

肌腱疲劳的生物力学研究进展

张林, 李敏

(苏州大学 体育学院, 江苏 苏州 215021)

摘 要: 肌腱作为骨与肌肉的关联纽带, 在运动训练中具有重要的作用, 肌腱疲劳与其生物力学性能密切相关。疲劳实验时肌腱达到断裂所需的时间或循环拉伸的次数与作用的应力和(或)应变及频率大小、标本的长度、温度等有一定关系, 高应力肌腱疲劳性高于低应力肌腱。在一定的范围内, 肌腱的疲劳性与其所承受的应力相适应, 适宜运动刺激可通过力学性能的改变提高其疲劳性。

关 键 词: 生物力学; 肌腱疲劳性; 肌腱疲劳性适应; 肌腱疲劳损伤; 综述

中图分类号: G804.6 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-7116(2008)01-0109-04

Progress in biomechanical study of tendon fatigue

ZHANG Lin, LI Min

(School of Physical Education, Soochow University, Suzhou 215021, China)

Abstract: As a band that connects muscles with bones, tendon plays an important role in sports training. Tendon fatigue is closely related to its biomechanical properties. In fatigue experiment, there is a certain relation between the time required for a tendon to rupture or the number of times of circulative tension and the acting stress and/or strain as well as frequency magnitude, specimen length and temperature; a high stress tendon is easier to fatigue than a low stress tendon. Within a certain extent, the fatigue of a tendon is in accord with the stress it is subjected to; appropriate kinetic stimulation can improve its fatigue condition via the change of mechanical properties.

Key words: biomechanics; tendon fatigue condition; adaptation of tendon fatigue condition; injury caused by tendon fatigue; overview

肌腱(tendon)与所有的工程结构材料一样会发生疲劳损伤和断裂,但肌腱与其它工程材料不同之处在于其具有自我修复和适应能力。当肌腱微损伤积累超过修复能力时肌腱即会产生损伤。近年来,随着比赛和训练强度的增加,运动员肌腱损伤的发生率不断升高,而肌腱损伤与疲劳性密切相关。所以,研究肌腱疲劳对于阐明肌腱损伤的发生机制和预防具有重要的意义。但遗憾的是,国内外研究较少,特别是近几年有关肌腱疲劳的研究更是鲜见,本文综述有关肌腱疲劳的研究,以期使众多专家学者关注这一研究领域。

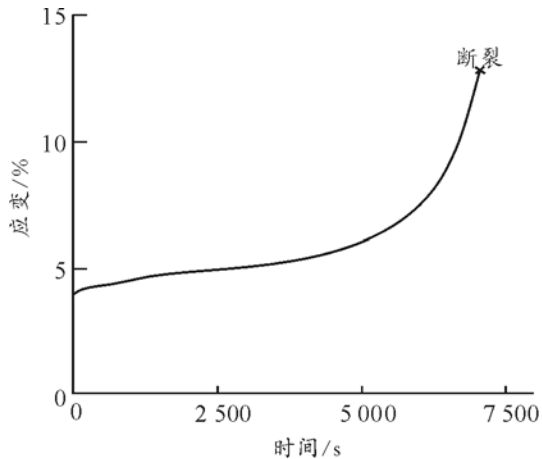
1 肌腱疲劳

肌腱疲劳(fatigue)为在拉伸负载下肌腱的时间

依赖性损伤^[1]。拉伸负载可为恒载或循环载荷,在体时肌腱同时承受两种载荷。恒载持续作用下发生与时间相关的变形即蠕变导致的肌腱最终断裂现象称为蠕变断裂(creep rupture)或静态疲劳(static fatigue)^[2]。在循环负载下肌腱产生疲劳并最终导致的肌腱断裂为疲劳断裂(fatigue rupture)。

