

使用超声估计肌肉疲劳的初步研究^{*}

施俊^{1†} 胡跃辉² 郑永平³ 周康源⁴ 陈昕³ 黄庆华³

(1 上海大学通信与信息工程学院 上海 200072)

(2 合肥工业大学光电技术研究院 合肥 230009)

(3 香港理工大学康复工程中心 香港)

(4 中国科学技术大学电子工程与信息科学系 合肥 230027)

摘要 表面肌电信号把神经肌肉活动和肌肉收缩联系起来, 已被视为一种估计肌肉疲劳比较客观的方法, 但也存在一些不足。另一方面, 超声已广泛应用于医学诊断和研究, 在骨骼肌方面也有不少研究报道, 但还未见文献报道超声用于肌肉疲劳的估计。本文介绍一套自行开发的新的同步连续采集 B 超图像、力矩和肌电信号的采集系统, 并利用它对肱二头肌的肌肉疲劳进行了估计。试验表明在 30 秒的肌肉疲劳过程中, 肌肉厚度会以非线性的方式增加。

关键词 B 超图像, 肌肉疲劳, 表面肌电

A preliminary study on evaluation of muscle fatigue with B-mode ultrasound

SHI Jun¹ HU Yao-Hui² ZHENG Yong-Ping³ ZHOU Kang-Yuan⁴ CHEN Xin³
HUANG Qing-Hua³

(1 School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072)

(2 Academe of Optoelectronic Technology, Hefei University of Technology, Hefei 230009)

(3 Jockey Club Rehabilitation Engineering Centre, the Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong)

(4 Department of Electronic Engineering and Information Science, University of Science and Technology of China, Hefei 230027)

Abstract Surface electromyography (SEMG) possesses the features of the neuromuscular activation associated with muscle contraction, and has been used as an objective tool to evaluate muscle fatigue. But SEMG still has some disadvantages. Ultrasound has been widely used in medical diagnosis and research, and there are many reports on

2005-01-20 收稿; 2005-10-18 定稿

^{*} 上海市重点学科建设项目资助 (T0102), 同时得到 Hong Kong Research Grant Council (PolyU 5245/03E) 和 The Hong Kong Polytechnic University (G-U064) 的部分资助。

作者简介: 施俊 (1977-), 男, 江苏人, 讲师, 博士, 主要从事有关超声信号处理方向的研究。

胡跃辉 (1970-), 男, 讲师, 博士。郑永平 (1966-), 男, 助理教授。周康源 (1941-), 男, 教授, 博士生导师。

陈昕 (1975-), 男, 研究助理。黄庆华 (1976-), 男, 博士生。

[†] 通讯联系人 Email: junshi@staff.shu.edu.cn

its study on skeletal muscles. But to the best of our knowledge, no study has been reported in using ultrasound images to characterize muscle fatigue. This paper introduced a custom-developed new sampling system which could synchronously and continuously collect B-mode ultrasound images together with torque and electromyography. The sampling system was used to evaluate fatigue of the biceps muscle. The results showed that the muscle thickness increased nonlinearly in the 30s process of muscle fatigue.

Key words B-mode ultrasound image, Muscle fatigue, Surface electromyography

1 引言

肌肉疲劳频繁地发生在人们的日常生活中。肌肉疲劳估计在运动、康复、临床、生理学、生物力学等领域有着广泛的研究和应用。许多方法已用于估计肌肉疲劳,如肌肉含氧量,心率,细胞 pH 值,肌肉硬度,肌电信号等等。

表面肌电信号把神经肌肉活动和肌肉收缩联系起来,被视为一个估计肌肉疲劳比较客观的方法,有着广泛的研究与应用。表面肌电信号估计肌肉疲劳的应用性研究主要集中在肌电信号的时域和频域特性分析。时域分析用来描述时间序列的幅度特性,主要包括积分肌电值(integral EMG, iEMG)和均方根(root mean square, RMS);频域分析常采用平均功率频率(mean power frequency, MPF)和中值频率(median frequency, MDF)这两项指标。

超声在医学诊断和研究上有广泛的应用,利用它对肌肉和神经的检测也有不少报道。近年来,也有研究人员利用超声测量肌肉厚度变化^[1]、羽状肌的肌纤维角度(pennation angle)^[2]、肌束长度^[2]、肌肉生理横截面积(physiologic cross-sectional area, PCSA)^[3,4]等骨骼肌参数,但测量均在静态或者准静态的条件下进行的。而且只在最近才有研究超声参数和肌电信号之间关系的文献出现^[1,5]。但这种研究也是在准静态下进行的,并不是连续记录整个肌肉收缩过程中的超声和肌电信号。目前还未见利用超声估计肌肉疲劳的文献报道。

由于肌肉疲劳的研究对象一般是人体,实验中常常要求肌肉收缩动作,因此表面肌电极由于其无损和易安装而成为应用的首选。

但表面肌电信号估计也存在一些不足,如对体内较深位置的肌肉难以区别,对干扰比较敏感等。相对于表面肌电信号, B 超图像可清晰反映骨骼肌结构,区分不同的肌肉,而且也可为无损测量,因此有望估测肌肉疲劳。

本文将介绍一套我们自行开发的新的同步连续采集 B 超图像、力矩、肌电信号的采集系统,并利用它来估计肌肉疲劳。

2 实验方法

8 个健康男性年轻志愿者参加了这一实验,均无神经肌肉病史。志愿者姿势舒适地坐在椅子上,用可伸缩绷带固定躯干在椅背,以保持实验过程中姿势不变。上臂和地面水平,并和躯干保持垂直。前臂和上臂保持在同一水平面,也用绷带绑住固定在一个前臂支架上,肘部弯曲保持约 90°,手握住焊接在前臂支架上的一个垂直杆。当实验开始时,要求志愿者握住垂直杆做屈肘动作,其力矩值通过杆子传递并经计算机内数据采集卡(NI 的 PCI6024e)记录。由自制支架固定 B 超探头放置在肱二头肌肌腹部且垂直于皮肤表面,以获得垂直于肱二头肌肌纤维方向的横截面图像。探头和肱二头肌之间保持一定的距离,大量的耦合剂填充缝隙使在整个实验过程中不和肱二头肌表面皮肤接触,以免影响实验结果。B 超图像传送到视频捕获卡(NI 的 PCI-1411),由它数字化并以 8Hz 的采样率输入计算机。酒精清洁皮肤后,表面肌电电极贴在 B 超探头和肘关节之间,电极平行于肱二头肌肌纤维方向并尽量靠近 B 超

探头, 电极对之间的距离为 20mm 左右, 参考电极贴在尺骨小头位置。表面肌电信号经过 10 倍放大和 10~800Hz 的滤波后, 由计算机内的数据采集卡 (NI 的 PCI6024e) 采集, 并对数据放大 10 倍, 其采样率是 4kHz。图 1 显示了实验装置。



图 1 实验装置示意图

数据采集由作者自行开发的基于 VC 的软件控制, 并采用多线程技术来保证 B 超图像、力矩和表面肌电信号的同步。图 2 显示了整个采集过程。B 超图像一帧帧程序保存, 每一帧 B 超图像伴随一个力矩值和一段表面肌电信号。

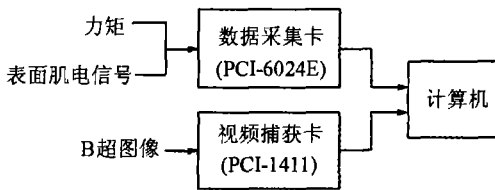


图 2 数据采集示意图

实验开始前, 志愿者先熟悉等长收缩动作, 然后进行 3 次等长最大自主收缩 (Maximum voluntary contraction, MVC), 并记录其力矩值, 选择最大力矩值作为该志愿者的 MVC 力矩值。实验开始时, 要求志愿者屈肘发力到 80% 的 MVC 力矩值, 通过显示屏上力矩值的视觉反馈来维持该力矩值 30 秒。相同的实验一共进行 3 次, 每次试验之间最少休息 5 分钟。

当志愿者发力达到 80% 的 MVC 时, 马上采集 B 超图像、力矩和表面肌电信号。

采集到的所有的 B 超图像和表面肌电信号都由自行开发的软件作离线处理。肌肉的变形通过对 B 超图像连续分析得到。相关跟踪是基于图像的相似性度量、在当前图像中寻找最接近基准图像模板区域的一种跟踪方法。它不要求分割目标和背景, 对图像质量要求不高, 可在低信噪比条件下正常工作, 对与选定的跟踪目标图像不相似的其它一切景物都不敏感, 能跟踪较小的目标以及目标区域的某一特殊部分或对比度比较差的目标, 是一种较好的跟踪方法。传统的相关跟踪算法计算互相关系数, 采用点对点乘累加作为相似性判定准则, 计算量非常大。结合实验过程中图像目标区域移动较小的特点, 我们采用运算量小的平均绝对差值法 (MAD), 其量度函数的表达式为:

$$d(x_0, y_0) = \frac{1}{M \times N} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} |f(x, y) - g(x + x_0, y + y_0)| \quad (1)$$

其中 $f(x, y)$ 是基准图像模板, $g(x, y)$ 是当前图像。处理图像时, 首先在第一帧 B 超图像的皮下面和骨皮质面处加两个矩形框, 作为肱二头肌的上下边界, 两个框中心点之间的距离就作为肱二头肌的肌肉厚度, 而第一帧图像计算得到的肌肉厚度就作为肌肉初始厚度。然后把第一帧图像中两个矩形框内的图像分别作为模板一和模板二, 在第二帧图像内对两个模板都进行二维互相关计算, 找到最佳匹配位置, 同时把第二帧图像内的最佳匹配位置处的矩形框内的图像更新为新的模板, 进行下一帧图像的匹配, 以次类推直到最后一帧 B 超图像。对于得到的每帧图像中肱二头肌的肌肉厚度, 再按照公式 (2) 计算肌肉厚度变化率 ρ :

$$\rho = \frac{d - d_0}{d_0} \times 100\% \quad (2)$$

其中 d_0 是第一帧图像的肌肉厚度, d 是当前帧图像的肌肉厚度。对于表面肌电信号, 我们计

算每一帧图像对应的每一段肌电信号的均方根 (RMS) 和中值频率 (MDF), 然后进一步用线性回归分别计算所有 RMS 和 MDF 的变化率。

3 结果分析

图 3(a) 和图 3(b) 分别显示了从一个志愿者身上采集到的表面肌电信号的 RMS 和 MDF 变化示意图。在图 3(a) 中, y 轴是被第一个 RMS 值归一化的数据。其它志愿者的结果都显示了相似的趋势。疲劳实验中, RMS 值随着时间增加和 MDF 随着时间减小, 这一结果和前人的研究结果一致^[6~8], 表明肌肉已经疲劳。图 3(c) 显示了同一个志愿者的肌肉厚度变化率和力矩值曲线, 其它志愿者的结果也都显示相似的趋势。从图 3(c) 中可以发现, 肌肉厚度在疲劳过程中有了明显的增加, 但其增加过程为非线性, 在最初几秒内, 肌肉厚度迅速增加, 然后增加比较缓慢, 在 x 轴的 23s 附近位置, 肌肉厚度变化率有所下降。而力矩值则基本维持 80% 的 MVC 大小, 但到了 22s 附近位置, 力矩值开始下降, 然后再上下波动。几乎所有的志愿者在 20s 到 30s 之间都会有这种力矩值波动的情况发生。这是因为志愿者坚持 80% 的 MVC 力矩值一段时间后, 不能再维持该力矩值, 开始有下降波动, 从而导致肌肉厚度变化率下降, 但是这种波动并未反应在表面肌电信号的 RMS 和 MDF 值变化上。

表 (1) 显示了所有志愿者的实验统计结果。从表 1 中可以发现, 表面肌电信号的 RMS 和 MDF 值用线性回归拟合以后, 所有志愿者

的 RMS 值平均斜率是 2.37 ± 1.9 (平均值 \pm 标准差), MDF 值平均斜率是 -0.60 ± 0.26 , 这表

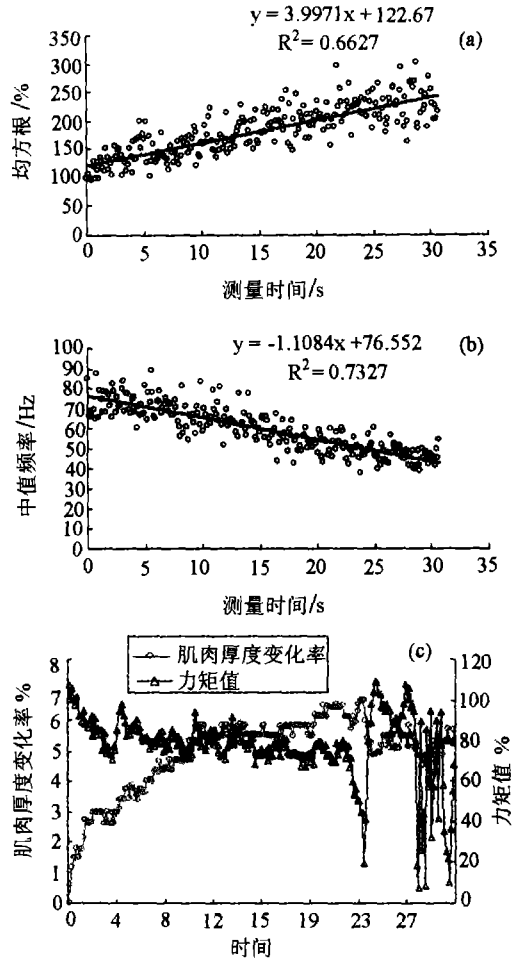


图 3 (a) 是表面肌电信号的 RMS 变化曲线图 (b) 是 MDF 变化曲线图 (c) 是肌肉厚度变化率和力矩值曲线图

表 1 志愿者实验参数统计表

	A	B	C	D	E	F	G	H	平均
RMS 斜率	1.14	5.83	2.81	1.94	4.73	0.35	0.52	1.63	2.37
RMS 标准差	0.82	3.61	1.21	0.53	3.71	0.14	0.01	0.54	1.98
MDF 斜率	-0.46	-0.37	-0.86	-0.50	-0.19	-0.95	-0.60	-0.83	-0.60
MDF 标准差	0.05	0.05	0.3	0.13	0.09	0.45	0.46	0.75	0.26
厚度变化率	4.21	1.82	1.59	1.68	5.11	4.53	5.33	4.40	3.58
厚度变化率标准差	1.80	0.21	0.40	0.63	3.15	2.20	0.43	1.62	1.61

明在实验过程中,所有志愿者的被测试肌肉都经历了疲劳。而所有志愿者在 20s 时的肌肉厚度变化率平均值是 $3.58 \pm 1.61\%$ 。

4 讨论

从上面实验结果可以发现,肱二头肌在等长收缩实验中已表现疲劳,肌肉厚度也在增加。导致肌肉厚度增加的原因主要是肌肉运动单位 (motor unit) 募集。运动单位是肌肉收缩的最小功能单位,它由一个运动神经元及其所支配的肌纤维组成。在肌力很小的情况下,小轴突的运动单位先募集,当肌力慢慢增加时,大轴突的运动单位也逐渐被募集加入,这就是大小原则^[9],这种方式的运动单位募集顺序能产生平滑的收缩。运动单位的募集正是肌肉疲劳过程中肌肉厚度增加的主要原因。疲劳使得运动单位的收缩力量下降,而志愿者又被要求维持 80% 的 MVC,为了弥补肌收缩力的不足,就会有越来越多的运动单位被募集,这样参与的肌纤维数量也越来越多,于是肌肉厚度也随之增加。而且肌纤维在发力的情况下会变短,而横截面积会增加,这样也会使得肌肉厚度增加。

从图 3(c) 中还可以发现肌肉厚度的增加是一个非线性的过程,可从以下三个方面解释:

- (1) 运动单位募集顺序是非线性的;
- (2) 肌肉产生的力和肌肉长度之间的关系是非线性的,此可用肌丝滑动理论^[10]来解释;
- (3) 肌肉的生理横截面积 (PCSA) 和肌肉厚度之间的关系是非线性的,PCSA 可以由公式 (3) 来计算^[3,4]:

$$PCSA(\text{cm}^2) = \frac{G(\text{g}) \times \cos \theta}{\rho(\text{g}/\text{cm}^3) \times L(\text{cm})} \quad (3)$$

其中 G 是肌肉质量, θ 是羽状肌的肌纤维角度, ρ 是肌肉密度, L 是肌纤维长度。由于体

积 = 质量 / 密度,所以公式 (3) 可以表示为:

$$PCSA(\text{cm}^2) = \frac{V(\text{cm}^3) \times \cos \theta}{L(\text{cm})} \quad (4)$$

其中 V 是肌肉体积。由于一般认为肱二头肌的 θ 是 0° ,那么肱二头肌的 PCSA 只和肌肉体积和肌纤维长度有关。而一般的肌肉都认为是梭形,所以 PCSA 和肌肉厚度 (直径) 之间的关系并不能用线性的公式计算,它是非线性的。

