH TS, et al. Strain and loading of the second metatarsal during heel-lift [J]. J Bone Joint Surg, 1995, 77(7): 1050-1057.
- [8] ARONOW MS, DIAZ-DORAN V, SULLIVAN RJ, et al. The effect of triceps surae contracture force on plantar foot pressure distribution [J]. Foot Ankle Int, 2006, 27(1): 43-52.
- [9] FINNI T, KOMI PV, LUKKARINIEMI J. Achilles tendon loading during walking: Application of a novel optic fiber technique [J]. Eur J Appl Physiol, 1998, 77(3): 289-291.
- [10] BOWERS AL, CASTRO MD. The mechanics behind the image: Foot and ankle pathology associated with gastrocnemius contracture [J]. Semin Musculoskelet Radiol, 2007, 11(1): 83-90.
- [11] 张明, 张德文, 余嘉, 等. 足部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. ZHANG M, ZHANG DW, YU J, et al. Human foot three-dimensional finite element of modeling and its biomechanical applications [J]. J Med Biomech, 2007, 22(4): 339-344.
- [12] CHEN WP, TANG FT, JU CW. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: A 3-D fi-

- nite element analysis [J]. Clin Biomech, 2001, 16(7): 614-620.
- [13] WRIGHT DG, RENNELS DC. A study of the elastic properties of plantar fascia [J]. J Bone Joint Surg Am, 1964, 46(3): 482-492.
- [14] CHEUNG JT, ZHANG M, LEUNG AK, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—A material sensitivity study [J]. J Biomech, 2005, 38(5): 1045-1054.
- [15] 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.
- [16] CHEUNG JT, ZHANG M, AN KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot [J]. Clin Biomech, 2006, 21(2): 194-203.
- [17] ZHANG M, MAK A FT. In vivo friction properties of human skin [J]. Prosthet Orthot Int, 1999, 23(2): 135-141.
- [18] 余嘉, 黄志伟, 张明. 基于 ABAUQS 的足踝生物力学分析 [C]//SIMULIA 中国区用户大会. 九寨沟: [s. n.], 2012.
- [19] 张发慧, 郑和平. 足外科临床解剖学 [M]. 合肥: 安徽科学技术出版社, 2003.
- [20] CHEN WM, PARK J, PARK SB. Role of gastrocnemius-soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise—A 3D finite element analysis [J]. J Biomech. 2012, 45(10): 1783-1789.
- [21] 王智, 张建中. 足踝部有限元分析的临床应用综述 [J]. 医用生物力学, 2009, 24(2): 148-151.
- WANG Z, ZHANG JZ. Clinical application of finite element analysis in foot and ankle [J]. J Med Biomech, 2009, 24(2): 148-151.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,以积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2015年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2014年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)53315397;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@163.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn