

# 基于振动-超声法测量肌肉硬度

## Measurement of Muscle Stiffness Based on a Vibro-ultrasound Method

王丛知, 郑永平

香港理工大学 医疗科技及资讯学系,  
香港

WANG Cong-zhi,

ZHENG Yong-ping

Department of Health Technology and  
Informatics, The Hong Kong Polytechnic  
University, Hong Kong, China

**[摘要]** 现有的各种研究肌肉硬度的方法有其各自的优点和局限性。在过去的此类研究中, 很少使用肌肉最大自主收缩 (Maximum Voluntary Contraction, MVC) 扭矩的百分比来表达相对收缩水平, 而且缺少高收缩水平 (40% MVC以上) 下测量肌肉硬度的手段。本文采用了一种基于振动-超声法测量剪切波波速, 继而计算肌肉剪切模量的新方法, 解决了高收缩水平下肌肉硬度的测量问题。我们以右腿股中间肌为目标, 测量了从0%~100% MVC共11个不同等长收缩水平下的肌肉剪切模量。两组年轻的健康男性和女性受试者 (各10名) 自愿参加了本次研究。研究结果表明, 股中间肌沿肌纤维方向的剪切模量, 与肌肉的相对收缩水平正相关, 它们之间的拟合结果接近二次多项式关系。在相同的相对收缩水平下, 男性的肌肉硬度大于女性。

**[关键词]** 骨骼肌; 软组织硬度; 剪切模量; 等长收缩; 超声; 声肌图

**Abstract:** Existing methods for muscle stiffness measurement have their unique features and limitations in in vivo studies. Few studies have been reported to evaluate the muscle stiffness at the higher percentage of maximum voluntary contraction levels (>40% MVC). In this study, using a newly developed vibro-ultrasound method, we assessed the shear modulus of vastus intermedius from 0% to 100% MVC. Ten young healthy male subjects and ten young healthy female subjects volunteered to participate. Our results demonstrated that the stiffness of vastus intermedius in the direction along the muscle fibers is positively correlated with the isometric contraction levels at both joint angles and there is a quadratic relationship between them. At the same contraction level, the muscle shear modulus of males was larger than that of females.

**Key words:** skeletal muscle; soft tissue stiffness; shear modulus; isometric contraction; ultrasound; sonomyography

[中图分类号] R445.1 [文献标志码] B

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2011.01.008

[文章编号] 1674-1633(2011)01-0030-04

### 1 研究背景

骨骼肌的硬度, 作为可以同时主动收缩和被动拉伸情况下被测量的肌肉属性, 已经被证明对于肌肉的工作效率起着非常重要的作用<sup>[1]</sup>。肌肉硬度会在某些生理动作, 如自主收缩, 或某些病理条件, 如痉挛, 抽搐和水肿等情况下发生变化。因此, 量化的肌肉硬度测量有助于增进对骨骼肌的功能的了解。目前, 已经有多种方法被用于肌肉硬度测量。

触诊是一种被广泛用于临床检测组织硬度变化的方法。

收稿日期: 2010-11-01

基金项目: 香港研究资助局 (PolyU 5331/06E) 和香港理工大学 (J-BB69) 基金项目支持。

通讯作者: 郑永平, 教授。

通讯作者邮箱: ypzhang@ieee.org

模仿触诊而开发的定量硬度测量设备很早就已出现<sup>[2]</sup>。例如, 软组织超声触诊系统 (Tissue Ultrasound Palpation System, TUPS), 包括一个由超声换能器和精密压力传感器串联而成的手持探头, 被测组织的硬度由压力与形变线性关系的斜率以及相应的数学模型确定<sup>[3]</sup>。虽然这类设备在实用中表现出不错的可靠性, 但并不适用于较深的肌肉组织。

一些基于超声的方法也被用于测量组织硬度, 比如超声弹性成像 (Elastography), 通过施加一个缓慢和小幅度的压缩过程, 得到表示组织应变的二维图像<sup>[4]</sup>。这种方法对于检测正常组织内的小块病变十分有效, 但它并不是一个定量的测量方法。对于弥漫性病变引起的组织硬度变化, 需要直接测量组织的弹性系数, 比如杨氏弹性模量或者剪

