

# 实时超声测量用于等长收缩条件下修复跟腱应变的研究

## In-vivo Strain Measurement for Surgically Repaired Achilles Tendon under Isometric Contraction Using Real-time Ultrasound Imaging

郑永平<sup>1</sup>, 陈艳玲<sup>1a,2</sup>, 吴嘉豪<sup>3</sup>, 丁赛君<sup>1b</sup>, 李添捷<sup>1a</sup>, 李曾慧平<sup>1b</sup>

1.香港理工大学 a.医疗科技及资讯学系; b.康复治疗科学系, 香港; 2.麦理浩康复院, 香港; 3.玛丽医院 骨科及创伤外科, 香港

ZHENG Yong-ping<sup>1a</sup>, Jolinna Y.L. Chan<sup>1a,2</sup>, NG Ka-Ho<sup>3</sup>, DING Sai-jun<sup>1b</sup>, LI Tian-jie<sup>1a</sup>, Cecilia W.P. Li-Tsang<sup>1b</sup>

1.a.Department of Health Technology and Informatics; 1.b.Department of Rehabilitation Sciences, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China; 2.Maclehose Medical Rehabilitation Centre, Hong Kong, China; 3.Department of Orthopaedic & Traumatology, Queen Mary Hospital, Hong Kong, China

**[摘要]** 跟腱 (Achilles tendon, AT) 在人体运动中承受了巨大的应力, 它的力学特性, 尤其是撕裂后的力学特性, 引起了大量的研究兴趣。在康复治疗中, 运动的类型和强度是防止修复的肌腱受到再损伤的关键。治疗师通常根据肿胀、炎症反应等临床症状来定性评估病人的康复训练适当与否。本研究采用了7.5MHz的线阵型超声探头, 对等长收缩下修复跟腱的应变进行了测量。实验中6名进行了跟腱修复手术的男性受试者的年龄介于28~51岁之间, 撕裂距离跟腱附着点2~7cm。手术后12.8 ± 1.3个星期进行测量, 以受试者的健康脚为对照组。研究还对三位健康男性受试者惯用脚和非惯用脚跟腱弹性特征的差异进行了测试。超声图像取自沿肌腱方向的撕裂处, 采用Cybex 6000同时在体采集等长收缩条件下跟腱的超声图像以及腓肠肌-比目鱼肌产生的扭矩。定制的踝足矫形器可用于超声成像平面与肌腱位置的校准, 以便由超声图像提取肌腱特定部位的应变信息。实验利用成像技术对离体猪肌腱的测量, 证明了超声测量的有效性。我们发现跟腱撕裂修复位置的应变较对侧健康腿小14.8% ± 12.6%, 两者存在显著差异( $p = 0.017$ )。今后可进一步研究沿肌腱方向上应变的分布以及康复过程中分布的变化。本研究将有助于跟腱修复手术后病人训练计划的制定和优化。

**[关键词]** 超声; 声肌图; 肌腱; 跟腱; 软组织; 组织弹性; 弹性成像

**Abstract:** Achilles tendon is subjected to great stress during human locomotion, and hence its mechanical properties are of great interests especially after rupture. During rehabilitation, the type and intensity of exercise are important and crucial to prevent further damage to the repaired tendon. Therapists usually base on clinical symptoms such as swelling, signs of inflammation to determine whether the given exercise is appropriate or not. In this study, ultrasound imaging with a 7.5 MHz linear-array probe was used to study the strains of the repaired Achilles tendon during isometric contractions. Six male subjects with age ranging from 28 to 51 years old were recruited and their level of rupture was 2 to 7 cm from the insertion of Achilles tendon. They were tested 12.8 ± 1.3 weeks after operation. Their healthy legs were used as control. In addition, three healthy male subjects were recruited to test the differences of the tendon strain between the dominant and non-dominant legs. Ultrasound images were obtained along the Achilles tendon at the level of rupture site in-vivo under isometric contraction using Cybex 6000, which also recorded the torque of gastrocnemius-soleus complex simultaneously. Ankle-foot-orthosis (AFO) custom-made for each foot was used to secure the consistent alignment between the ultrasound imaging plane and the tendon. The strain of the selected part of the tendon during the contraction was extracted from the ultrasound images. The ultrasound measurement was validated using an in vitro experiment with porcine Achilles tendons together with an optical imaging technique. We found that the strain at the repaired site after rupture was 14.8% ± 12.6%, which was significantly ( $p = 0.017$ ) smaller than that of the tendon at the contralateral healthy side, which was 23.7% ± 12.7%. Future studies can focus on the strain distribution along the tendon

收稿日期: 2011-04-30

作者邮箱: ypzhang@ieeee.org

通讯作者: 郑永平, 博士, 香港理工大学医疗科技与资讯学系。

基金项目: 香港研究资助局(PolyU5354/08E)和香港理工大学(J-BB69)支持。

and how the distribution changes during the healing process. This research may provide information for therapists to select optimized exercise plan for patients during their rehabilitation process after the repair of Achilles tendon.

**Key words:** ultrasound; sonography; sonomyography; tendon; Achilles tendon; soft tissue; tissue elasticity; elastography

[中图分类号] R445.1 [文献标志码] A

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2011.05.002

[文章编号] 1674-1633(2011)05-0016-08

## 0 前言

肌肉通过肌腱与骨骼连接,从而将其收缩产生的力传至骨骼,产生关节和肢体的运动。肌腱有限的伸长可以抵抗较高的张力,但是,过度的应变就会造成肌腱的损伤和撕裂。损伤或修复肌腱的治愈过程可分为三个阶段<sup>[1]</sup>(Kannus 和 Jozsa 1997),其中逐渐加强的运动训练始于第二阶段(术后第一个星期),并贯穿整个第三阶段(术后第三个星期至一年)<sup>[2]</sup>(Sandrey 2000)。许多研究表明适当的早期运动有助于撕裂肌腱术后的恢复<sup>[3-5]</sup>(Kannus 2000; Calder 和 Saxby 2005; Sorrenti 2006)。通常,治疗师会凭借临床经验决定练习的强度,而很少通过实验确定不同康复阶段受损或修复肌腱对练习的耐受度。

肌腱具有类似非线性弹簧的特征,从而保证了肌肉和骨骼间的机械互动。其长度的变化会引起关节角度和肌肉纤维长度的改变,因此相应力学特征的测量具有重要的临床意义。一些研究小组对此做了深入的研究。Muraoka 等人指出跟腱的力学特性与肌肉的强度相关<sup>[6]</sup>。然而,大多数的研究都基于动物实验<sup>[7-12]</sup>(Lieber 等人 1991; Best 等人 1993; Trestik 和 Lieber 1993; Van 等人 1996; Steiner 1982; Thermann 等人 2001),或是尸体的离体组织样本<sup>[13-14]</sup>(Jakkola 等人 2000; Wren 等人 2001)。然而,动物组织与人体组织存在差异,尸体组织保存中也会造成组织特性的改变。近来越来越多的研究运用磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)或非侵入式的实时超声成像技术进行在体条件下人体肌腱组织的力学特性的测量<sup>[15-16]</sup>(Magnusson 等人 2001; Lichtwark 和 Wilson 2005)。

等长自主收缩条件下肌腱会有不同程度的增长。Mananaris 等人采用 MRI 技术研究发现:最大等长收缩时,跟腱力矩臂长度比静态时增加 10~15cm<sup>[17]</sup>。Fukunaga 等人采用超声的研究则证明了等长收缩时胫前肌腱的伸长<sup>[18]</sup>。Ito 等人利用超声对人胫前肌腱进行研究并发现:伴随着力的增加,肌腱将伸长  $15 \pm 2\text{mm}$ <sup>[19]</sup>。Finni 等人利用 MRI 技术发现在 20% 和 40% 最大自主收缩(Maximal Voluntary Contraction, MVC)条件下,比目鱼肌的肌腱/肌腱膜分别增长 2.8% 和 4.7%<sup>[20]</sup>。Muramatsu 等人利用超声对等长收缩

条件下肌腱的应变进行了讨论,实验结果表明当受试者以 10%MVC/s 的速度从松弛到 90%MVC 的过程中,肌腱发生最大为 5.1% 的应变<sup>[21]</sup>。Lichtwark 和 Wilson 最新的基于超声和运动分析的研究表明:单脚跳时在体跟腱的应力和应变同时受跟腱长度的影响,他们报道了 8.3% 的平均峰值应变<sup>[16]</sup>。Lee 等人则报道了一种利用超声图像在体自动测量肌腱移动的方法<sup>[22]</sup>。

这些在体跟腱的研究仅针对健康受试者,而修复手术后跟腱的研究则集中于其形态特征和诊断可靠性方面<sup>[23-30]</sup>(Maffulli 等人 1990; Rupp 等人 1995; Karjalainen 等人 1996; Leppilahti 等人 2000; Hollenberg 等人 2000; Moller 等人 2002; Khan 等人 2003; Fredberg 等人 2008)。康复过程中跟腱的力学特征无疑能为治疗计划的制定提供有用信息,但却始终难以测量。一些研究人员利用 X 射线成像手术中嵌入肌腱的钛标志物,从而检测康复过程中肌腱的长度<sup>[31-32]</sup>(Schepull 等人 2007; Kangas 等人 2007)。这种方法不仅需要预先制备钛标志物,且对人体有辐射危害,难以在临床实践中推广。我们的研究旨在利用非侵入的实时超声技术在体测量等长压缩条件下修复跟腱的应变情况,并与健康跟腱做比较,以期能为修复跟腱术后运动方案的制定提供重要的参考。研究采用的声肌图技术(Sonomyography, SMG)曾用于不同收缩条件下肌肉的评估<sup>[33-40]</sup>(Zheng 等人 2006; Huang 等人 2007; Shi 等人 2007, 2008; Guo 等人 2008, 2009; Xie 等人 2008)。SMG 可实时提供肌肉的结构信息,如厚度、肌纤维-肌腱夹角等,并能用于肌肉功能的评估<sup>[35-36, 39]</sup>(Shi 等人 2007; 2008)。我们会采集跟腱超声图像用于应变分析。

## 1 材料和方法

### 1.1 受试者

参与研究的六名男性病人平均年龄为  $41.0 \pm 7.6$  岁(均值  $\pm$  标准差)。他们都因运动导致跟腱撕裂,撕裂距跟腱附着点  $4.9 \pm 1.9\text{cm}$ 。他们在香港玛丽医院接受了端点到端点的修复手术,手术采用相同的缝合材料并由同一医疗团队完成。其中四名患者的损伤发生在惯用脚,两名在非惯用脚。术后  $12.8 \pm 1.3$  星期由麦理浩复康院(玛丽医院的合

作单位)的治疗师依照评估标准,测试修复的跟腱。对照组为三名健康的男性受试者,平均年龄  $27 \pm 2.6$  岁。所有受试者均被预先告知实验设备和测试程序,签署知情同意书,实验得到作者所在单位有关人体实验的伦理许可。

### 1.2 实验设计

采用等速肌力测量系统(Cyber 6000, Lumex 公司 Cybex 分公司, Rankonkoma, 美国)进行等长收缩测试;实时超声扫描仪(Sonosite 180 Plus, Sonosite 公司, Bothell, WA, 美国)采集病人跟腱撕裂处径向的图像以及健康受试者相应位置的图像。

病人首先通过 5min 的踩单车运动热身,然后俯卧在测试台上,将受损伤的脚置于定制的踝足矫形器(ankle-foot-orthosis, AFO)之中,保持膝关节完全舒展,继而用松紧带将足部固定在与肌力测量系统杠杆相连接的踏板上,如图 1 所示。

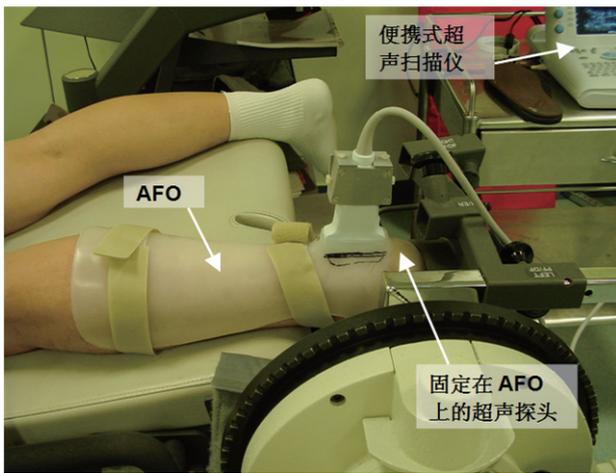


图 1 实验装置:受试脚置于改进的 AFO (踝足矫形器, ankle-foot-orthosis) 内,超声探头测试部位位于 AFO 后侧。超声探头沿跟腱放置在撕裂处,具体位置参考手术记录。在先导实验中我们发现,即使探头固定,其与跟腱的相对位置也很容易改变,因此收缩测试中成像平面很难保持在跟腱的相同位置。改进的 AFO 则能在整个实验中保证探头与跟腱相对位置的一致,见图 2。实验中,受试者要求先后两次在 5s 内从松弛状态逐渐增加扭矩到 MVC,中间休息 2min,等长收缩过程中跟腱的超声图像用数字摄像机记录用以后续分析。Cybex 系统会在收缩开始时发出提示音,便于超声图像与扭矩数据的同步。相同扭矩条件下受试者健康跟腱的测试流程与之相同。此外,该流程也用于病人撕裂同位置处健康受试者跟腱的测试,用以探讨惯用腿与否对实验结果的影响。

超声图像帧率 30Hz,导入计算机后,由 Cybex 系统采集的音频信号,用商用软件(Premiere, Adobe 系统公司,美国)对图像进行逐帧同步。图像分析中操作者需确定跟踪窗口的位置,并运用自主设计的超声运动弹性测量软件

(Ultrasound Measurement of Motion and Elasticity, UMME,<sup>[33,35]</sup> Zheng 等人 2006; Shi 等人 2007) 进行后续的测量计算。图 3 显示了软件的界面,该软件运用二维互相关技术跟踪两个包含肌腱感兴趣区域之间的位移。



图 2 每位受试者订制专门的 AFO, 超声探头可沿肌腱方向固定其上

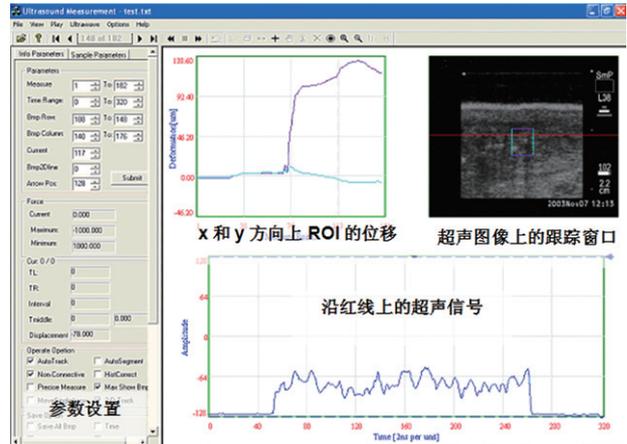


图 3 UMME 软件:上部左侧窗口显示了典型的瞬时形变,右侧则为带位移跟踪窗口的超声图像,测试通过一组跟踪窗口计算应变

### 1.3 超声测量的有效性验证

超声成像的深度为 2.2cm,与受试者测试的表层肌腱深度一致,并利用游标卡尺校准。实验随机选取测试距离,将 5 次超声测量的结果与数字式游标卡尺的读数做比较。由于测试肌腱沿超声探头长轴方向,因此只需做横向校准,且校准与组织中声速无关。

人体实验前,还需对基于超声的跟腱应变测量有效性进行确认。实验中,五块新鲜猪跟腱均预先浸泡在盐溶液中。测试时,改装的卡尺通过两根钉子固定在跟腱上。当跟腱表面发生应变时,插入的钉子可用于识别数字摄像(光学方法)和超声图像中跟腱的长度。超声探头沿跟腱放置,由定制的夹具与改装的卡尺固定。图 4 为有效性测试的实验装置。通过调节卡尺的两臂,可改变跟腱的长度。数字摄像机记录音频信息的同时,与超声扫描仪相连记录肌腱

的超声图像序列。另一台数字摄像机则同时捕捉肌腱表面的应变，内置麦克风也记下音频信息。

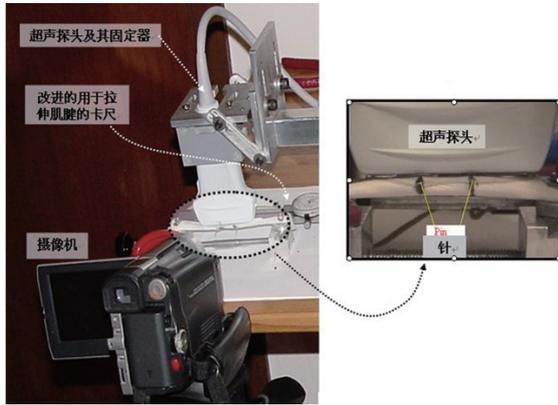
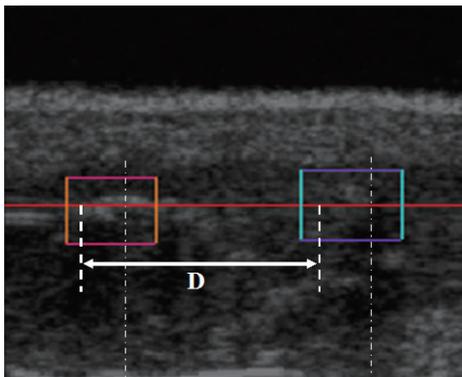


图4 验证超声测量肌腱应变有效性的实验装置

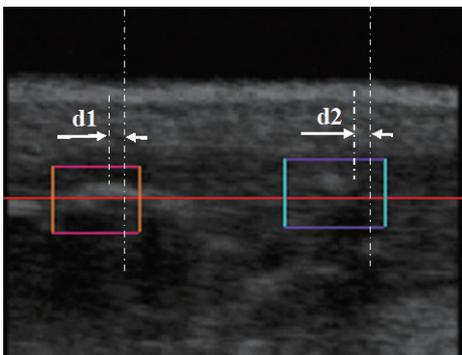
当卡尺拉伸猪肌腱 1mm 时，操作者播放音频提示。实验中，肌腱拉伸过程的超声图像与摄像片段被同时保存，两台摄像机记录的音频信号则可用于两组视频图像的同步。视频片段被导入计算机，用 UMME 软件逐帧分析。

实验中获得两组距离测量值：其一是光学方法测得的标志物间距离（需先对相邻像素代表的距离进行校准）。其二是超声测量得到的（将相关肌腱的长度定义为两根钉子间地距离，可通过度量两跟踪窗口的距离确定其长度）。对两组数据做相关以考察它们之间的关系。

#### 1.4 数据分析



(a)



(b)

图5 修复跟腱收缩前后的超声图像，(a)为收缩前，(b)为收缩后。跟踪窗口中，D为两跟踪窗口中感兴趣区域中心的初始距

离，d1和d2为等长收缩中感兴趣区域的位移，两者之差即收缩引起的形变

跟腱的拉伸量是以受试者从放松脚板到达到 100%MVC 来计算。首先通过扭矩曲线识别出 100%MVC 对应的时刻，借助 UMME 软件（图 3 所示）从超声图像测量整个过程中跟腱的位移。应变  $\varepsilon$  由下式定义：

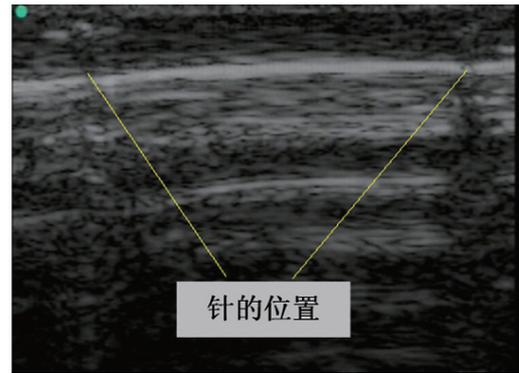
$$\varepsilon = \frac{d1 - d2}{D}$$

其中d1和d2为等长收缩过程中，两跟踪窗口所选跟腱感兴趣区域的位移，D为跟踪窗口中心的初始距离，如图5所示。

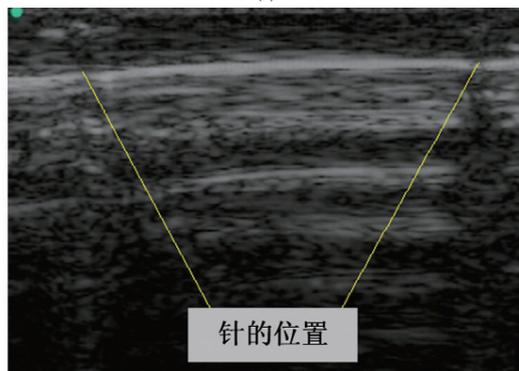
每幅超声图像测量肌腱位移三次后取平均，方差用以评估位移跟踪软件在复验中的可靠性。类内相关系数（Intraclass Correlation Coefficient, ICC）用以评估每组数据的可靠性。配对 t 检验分析修复跟腱应变的均值和标准差，研究健康侧与受损伤侧跟腱的差异，p 值小于 0.05 被认为具有显著差异。

## 2 实验结果

### 2.1 超声测量的校准和有效性



(a)



(b)

图6 猪肌腱伸展1mm前后的超声图像，图中标明插入针的位置

超声扫描仪和数字游标卡尺的校准实验表明：超声扫描深度 2.2cm 时，水平方向上超声图像每个像素相当于 0.125mm。图 6 显示了拉伸前后猪肌腱的超声图。超声和光学方法测量得到形变值的平均  $R^2$  为  $0.953 \pm 0.038$ ，如图 7 所示，有良好地线性相关性。

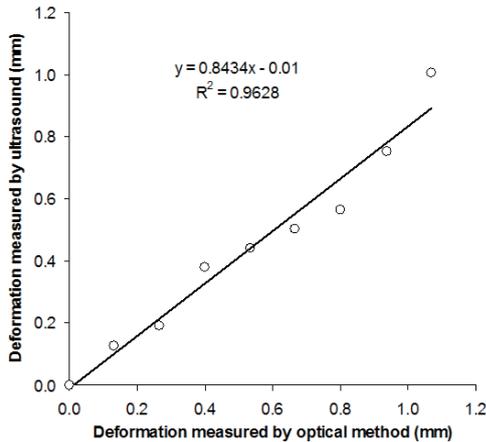


图7 光学方法和超声方法测得的形变具有良好的线性关系

### 2.2 跟腱的力学特征

三名健康受试者惯用脚与非惯用脚扭矩的峰值分别为  $27.8 \pm 13.0\text{Nm}$  和  $28.9 \pm 14.6\text{Nm}$ 。限于受试者数目没有做统计分析,但从现有的实验结果看,惯用脚与非惯用脚的峰值扭矩没有明显的差异。六名病人 MVC 条件下,损伤侧跟腱的平均扭矩值为  $17.4 \pm 3.6\text{Nm}$ 。如前所述,要求健康侧最大的平均扭矩与之相同,以示比较。事实上,病人损伤侧能达到的最大扭矩明显小于健康受试者。

所选部分跟腱的长度,即两跟踪窗口间的距离为  $11.1 \pm 3.4\text{mm}$ 。表1为归一化跟腱长度后得到的应变数据,两次测试表明健康侧和损伤侧应变的 ICC 分别为 0.809 和 0.956。健康侧跟腱的平均应变值为  $23.7\% \pm 12.7\%$ ,损伤侧则为  $14.8\% \pm 12.6\%$ 。统计分析表明同水平等长收缩条件下(即损伤侧 MVC),损伤侧应变明显小于健康侧( $p=0.017$ ,配对  $t$  检验)。对于正常受试者,惯用侧与非惯用侧的应变分别为  $32.6\% \pm 4.3\%$  和  $29.4\% \pm 13.0\%$ 。限于受试者数目,无法进行统计分析,但从现有的实验结果看,两者没有明显差异。

表1 相同收缩条件下(修复侧最大等长收缩),修复侧与健康侧

所选部分AT的应变比例, 数值为两次试验的均值		
受试者	健康侧(%)	损伤侧 (%)
A	19.8	12.6
B	5.4	4.6
C	26.1	2.0
D	31.6	23.6
E	16.7	2.8
F	42.3	7.3
均值±标准差	$23.7 \pm 12.7^*$	$8.8 \pm 8.2$

\*表示具有显著差异 ( $p < 0.05$ )

### 3 讨论

我们采用超声技术研究了六名跟腱撕裂患者经手术修复 12.8 星期后损伤跟腱的应变情况。受试者被要求从放松状态逐渐增加修复跟腱的扭矩至 MVC, 并与相同扭矩水平下, 对侧健康跟腱做比较。实验表明修复跟腱的平均应变

为  $14.8\% \pm 12.6\%$ , 明显小于对侧健康跟腱  $23.7\% \pm 12.7\%$  的水平。同时, 实验也表明超声成像技术可用于等长收缩条件下跟腱应变的在体测量。实验要求受试者损伤侧和健康侧保持相同的扭矩, 因此有理由假设两侧肌肉具有类似的收缩水平, 即相同部位跟腱的伸长应该相同。由于修复区域应变较小, 这就意味着修复的组织硬度较健康侧同区域的组织高。这项发现也表明修复肌腱的重建无法在术后 12.8 星期完成(我们数据采集的平均时间), 这与 Kannus 和 Jozsa 的研究结果一致<sup>[1]</sup>。今后还可对修复跟腱康复的不同阶段进行研究, 观察跟腱生物力学特性的改变, 了解修复跟腱的愈后情况。

研究的初衷还包括确定修复跟腱的应变情况是否与其康复情况关联。通过研究受试者的病例, 我们注意到受试者 D 和 F 在测试时已恢复了正常的活动能力。因此我们预期他们受损侧的应变水平与健康侧接近。事实上, 受试者 D 受损侧的应变为健康侧的 75%, 而受试者 F 的这一数值仅为 17%, 见表 1。对于受试者 F, 有可能的情况是受损跟腱完好区域长度的增加, 补偿了撕裂修复区域在临床背屈评估中的紧张, 以维持跟腱整体的增长。如果这样的话, 那么非修复区域跟腱再次受损的可能性将变大。之前的一些研究在一定程度上也支持这一发现。Rupp 等人报道肌腱的超声形态与其临床上的治疗效果不存在统计相关性<sup>[24]</sup>。Moller 等人也报道临床参数(肌力、肌耐力和运动范围)与放射检查中的阳性发现(肌腱缺陷、增厚、均匀度、水肿)无明显的相关性<sup>[28]</sup>。如果这个发现今后被大样本的研究证实, 那么对于那些声称踝部恢复正常运动能力病人的治疗方案就需要重新考量, 同时康复治疗中修复区域应变能力的量化也十分必要。

我们在研究中测得的应变较其它文献中报道的正常受试者高。Magusson 等人用 MRI 和超声在体研究了人小腿三头肌腱的负载位移特性, 测量得到的最大应变为  $5.6\%$ <sup>[15]</sup>。Muramatsu 等人(2001)用类似方法测得的跟腱应变为  $5.1\%$ <sup>[21]</sup>。Magusson 等人 2003 年的研究则报道了  $8.0\% \pm 1.2\%$  的应变, 但仍小于我们的研究<sup>[41]</sup>。这可能与两个潜在的因素有关。首先, Magnusson 等人定义的肌腱长度为静息条件下超声图上足底到肌腱起点(肌束肌腱交叉点)的距离<sup>[15]</sup>。这个值是从外部测量的, 且没有扣除足底到肌腱附着点的距离, 因此偏大的肌腱长度会造成应变估计的不足。其次, 正常情况下, 跟腱的应变并非均匀分布。这些早期的研究根据跟腱整体的形变和原始厚度计算得到平均应变, 而我们的研究则针对受损修复后的跟腱部位进行测量, 并与对侧相同位置的健康跟腱做比照。较平均应变大的局部应变暗示受损区域的跟腱, 甚至是健康侧同等位置的跟腱相比其他位置可能产生更大的应变。这个发现表明跟腱的应变可以为病人的运动训练计划的制定提供有用的信息。