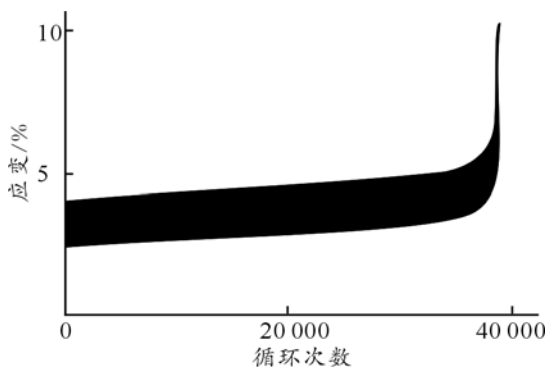
对于大多数材料而言,蠕变断裂和疲劳断裂不同,在对称循环应力下(平均值为零)通常认为是没有蠕变的疲劳。顺应性材料(如肌腱)由于不可能保持在纵向负载下挤压而使循环负载所施加的平均应力为零,所以肌腱的疲劳实验不存在单纯意义上的“疲劳”(也即循环疲劳, cyclic fatigue),而是时间依赖性的蠕变和循环依赖性的疲劳。图1和图2为小鼠

尾腱在恒载和循环载荷下的曲线图,当最大负载与最小负载相同时,图 2 就变为图 1 下的蠕变曲线。所以对于肌腱这样的材料来说不可能研究没有静态疲劳的循环疲劳,即循环负载下肌腱的疲劳是包含静态疲劳的疲劳。可是静态疲劳可以在没有循环疲劳的情况下进行研究。



应力为 30 MPa; 标本长度为 150 mm; 温度为 37 [2]

图 1 小袋鼠尾腱的蠕变曲线



频率为 5.3 Hz, 最大应力为 40 MPa、室温,
标本长度为 120 mm [3]

图 2 小袋鼠尾腱在循环载荷下的曲线

2 影响肌腱疲劳实验的因素

肌腱达到断裂所需的时间或循环的次数与作用应力和(或)应变有一定关系。Schechtman 等 [4] 在对人的趾长伸肌腱进行研究时,发现对标本施加的应力与循环次数的对数之间存在显著的线性关系,即随着施加的应力增加达到断裂所需要的循环次数的对数减小。Wang 等 [2] 对小袋鼠尾腱蠕变实验的研究表明,作用的应力在 20~80 MPa 时,应力与达到断裂所需的时间对数成线性关系。而 Wren 等 [5] 对人跟腱施加恒载和循环载荷,发现在蠕变实验中施加的应力与达到

断裂的时间没有显著关系,但随着初始应变(目标应力刚达到时的应变)的增加和断裂应变的下降,达到断裂的时间呈指数下降。对于循环负载作用下的最大应力、初始应变(循环负载变作用下第一次达到最大应变)的增加和断裂应变的降低,达到断裂的时间和循环次数呈指数性下降。研究者认为对于在恒载和循环载荷下初始应变,是预测达到断裂时间和循环次数的最好指标。

肌腱的疲劳性和标本长度具有一定的关系。Wang 等 [2] 发现当标本(小袋鼠的尾腱)的长度缩短到 80 mm 以下时小袋鼠尾腱的疲劳性增加(标本为 100 mm 以上不存在这种变化),认为 80 mm 左右可能为肌腱内的一个结构单位,实验中由于结构单位的两端被夹住,这也意味着疲劳性发生在单位之间的缝隙;另外一个解释是建立在 Weibull 理论 [6] 基础上,认为小的标本具有较小断裂的趋势。Weibull 理论应用于脆性材料,最终的断裂发生在单一裂缝的增大。目前这一理论已被应用于骨的研究 [7-8],有关该理论在肌腱疲劳性研究中的应用还需进一步研究。还有一个解释就是蛋白多糖(PG)和胶原的更新量大于胶原,可以认为胶原原纤维之间的基质是疲劳更容易发生的区域。所以在进行疲劳实验时应保持待测样本的长度一致性。