切弹性模量,以确定病变的程度。

理论上,对于各向同性的胡克弹性材料,剪切模量  $\mu$  是与剪切波速  $c$  相关的:

$$\mu = \rho c^2 \quad (1)$$

其中,  $\rho$  是弹性材料的密度。因此,测量某个频率的剪切波波速可以计算出相应的剪切模量。而剪切波速可以由沿着传播方向的两点间的距离除以传播时间,或者由二维应变图像中波长来计算<sup>[5]</sup>。

Sonoelastography 方法使用低频的机械振动来产生剪切波,并利用多普勒原理对组织的应变成像。这一方法被用于测量股四头肌的硬度,并且证明了肌肉剪切模量与主动收缩水平具有正相关性<sup>[6]</sup>。然而, Sonoelastography 需要很长的数据采集时间,容易导致肌肉疲劳。因此,它并不适合高收缩水平下的肌肉硬度测量。

与之相反,瞬时弹性成像法 (Transient Elastography) 的测量几乎可以实时完成。它是将一个一维超声波换能器串联在振动头上,所以其波速测量方向是与振动方向一致的,也就是垂直于组织表面的<sup>[7]</sup>。这一方法曾被用来测量肱二头肌和腓肠肌的肌肉硬度,并且证明了在垂直于肌纤维的方向上,肌肉硬度也与其收缩水平正相关。目前,瞬时弹性成像法已经被扩展到二维平面上,被称为超音波剪切成像法 (Supersonic Shear Imaging)<sup>[8]</sup>。它在测量硬度的同时,还可以利用频散曲线估测组织的粘度。但是,这种技术需要超声成像设备具有很高的帧频(最高达 10000 帧/s),这在现有的商用超声成像设备上很难实现。同时,由于成像范围以及帧频的限制,它在测量超过 100kPa 的硬度时会饱和,所以依然不足以测量高收缩水平下的肌肉硬度。

另一种被称为剪切波离散度超声测量计 (Shear-wave Dispersion Ultrasound Vibrometry, SDUV) 的技术则被用来测量垂直于振动方向上的组织硬度<sup>[9]</sup>。它使用一道聚焦超声波束在一定深度的组织内产生剪切波,同时使用另一道探测波束,在临近位置探测剪切波的传播情况。剪切波速由两道超声波束的距离除以剪切波传播的时间得出。该技术已经在离体测量中得到验证,但在使用普通超声设备同时产生聚焦波束和探测波束的尝试中并不成功,原因是聚焦波束受到辐射能量的限制,无法在较深的组织中产生足够幅度的剪切波。

磁共振弹性成像技术 (Magnetic Resonance Elastography, MRE) 是一种基于相对对比的磁共振成像技术,可以探测组织中微小幅度的剪切波传播<sup>[5]</sup>。相对于超声, MRE 在穿透深度上没有任何限制,而且可以提供高分辨率的图像。但是,除了成本较高外, MRE 完成一次数据采集也需要较长的时间 (大约 1~3min),这极大地限制了其在测量高收缩水平下肌肉硬度中的应用。

如上所述,此前的研究已经初步验证了肌肉硬度与收

缩水平之间的正相关关系。但是,在这些研究中大都使用固定的重量负荷来表示肌肉的收缩水平,比如悬挂 1~10kg 的重物。事实上,不同的人肌肉力量是不同的,从个人的相对肌肉收缩水平角度研究,可以使不同人的肌肉硬度情况更容易比较。一个比较常用的表示肌肉相对收缩水平的方法是使用最大自主收缩力矩的百分比 (% MVC)。这一方法曾被与 MRE 技术一起使用,但是只能在低于 20% MVC 的水平上得到可靠的结果。在较高的 % MVC 水平上,由于较长的采集时间造成了肌肉的疲劳,应变图像的信噪比 (S/N) 大大降低。而使用基于超声的方法时,测量范围也没有超过 40% MVC。为了克服现有方法在测量高收缩水平下肌肉硬度的局限性,本研究使用了一种新开发的基于超声回波测量剪切波速的方法,以健康男女青年为实验对象,测量了其股中间肌的剪切模量,并确定了从 0% MVC 到 100% MVC, 11 个不同的等长收缩水平与肌肉剪切模量之间的关系。

## 2 方法

### 2.1 实验对象

10 名健康的年轻男性受试者和 10 名健康的年轻女性受试者自愿参加了本次研究。他们被要求保证大腿肌肉和膝关节最近没有受过伤。所有受试者都签署了由大学伦理委员会批准的“参加实验同意书”。

### 2.2 实验设备

膝关节伸肌等长收缩下的扭矩由 HUMAC NORM 康复训练系统 (Computer Sports Medicine, Inc., USA) 测量。一个由函数信号发生器控制的电磁振动器 minishaker type 4810 (Br ü el & Kjær, Denmark) 被用来产生剪切波。振动器在大腿表面以低频率的正弦波方式 (频率 100Hz, 10 个周期为一个序列) 振动。它的最大力量为 10N, 最大峰值位移为 6mm。这意味着它产生的振动对人体是非常安全的。

剪切波探测系统是基于一台可编程的商用超声成像设备 SonixRP (Ultrasonix Medical Corp., Canada) 开发的,使用 5~14MHz 线阵列探头。我们通过对探头上某个位置的超声换能器单独编程,实现了一个特殊的扫描序列。首先,连续采集包含 256 条扫描线的普通 B 型超声图像 (宽度 38mm, 深度根据需要设定,本次实验中为 65mm), 用来辅助探头定位,直到图像上股直肌,股中间肌和股骨可以被很容易地分辨出来。然后,只有两条预先选定的扫描线被保留,它们之间的距离为 15mm。这样做的目的是为了尽可能的提高帧频,以提高测量时间延迟的分辨率。最终在 65mm 的深度,帧频可以被提高到大约 4.6kHz。同时,较大的剪切波传输距离,也使可测波速的范围大大增加,可以满足高收缩水平下测量肌肉剪切模量的需要。超声回波信号的采样频率为 40MHz。振动器和超声采集设备由外部触发信号同步。数据存储在 SonixRP 的硬盘上,之后再转

到计算机上作进一步分析。

### 2.3 实验步骤

受试者坐在 HUMAC NORM 康复系统的坐椅上, 右脚踝部用束带与扭矩测量机械臂固定, 并将机械臂的旋转轴位置调整到与膝关节的旋转轴位置一致。膝关节角度为  $90^\circ$  (关节完全伸展时为  $0^\circ$ )。如图 1 所示, 超声探头和振动器被放置在从膝盖关节向上约  $2/3$  大腿长度的肌腹上。通过调整支架高度, 使接触位置上的压力保持适中, 避免肌肉由于受压变形而造成剪切模量明显改变。在测试过程中, 100% MVC 时的扭矩数值被首先确定, 即保持等长收缩 5s 的情况下能达到的最大扭矩值。接下来, 测量 5 次放松情况下的肌肉硬度, 同时也给受试者大约 5min 的休息时间, 避免肌肉疲劳的出现。最后, 受试者被要求在不同的水平下保持等长收缩大约 4s, 从 10% ~100% MVC, 共 10 个级别, 每个级别测量 3 次, 2 次测量间有大约 1min 休息时间。

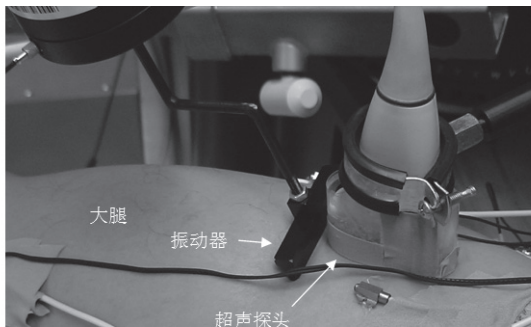


图1 振动器和超声探头在实验中放置的位置

### 2.4 数据处理

MATLAB (The Mathworks, USA) 被用来对采集的超声数据做进一步处理。使用一种改进的互相关方法, 从超声回波射频信号中可以得到剪切波在各个不同深度的组织中引起的应变波形。为了提高应变波形的空间分辨率, 我们对互相关结果中最大值附近的三个点进行了抛物线拟合, 再对拟合曲线进行插值并选择插值后的最大值位置作为最终结果, 使空间分辨率达到了  $0.2\mu\text{m}$  的水平。同样的技术也被用来提高时间分辨率, 使其对应的虚拟帧频达到 460kHz 的水平, 进一步增加了测量精度。在这项研究中, 股直肌下面股中间肌靠近筋膜的部分被选为感兴趣区域 (Region Of Interest, ROI)。在 ROI 深度上, 采自两个位置的波形之间的时间延迟均值被用来计算剪切波速。再使用公式 (1), 计算出沿肌纤维方向的肌肉剪切模量, 公式中的肌肉密度值被估算为  $1000\text{kg/m}^3$ 。对测得的剪切模量数值, 我们计算了其与其肌肉相对收缩水平 (% MVC) 之间的相关系数  $Pr$ , 并通过回归分析确定了它们之间的近似代数表达式, 计算了确定系数  $R^2$ 。我们还使用 multi-way ANOVA 方法分析了性别因素和 % MVC 因素对结果的影响。所有统计分析都使用 SPSS (SPSS Inc., USA) 软件完成。统计显著性

的置信水平被设为 0.05。

### 3 结果

如图 2 所示, 沿肌纤维方向, 股中间肌的剪切模量与其相对等长收缩水平 (% MVC) 是正相关的 (相关系数: 男性组,  $Pr = 0.977$ ; 女性组,  $Pr = 0.974$ )。通过回归分析可知, 它们之间的关系接近二次多项式关系 (确定性系数: 男性组,  $R^2 = 0.999$ ; 女性组,  $R^2 = 0.9985$ )。但从图上看, 标准差在大于 60% MVC 的收缩水平后有变大的趋势。从 multi-way ANOVA 的分析结果看, 性别  $\times$  % MVC 这两个因素的交互作用对结果没有显著影响 ( $P = 0.91$ )。性别和 % MVC 分别作为主要因素对结果都具有显著影响 (性别影响:  $P = 0.011$ ; % MVC 影响:  $P < 0.001$ )。由估测边际均值可知, 在相同的相对收缩水平下, 男性组的肌肉硬度大于女性组。同时, 随着 % MVC 水平的提高, 肌肉硬度显著增加。这一结果与从图 2 得出的直观结果是一致的。

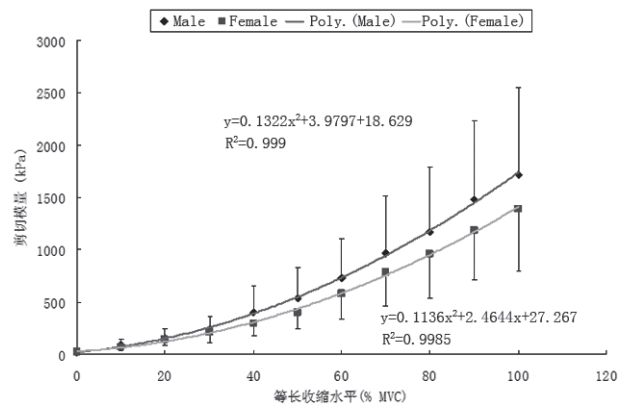


图2 两组受试者(男性组Male, 女性组Female)肌肉剪切模量的均值(标准差)与不同% MVC肌肉相对收缩水平间的关系

### 4 讨论

除了使用机械振动器, 还可以使用聚焦超声来产生剪切波。其优点是振源可以比较精确地定位于某一特定的深度, 剪切波将从这一点传播到周围组织, 不易受界面反射的影响。其缺点是受辐射能量的限制, 产生的振动幅度比较小, 在较深的组织中难以被探测到。机械振动法可以产生更大的振幅, 频率也可以精确地控制。因此, 组织中的应变波形可以容易地被跟踪和过滤以去除噪声。然而, 剪切波从皮肤表面传播到内部组织的过程中, 可能发生折射和反射等现象, 特别是当骨骼和肌肉呈现比较复杂的几何形状时<sup>[10]</sup>。这将改变应变波形, 增大时间延迟测量结果的误差。

新的测量方法要求剪切波在被测肌肉中的传播模式为较规整的平面波。根据文献, 在不同位置使用不同形状的振动头激励肌肉时, 剪切波的传播模式是不同的。平面波模式出现在用短棒状的振动头直接激励大尺寸肌肉的肌腹时, 因为此时肌纤维是平行排列并且被同时激励<sup>[11]</sup>。股中间肌具有较大的尺寸, 平坦的形状, 肌纤维几乎沿同一轴



线平行排列, 研究方向上的折射和反射现象可大大减少。在研究中, 我们发现, 相比股直肌, 在股中间肌的深度观察到的平面波形态更加均匀规整, 这可能与剪切波在股直肌深度受到从皮肤和筋膜两个界面反射回波的影响有关。所以最终我们选择了股中间肌作为研究目标。

在我们的结果中, 收缩水平超过 60% MVC 之后, 两组受试者剪切模量的标准差都有增大的趋势。这可能是由于, 在高收缩水平下, 随着剪切波速的增大, 所测时间延迟缩短, 时间分辨率受到帧频的限制, 对结果的影响相应增加。但也有可能是由于肌肉为了保持高水平的等长收缩, 其活跃程度本身的变化区间增加所致。我们还需要进行进一步的研究, 来确定这一偏差增长的趋势是由肌肉的固有属性引起的, 还是由测量系统的局限性造成的。

综上所述, 我们的研究表明, 股中间肌沿肌纤维方向上的剪切弹性模量与其相对等长收缩水平 (% MVC) 是正相关的。此外, 男性的肌肉硬度在同样的 % MVC 收缩水平上大于女性。这些结果有助于增进我们对肌肉功能和属性的进一步了解, 同时新的测量方法也提供了用于力量训练或者临床情况下肌肉评估的又一工具。我们进一步的目标是在肌肉收缩过程中实时提供肌肉的弹性值, 从而得到弹性声肌图 (sonomyography) [12-14]。


致谢

本研究由香港研究资助局 (PolyU 5331/06E) 和香港理工大学 (J-BB69) 资助完成。笔者同时向所有参加本研究的志愿受试者表示衷心感谢。

[参考文献]

- [1] Fung YC. Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissues [M]. 2nd ed. New York: Springer, 1993.
- [2] Zheng YP, Mak AFT, Lue B. Objective assessment of limb tissue elasticity: development of a manual indentation procedure [J]. J Rehabil Res Dev, 1999, 36(2): 71-85.
- [3] 徐军, 李捷, 马建军, 等. 帕金森病和脑血管病恢复期患者肌肉硬度的定量测定方法 [J]. 中国康复医学杂志, 1999, 14(1): 16-18.
- [4] Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography—a

quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues [J]. Ultrasonic Imaging, 1991, 13(2): 111-134.

- [5] Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, et al. Magnetic-resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves [J]. Science, 1995, 269(5232): 1854-1857.
- [6] Levinson SF, Shinagawa M, Sato T. Sonoelastic determination of human skeletal-muscle elasticity [J]. J Biomech, 1995, 28(10): 1145-1154.
- [7] Catheline S, Thomas JL, Wu F, et al. Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography [J]. IEEE T Ultrason Ferr, 1999, 46(4): 1013-1019.
- [8] Sandrin L, Catheline S, Tanter M, et al. Time-resolved pulsed elastography with ultrafast ultrasonic imaging [J]. Ultrasonic Imaging, 1999, 21(4): 259-272.
- [9] Chen SG, Urban MW, Pislaru C, et al. Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity [J]. IEEE T Ultrason Ferr, 2009, 56(1): 55-62.
- [10] Heers G, Jenkyn T, Dresner MA, et al. Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography [J]. Clin Biomech, 2003, 18(6): 537-542.
- [11] Sack I, Bernarding J, Braun J. Analysis of wave patterns in MR elastography of skeletal muscle using coupled harmonic oscillator simulations [J]. Magn Reson Imaging, 2002, 20(1): 95-104.
- [12] Zheng YP, Chan MMF, Shi J, et al. Sonomyography: Monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis [J]. Medical Engineering & Physics, 2006, 28(5): 405-415.
- [13] Shi J, Zheng YP, Chen X, et al. Assessment of muscle fatigue using sonomyography: Muscle thickness change detected from ultrasound images [J]. Med Eng Phys, 2007, 29(4): 472-479.
- [14] 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 Medical and Biology, 2009, 35(6): 894-902. 

上接第24页

Technol, 2009, 20(1): 1-11.

- [9] Chao CYL, Zheng YP, Huang YP, et al. Biomechanical properties of the forefoot plantar soft tissue as measured by an optical coherence tomography-based air-jet indentation system and tissue ultrasound palpation system [J]. Clin Biomech, 2010, 25(6): 594-600.
- [10] Wang SZ, Huang YP, Wang Q, et al. Assessment of depth and

degeneration dependences of articular cartilage refractive index using optical coherence tomography in vitro [J]. Connect Tissue Res, 2010, 51(1): 36-47.

- [11] Zhang M, Zheng YP, Mak AFT. Estimating the effective Young's modulus of soft tissues from indentation tests nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation [J]. Med Eng Phys, 1997, 19(6): 512-517. 