跟腱向下运动时会发生缠绕。旋转始于比目鱼肌趋于融合的位置,当融合程度最小时,旋转最为明显。这可能会造成跟腱上的应力集中区,约在腱附着点之上2至5cm<sup>[42]</sup>(Simon 1994)。这些区域血管最少,是跟腱撕裂易发的部位<sup>[1]</sup>(Kannus 1997)。我们研究中受试者跟腱撕裂的平均位置正是附着点之上5cm,从一定程度上证实了以上发现。之前的研究没有考虑肌腱上应变的异质性,只是在Magnusson等人(2003)的研究中提及用两根针插入肌腱,来测量肌腱特定区域应变的设想,却未付诸实施<sup>[41]</sup>。Muramatsu等人<sup>[21]</sup>和Magnusson等人<sup>[15]</sup>还报道了跟腱横截面积存在差异性。Karjalainen等人(1996)的研究中,修复肌腱的横截面积是健康侧的4.2倍,而且形状更圆。横截面积的差异会使得相同扭矩时,沿肌腱方向所受张力有所不同。因此,肌腱所受张力会因所处位置和力学特性而有所差别。由于更接近应力-应变关系的极限,那些产生较大应变的区域可能更易受到损伤。压缩条件下跟腱的应变分布,尤其是康复过程中修复跟腱的应变分布值得进一步的研究。

我们的实验结果证实,在相同的收缩水平下,修复跟腱的应变明显小于对侧健康跟腱。通过对三名健康受试者的测试,我们认为该差异并非惯用脚与否造成,惯用脚的定义参考Ying等人的研究<sup>[43]</sup>。实验中观察到健康受试者惯用侧与非惯用侧产生的峰值扭矩不存在明显差异,这暗示惯用与否可能与扭矩无关,同样也与应变大小无关,今后的研究需要更多的受试者来研究惯用脚与非惯用脚的统计差异。正因为此,有理由推断观察到健康侧与非健康侧跟腱应变的差异可能来自其它生理或生物力学因素。Maffulli等人的研究发现术后修复的跟腱会增厚<sup>[44]</sup>(2001),胶原纤维方向性的混乱也可能造成生物力学特征的改变<sup>[45]</sup>(1999, lost)。因此可能的情况是,术后疼痛和废用性萎缩造成修复侧肌肉拉力下降,跟腱的应变较健康侧小。

Muramatsu等人<sup>[21]</sup>和Magnusson等人<sup>[41]</sup>(2003)的研究中,用胶带将超声探头固定在皮肤表面,这种方法很难用于我们的实验。由于在肌肉收缩的同时采集同一横截面的跟腱超声图像存在困难,我们起先制作了一个夹具用以将探头固定在Cybex肌力测量系统上。然而,等长收缩中跟腱向内和向外的运动会造成跟骨内翻和外翻,使肌腱脱离超声扫描位置而难以跟踪。Maganaris和Paul的研究也报道了跟腱向内和向外的运动<sup>[46-47]</sup>。我们改进了AFO,使之固定全足的同时,后侧的窗口可用于固定探头,防止肌腱向内和向外的运动,实验效果令人满意。由于需向AFO制作师解释新器材的制作要求,并且为每条腿特制AFO的工序十分复杂,多少造成我们受试者数目比较有限。除了AFO保证超声探头和跟腱相对稳定的位置,还需考虑如何将足部产生的力传至Cybex扭矩传感器。我们记录受试者

修复侧达到MVC时Cybex扭矩传感器测得的数据,并要求受试者健康侧产生相同的扭矩,以避免扭矩传导过程造成应变测量的误差。但是,我们仍然建议在今后的实验中,尤其是需要记录足部产生的绝对扭矩时,对AFO做进一步的改进,例如去除其足底部分。

对于超声图像跟踪位移的可靠性,我们计算得到方差为0.69%,与Magnusson等人<sup>[41]</sup>(2003)研究中用相似方法计算得到的0.3%~0.9%相近。然而,跟踪恒定的低回声或高回声区域仍存在挑战,尤其是对于健康跟腱。受试者受损侧手术留下的针脚可用作跟踪的标志。然而,健康受试者肌腱不同区域的胶原纤维十分相似,为了可靠跟踪,需仔细调整跟踪窗口,使之始终与初始时聚焦在同一位置。如果收缩速度很快或者图像模糊,跟踪的难度也就更大,而健康受试者产生的扭矩较大,难免收缩速度较大。健康侧重复实验的ICC为0.809,相对损伤侧的0.956低,正反映了这个问题。测试中,我们要求受试者放缓收缩速度以便获得较好的实验结果。Magnusson的研究中,通过局部麻醉将针插入健康受试者的跟腱,用作标志<sup>[41]</sup>(2003)。这种侵入式技术不仅涉及伦理问题,而且当收缩速度过快时仍会影响超声图像的跟踪。随着帧率的提高,跟踪窗口中图像的相关性会有所提高,因此采用较高帧率的超声成像设备(如100帧/s),将有望在不插入针做标记的情况下,提高跟踪效果。