此外,肌腱疲劳性比弹性模量和滞回性更具有温度依赖性 [2],随着温度的增加蠕变实验时达到断裂所用的时间减少。肌腱在一定范围的负载下达到断裂的时间随着频率的增加而缩短 [5],这和骨拉伸疲劳实验时相反,它达到断裂时的时间不依赖于频率 [9-10]。对标本处理的不同可能也会影响疲劳实验的结果,室温下干燥的肌腱水的含量具有很大的变化,可以使弯曲刚度和抗疲劳性大大升高 [2]。Thornton 等 [11] 比较了在不同水合作用下韧带的短期蠕变,他们用 4.1 MPa 作用 20 min,发现随着水合增加蠕变也增加。

以上的研究表明肌腱疲劳实验极易受外界条件和内部组织影响。所以在疲劳实验研究中应注意测试条件的一致,即应力类型及大小、频率、环境条件及标本的处理等要保持一致。

3 肌腱疲劳损伤

人的日常活动和运动过程实际上也是肌腱承受着重叠载荷的过程,同其它材料一样,重复性载荷下肌腱会发生疲劳,但和其它工程材料不同之处在于肌腱具有自我修复能力。当疲劳损伤大于自身的修复能力时,肌腱产生疲劳损伤甚至于疲劳断裂。在体时肌腱同时经历蠕变损伤和循环疲劳损伤。

材料疲劳时一些力学指标如极限应力(UTS)、刚

度、弹性模量等不断下降。通常材料可用一些特殊力学指标在疲劳前后的比率即损伤率来表示 (damage ratio, DR) 材料的损伤过程, 该指标介于 0 和 1 之间, 1 表示材料处于未有损伤的状态, 0 表示材料断裂。Schechtman 等^[4]对人趾长伸肌腱循环加载使之处于部分疲劳状态, 处理前后分别测量耗能模量(K')、储能模量(K'')和动态模量(K^*), 结果认为 K^* 和 K'' 是评估肌腱 DR 的合适指标。Wang 等^[2-3]研究了恒载和循环负载下袋鼠尾腱的损伤行为认为可以用刚度来表示 DR。但 Wren 等^[5]在恒载和循环负载下跟腱断裂研究中认为肌腱的适应性和损伤直接受应变影响, 用初始应变比率更能直接反映肌腱损伤状态, Adeeb 等^[12]研究认为线性断裂力学可以用来研究肌腱在 10% UTS 以上循环负载下的疲劳行为。由于目前无损伤在体测量已成为可能^[13], 选择一个更直接和有效的监测肌腱损伤的指标已成为必要。

4 肌腱疲劳性适应

肌腱的疲劳性 (fatigue quality) 即肌腱抵抗疲劳的能力, 可以反映肌腱的质量, 通常以肌腱在载荷下达到断裂时的循环次数或时间来衡量。研究表明肌腱的疲劳性与其一生中经历的应力是相适应的。在 Pike 等^[14]的研究中, 绵羊的跖肌腱和浅趾伸肌腱最大应力 (stress-in-life, 当肌腱的肌肉进行最大等长收缩时产生的应力), 随着年龄增加而增加; 在任何年龄段, 高应力肌腱 (跖肌腱) 的疲劳性 (达到断裂所用的时间) 要高于低应力肌腱 (浅趾伸肌腱); 随着年龄的增加两种类型肌腱的疲劳性都增加, 但高应力肌腱增加的速率大。Ker 等^[15]研究小袋鼠的后肢肌腱发现, 当肌腱在等于肌肉最大等长收缩力的负载作用下, 每个肌腱达到断裂的时间类似, 平均约为 4.2 h; 但当同样负载 (50 MPa) 作用于肌腱时, 高应力肌腱达到断裂的时间要长于低应力肌腱。研究者根据实验结果提出一个模型, 认为肌腱损伤激励 (trigger) 肌腱疲劳适应性的产生。腱细胞可以对肌腱损伤的水平做出敏感反应, 接收细胞外基质发来损伤出现的信号而产生一定的反应。如损伤速率改变时损伤修复将失去平衡, 细胞将发生一定的反应而调整疲劳性。在生长过程中损伤速率可能会改变, 因此修复速率也在发生改变。在一定的生理范围内, 疲劳性可随应力的模式改变做出适应性变化, 这种适应性包括先天和后天两种。

长期作用于肌腱上的负荷可能会影响肌腱损伤的速率而最终影响其疲劳性。在许多实验中, 进行跑步训练与非训练动物比较, 发现其肌腱弹性模量或刚

度的变化不显著^[16-17], 实际上可能是疲劳性提高。这种假设也可以解释一些学者的研究, 如 Simonsen 等^[18]对大鼠进行每天 3 次、每周 4 次, 共 38 周力量训练后, 阿基里斯肌腱刚度未增加, 而每天 90 min, 每周 4 次, 共 15 周游泳耐力训练后发现肌腱更强壮。游泳训练时包含了几十万次肌肉收缩, 而力量训练只有约 1 500 次收缩。珍珠鸡 8~12 周训练后肌肉没有肥大, 但刚度增加, 每次训练也包含了 20~30 万次收缩, 所以肌腱可能是对总的肌肉收缩次数反应而不是对绝对张力反应^[17]。

运动训练产生的适应性与胶原原纤维直径及长度变化有关。肌腱中胶原原纤维的直径范围很大, 在 20~400 nm 之间, 且不同肌腱或同一肌腱的不同部位也不同。Parry 等^[19]研究指出, 小直径的胶原原纤维会较好地抵制不可恢复的塑变, 而大直径的胶原原纤维具有较高的强度, 在肌腱中发现的这种双峰分布是出于平衡力学性能的需要。Patterson 等^[20]比较了高强度训练和低强度训练的马前肢浅趾屈肌腱, 发现高强度训练的肌腱平均原纤维直径为 105 nm, 而低强度训练组为 132 nm, 认为这种平均直径的减少可能是高强度训练为提高肌腱疲劳性而产生的适应; Patterson 同时也比较了浅、深趾屈肌腱的平均原纤维直径, 分别为 132 nm 和 202 nm, 浅趾屈肌腱具有较高的肌腱最大应力^[21], 具有较高的疲劳性, 所以较细的胶原原纤维直径可能疲劳性高。但 Ker^[11]测量了 9 只小袋鼠后肢肌腱的平均原纤维直径, 发现疲劳性和原纤维直径没有关系。除了胶原原纤维直径外, 一些研究表明胶原原纤维的长度也与肌腱的力学性能有关, 胶原原纤维长度是增加肌腱弹性模量的最有效因素^[22-23]。胶原原纤维越长, 应有更多的黏多糖 (GAG) 在胶原原纤维之间进行力的传递^[24]。

5 展望

由于研究方法、实验仪器、训练方式、训练负荷等不同导致研究结果分歧较大, 尤其是目前大多数研究集中在动物离体肌腱的生物力学性能方面, 对人体的研究较少, 成为肌腱研究开展的制约因素。随着现代科学技术的发展, 超声波、核磁共振等技术可对在体肌腱的形态及生物力学性能进行测量, 因此, 探讨不同训练水平、不同专项运动员和不同年龄、不同性别人群运动训练和体育锻炼对肌腱的生物力学性能的研究将成为今后的研究重点。另外, 肌腱生物力学性能的变化必然有其物质基础, 胶原纤维类型、直径变化与其密切相关, 肌腱疲劳性具有其分子生物学基础, 肌腱胶原相关基因和基质基因的研究将为肌腱力

学性能的变化机理提供分子生物学依据。

参考文献:

- [1] Ker R F. The implications of the adaptable fatigue quality of tendons for their construction, repair and function[J]. *Comp Biochem and Physiol*, 2002, 133(4): 987-1000.
- [2] Wang X T, Ker R F. Creep rupture of wallaby tail[J]. *The Journal Experimental Biology*, 1995, 198(3): 831-845.
- [3] Wang X T, Ker R F, Alexander R M. Fatigue rupture of wallaby tail tendons[J]. *The Journal Experimental Biology*, 1995, 198(3): 847-852.
- [4] Schechtman H, Bader D L. In vitro fatigue of human tendons [J]. *J Biomechanics*, 1997, 30(8): 829-835.
- [5] Wren T A, Lindsey D P, Beaupre G S, et al. Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human achilles tendons[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2003, 31(6): 710-717.
- [6] Weibull W. Statistical theory of the strength of materials[J]. *Ingeniors Vetenskaps Akad. Handl*, 1939, 151: 1-45.
- [7] Taylor D. Fatigue of bone and bones: An analysis based on stressed volume[J]. *J Orthop Res*, 1998, 16(2): 163-169.
- [8] Taylor D. Scaling effects in the fatigue strength of bones from different animals[J]. *Journal of Theoretical Biology*, 2000, 206(2): 299-306.
- [9] Zioupos P, Currey J D, Casinos A. Tensile fatigue in bone: are cycles-or time-to-failure, or both important?[J]. *J Theor Biol*, 2001, 210(3): 389-399.
- [10] Caler W E, Cater D R. Bone creep-fatigue damage accumulation [J]. *J Biomech*, 1989, 22(6-7): 625-635.
- [11] Thomnton G M, Shrive N G, Frank C B. Altering water content affects ligament pre-stress and creep behaviour[J]. *J Orthop Res*, 2001, 19(5): 845-851.
- [12] Adeeb S M, Zec M L, Thornton G M, et al. A novel application of the principles of linear elastic fracture mechanics (LEFM) to the fatigue behavior of tendon tissue[J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(5): 641-650.
- [13] Karamanidis K, Arampatzis A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running[J]. *Biomech*, 2006, 39(3): 406-417.
- [14] Pike A V, Ker R F, Alexander R M. The development of fatigue in high- and low-stressed tendons of sheep (*Ovis aries*)[J]. *The Journal of Experimental Biology*, 2000, 203(14): 2187-2193.
- [15] Ker R F, Wang X T, Pike A V. Fatigue quality of mammalian tendons[J]. *J Exp Biol*, 2000, 203(8): 1317-1327.
- [16] Legerlotz K, Schjerling P, Langberg H, et al. The effect of running, strength and vibration strength training on the mechanical, morphological and biochemical properties of the Achilles tendon in rat[J]. *J Appl Physiol*, 2007, 102(2): 564-572.
- [17] Buchanan C I, Marsh R L. Effects of long-term exercise on the biomechanical properties of the Achilles tendon of guinea fowl[J]. *J Appl Physiol*, 2001, 90(1): 164-171.
- [18] Simonsen E B, Klitgaard H, Bojsen-Moller F. The influence of strength training, swimming training and ageing on the Achilles tendon and m. soleus of the rat[J]. *J Sports Sci*, 1995, 13(4): 291-295.
- [19] Parry D A D, Barnes G R G, Craig A S. A comparison of the size distribution of collagen fibrils in connective tissue as a function of age and a possible relation between fibril size and mechanical properties[J]. *Proceedings of the Royal Society of London*, 1978, 203: 305-321.
- [20] Patterson-Kane J C, Wilson A M, Firth E C, et al. Comparison of collagen fibril populations in the superficial digital flexor tendons of exercised and non-exercised thoroughbreds[J]. *Equine Vet*, 1997, 29(2): 121-125.
- [21] Ker R F, Alexander R M, Bennett M B. Why are mammalian tendons so thick?[J]. *J Zool*, 1988, 216: 309-324.
- [22] Christiansen D L, Huang E K, Silver F H. Assembly of type I collagen: fusion of fibril subunits and the influence of fibril diameter on mechanical properties [J]. *Matrix Biol*, 2000, 19(5): 409-420.
- [23] Silver F H, Christiansen D L, Snowhill P B, et al. Role of storage on changes in the mechanical properties of tendon and self-assembled collagen fibers[J]. *Connective Tissue Res*, 2000, 41(2): 155-164.
- [24] Redaelli S, Vesentini S, Soncini M, et al. Possible role of decorin glycosaminoglycans in fibril to fibril force transfer in relative mature tendons - a computational study from molecular to microstructural level[J]. *J Biomech*, 2003, 36(10): 1555-1569.