#### 4 结论

我们采用超声成像技术成功地实现了修复跟腱的应变的在体测量。研究中发现撕裂修复后跟腱的应变为 $14.8\% \pm 12.6\%$ ,明显小于对侧健康跟腱的 $23.7\% \pm 12.7\%$ 。实验表明改进的AFO可以有效防止跟腱向内向外运动引起的超声成像平面的改变。今后的研究将着力于修复跟腱上的应变分布,以及康复过程中应变分布的变化。我们的研究将最终协助治疗师优化跟腱修复手术后病人运动方案的制定。

致谢

作者衷心感谢香港麦理浩复康院义肢和矫形科同事对此研究的支持,尤其感谢Edward Tang先生、Kenneth Wong先生、香港西医院联网义肢和矫形科的合伙人。本项目得到香港研究资助局(PolyU5354/08E)和香港理工大学(J-BB69)的支持。

[参考文献]

- [1] Kannus P, Jozsa L. Human tendons anatomy, physiology, and pathology[M]. Champaign, III: Human Kinetics, 1997: 526-554.
- [2] Sandrey MA. Effects of acute and chronic pathomechanics on the normal histology and biomechanics of tendons: a review[J]. J Sport Rehabil, 2000, 9: 339-352.
- [3] Kannus P. Immobilization or early mobilization after an acute soft-tissue injury?[J]. Physician and Sportsmedicine,

- 2000,28:55-63.
- [4] Calder JDF, Saxby TS. Early, active rehabilitation following mini-open repair of Achilles tendon rupture: a prospective study[J]. *British Journal of Sports Medicine*, 2005, 39: 857-859.
- [5] Sorrenti SJ. Achilles tendon rupture: Effect of early mobilization in rehabilitation after surgical repair[J]. *Foot and Ankle International*, 2006, 27: 407-410.
- [6] Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga, et al. Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2005, 99: 665-669.
- [7] Lieber RL, Leonard ME, Brown CG, et al. Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading[J]. *American Journal of Physiology*, 1991, 261: C86-C92.
- [8] Best TM, Collins A, Lilly EG, et al. Achilles tendon healing: a correlation between functional and mechanical performance in the rat[J]. *J Orthop Res*, 1993, 11: 897-906.
- [9] Trestik C L, Lieber R L. Relationship between Achilles-tendon mechanical properties and Gastrocnemius-muscle function[J]. *Journal of Biomechanical Engineering- Transactions of the ASME*, 1993, 115: 225-230.
- [10] Van BH, Drost MR, Wielders JD, et al. Strain distribution on rat medial gastrocnemius (MG) during passive stretch[J]. *J Biomech*, 1996, 29: 1069-1074.
- [11] Steiner M. Biomechanics of tendon healing[J]. *J Biomechanics*, 1982, 15: 951-958.
- [12] Thermann H, Frerichs O, Blewener A, et al. Healing of the Achilles tendon: an experimental study[J]. *Foot & Ankle Int*, 2001, 22: 479-483.
- [13] Jaakkola J I, Huttin W C, Beskin J L, et al. Achilles tendon rupture repair: biomechanical comparison of the triple bundle technique versus the Krakow locking loop technique[J]. *Foot Ankle Int*, 2000, 21: 14-17.
- [14] Wren YAL, Yerby SA, Beaspre GS, et al. Mechanical properties of the human Achilles tendon[J]. *Clin Biomechanics*, 2001, 16: 245-251.
- [15] Magnusson SP, Aagaard P, Rosager S, et al. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo[J]. *J Physiology*, 2001, 531: 277-288.
- [16] Lichtwark GA, Wilson AM. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping[J]. *The Journal of Experimental Biology*, 2005, 208: 4715-4725.
- [17] Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric planter flexion: in vivo observations in man[J]. *Journal of Physiology*, 1998, 510: 977-985.
- [18] Fukunaga T, Ito M, Ichinose Y, et al. Tendon movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography[J]. *J Appl Physiol*, 1996, 81: 1430-1433.
- [19] Ito M, Kawakami Y, Ichinose Y, et al. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle[J]. *J Appl Physiol*, 1998, 85: 1230-1235.
- [20] Finni T, Hodgson JA, Lai AM, et al. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo[J]. *J Appl Physiol*, 2003, 95: 829-837.
- [21] Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, et al. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo[J]. *J Appl Physiol*, 2001, 90: 1671-1678.
- [22] Lee SSM, Lewis GS, Piazza SJ. An algorithm for automated analysis of ultrasound images to measure tendon excursion in vivo[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2008, 24: 75-82.
- [23] Maffulli N, Dymond NP, Regine R. Surgical repair of ruptured Achilles tendon in sportsmen and sedentary patients: a longitudinal ultrasound assessment[J]. *Int J Sports Med*, 1990, 11: 78-84.
- [24] Rupp S, Tempelhof S, Fritsch E. Ultrasound of the Achilles tendon after surgical repair: morphology and function[J]. *British J Radiol*, 1995, 68: 454-458.
- [25] Karjalainen PT, Ahovuo J, Pihalamaki HK, et al. Postoperative MR imaging and ultrasonography of surgically repaired Achilles tendon ruptures[J]. *Acta Radiologica*, 1996, 37: 639-646.
- [26] Leppilahti J, Lahde S, Forsman K, et al. Relationship between calf muscle size and strength after Achilles rupture repair[J]. *Foot ankle Int*, 2000, 21(4): 330-335.
- [27] Hollenberg GM, Adams MJ, Weinberg EP. Sonographic appearance of nonoperatively treated Achilles tendon ruptures[J]. *Skeletal Radiology*, 2000, 29: 259-264.
- [28] Moller M, Kalebo PG, Movin T, et al. The ultrasonographic appearance of the ruptured Achilles tendon during healing: a longitudinal evaluation of surgical and nonsurgical treatment, with comparisons to MRI appearance[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2002, 10: 49-56.
- [29] Khan KM, Forster BB, Robinson J, et al. Are ultrasound and magnetic resonance imaging of value in assessment of Achilles tendon disorders? A two year prospective study[J]. *Br J Sports Med*, 2003, 37: 149-153.
- [30] Fredberg U, Bolvig L, Andersen NT, et al. Ultrasonography in evaluation of Achilles and patella tendon thickness[J]. *Ultraschall in Der Medizin*, 2008, 29: 60-65.

- [31] Schepull T, Kvist J, Andersson C, et al. Mechanical Properties during healing of Achilles tendon ruptures to predict final outcome: A pilot Roentgen stereophotogrammetric analysis in 10 patients. *BMC Musculoskeletal Disorders* 8: Article No.116, 2007.
- [32] Kangas J, Pajala A, Ohtonen P, et al. Achilles tendon elongation after rupture repair—A randomized comparison of 2 postoperative regimens[J]. *American Journal of Sports Medicine*, 2007, 35: 59–64.
- [33] Zheng YP, Chan MMF, Shi J, et al. Sonomyography: Monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with feasibility for the control of powered prosthesis[J]. *Medical Engineering and Physics*, 2006, 28: 405–415.
- [34] Huang QH, Zheng YP, Chen X, et al. Development of a Frame-Synchronized System for Continuous Acquisition and Analysis of Sonomyography, Surface EMG and Corresponding Joint Angle[J]. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 2007, 1: 77–84.
- [35] Shi J, Zheng YP, Chen X, et al. Measurement of muscle fatigue with sonomyography: Dimensional change of muscles detected from ultrasound images[J]. *Medical Engineering and Physics*, 2007, 29: 472–479.
- [36] Shi J, Zheng YP, Huang QH, et al. Relationships among continuous sonomyography, electromyography and torque generated by normal upper arm muscles during isometric contraction[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, 55: 1191–1198.
- [37] Guo JY, Zheng YP, Huang QH, et al. Dynamic monitoring of forearm muscles using one-dimensional sonomyography (SMG) System[J]. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2008, 45: 187–196.
- [38] Guo JY, Zheng YP, Huang QH, et al. Performances of one dimensional sonomyography and surface electromyography in tracking guided patterns of wrist extension[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2009, 35: 894–902.
- [39] Guo JY, Zheng YP, Chen X, et al. Continuous monitoring of electromyography (EMG), mechanomyography (MMG), sonomyography (SMG) and torque output during ramp and step isometric contractions[J]. *Medical Engineering and Physics*, 2010, 32(9): 1032–1042.
- [40] Xie HB, Zheng YP, Guo JY, et al. Estimation of wrist angle from sonomyography using support vector machine and artificial neural network models[J]. *Medical Engineering and Physics*, 2009, 31(3): 384–391.
- [41] Magnusson SP, Aagaard P, Brond J, et al. Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo[J]. *Acta Physiologica Scandinavica*, 2003, 177(2): 185–195.
- [42] Simon SR. *Orthopaedic Basic Science*[M]. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994: 582–612.
- [43] Ying M, Yeung E, Li B, et al. Sonographic evaluation of the size of Achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle[J]. *Ultrasound in Med & Biol*, 2003, 29(5): 637–642.
- [44] Maffulli N, Thorpe AP, Smith FW. Magnetic resonance imaging after operative repair of Achilles tendon rupture[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2001, 11: 156–162.
- [45] Maffulli N. Current concepts review: Rupture of the Achilles tendon[J]. *J Bone & Joint Surgery*, 1999, 81: 1019–1045.
- [46] Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties[J]. *J Physiol (Lond)*, 1999, 521: 307–313.
- [47] Maganaris CN. Tensile properties of in vivo human tendinous tissue[J]. *J Biomechanics*, 2002, 35: 1019–1027. 

#### 上接第62页

理,使管理从繁琐、凌乱走向简便的信息化,提高工作效率。实现检验信息全院共享是临床检验实验室提高自身素质,尽快适应信息化社会发展,实现检验信息社会化的需要。数据是信息的源头和基础。数据的质量将直接决定信息的价值,所以基于HL7多层体系工作流的LIS系统的建立,确保了从全方位、多角度保证数据质量与安全,以准确、全面的数据保证信息的价值。

#### [参考文献]

- [1] 李铁,黄天培,卢坚.基于SOA实现医院应用集成平台[J]. *医学信息*, 2010, 23(5): 1157–1160.
- [2] 谷岩,宗志坚,鄢丹.基于多层C/S结构的医院信息系统的设计[J]. *计算机工程与设计*, 2005, 26(8): 2229–2232.
- [3] 郭江涛,夏军,蔡连忠,等.基于HL7的电子病历系统信息共享模型研究[J]. *数字技术与应用*, 2010, 28(5): 105–107.
- [4] 王海舜,宏宇.基于HL7的HIS信息交换解决方案探讨[J]. *中国医疗器械杂志*, 2008, 32(2): 111–113.
- [5] 韩新伟,赵权.多层构架的物资编码管理系统的设计与实现[J]. *计算机工程与设计*, 2006, 27(15): 2846–2850.
- [6] 任洪涛,齐璇,柳军飞. MINI 工作流程管理系统的设计与实现[J]. *计算机工程与设计*, 2003, 24(11): 37–40.
- [7] 徐玲. LIS与HIS系统数据交互实现方案比较[J]. *中国医疗设备*, 2010, 25(6): 52.
- [8] 杜鹏,白树仁.基于多层状态机的安全工作流模型[J]. *计算机工程与科学*, 2005, 27(9): 81–84. 