从图 3(c) 还可以发现,力矩值和肌肉厚度变化率之间没有直接的数学关系,前 20s 力矩值变化不大,基本维持在 80% 的 MVC 左右,而肌肉厚度在增加,这表明志愿者还能坚持 80% 的 MVC 力矩值。当 20 多秒以后,力矩值开始先下降,再上下大幅度波动,而肌肉厚度变化率减小。这表明肌肉已非常疲劳,不能维持原先的力,虽然志愿者试图发力恢复到 80% 的 MVC,但最终未能坚持而放弃,从而导致肌肉厚度减小,这一力矩值波动现象未能在表面肌电信号的 RMS 和 MDF 值变化上反映出来。由此可见,从肌肉厚度变化率上可以得到瞬时的信息,可以起到对目前比较常用的肌电估计肌肉疲劳方法的补充和拓展的作用。因此,把肌电信号和超声信号结合起来可以得到更多的信息,可以更全面的描述肌肉疲劳。

当然,目前的实验结果还不足以全面的描述肌肉疲劳,需要更多的不同类型的志愿者的加入,进一步的实验也在进行中。

5 结论

本文介绍了一套新的同步连续采集 B 超图像、力矩和肌电信号的采集系统,并利用它对肱二头肌在等长收缩时的肌肉疲劳进行了估计。实验结果表明,在肌肉疲劳过程中,肌肉厚度会以非线性的方式增加。这项技术是对目前比较普遍的肌电信号估计肌肉疲劳的一个有效补充,结合超声信号和肌电信号,可以更好的研究肌肉疲劳以及其它骨骼肌活动,有助于骨骼肌建模,加深对骨骼肌的认识。

参 考 文 献

1 Hodges P W, Pengel L H M, Herbert R D. *Muscle and Nerve*, 2003, **27**(6):682~692.

2 Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M et al. *Journal of Applied Physiology*, 1997, **82**(1):354~358.

3 Gans C, Bock W J. *Advances in Anatomy, Embryology and Cell Biology*, 1965, **38**:115~142.

4 Fukunaga T, Roy R R, Shellock F G et al. *Journal of Orthopedic Research*, 1992, **10**(6):928~934.

5 McMeeken J M, Beith I D, Newham D J. *Clinical Biomechanics*, 2004, **19**(4):337~342.

6 Petrofsky J S, Lind A R. *European Journal of Applied Physiology*, 1980, **43**(2):173~182.

7 Petrofsky J S, Glaser R M, Philips C A et al. *Ergonomics*, 1982, **25**(3):213~223.

8 Ebenbichler G R, Kollmitzer J, Quittan M et al. *Electroencephalogr and Clinical Neurophysiology*, 1998, **109**(3):256~262.

9 Henneman E, Somjen G, Carpenter D O. *Journal of Neurophysiology*, 1965, **28**:560~580.

10 Huxley A F. *Muscle structure and theories of contraction. Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 1957, **7**:255~318.

2005 年全国功率超声学术年会在温州召开

2005 年全国功率超声学术年会于 2005 年 10 月 27 日至 29 日在浙江省温州市召开。来自全国 46 个单位、团体的 75 名代表出席了会议。学术年会期间, 功率超声分会召开了全体委员会会议和进行换届改选。有 3/4 以上的委员出席了会议。因特殊原因不能出席会议的委员, 除极个别人以外都事先向分会秘书说明情况和请假。《应用声学》、《声学技术》杂志编辑部专职副主编参加了会议。声学学会总会办公室主任参加了会议。参加会议的代表们, 老朋友恨见面间隔太久, 新朋友恨相见太晚。代表们踊跃参加会议是功率超声事业兴旺发达的反映。

本届会议有两个特点, 一是来自公司、企业的代表人数超过了学校和科研单位的代表人数。二是有新人新领域, 来自化工、材料等其它领域的高级专家, 都是第一次参加功率超声方面的学术年会。反映了功率超声所具有的学科交叉和面向应用的两大特色。

本届会议录用了论文 25 篇, 刊印了会议论文集。绝大部分论文由作者在会议上作了口头报告交流, 并进行了热烈的讨论。这些论文, 涵盖了对换能器和振动系统基本特性的研究, 包括换能器材料、换能器设计、声场特性、振动特性、激励电源等各个方面; 也涵

盖了功率超声基础研究和应用领域的最新的成果, 包括关于声空化的机理和模型研究、高频超声方面、高强度聚焦方面、声化学材料制备以及环境保护方面、超声马达方面、超声在生物医疗方面研究和应用的一些新进展。这些论文表明, 在当前, 功率超声是超声学中一个相当活跃的领域。超声能量的应用越来越得到人们的重视, 其应用的深度和广度越来越大。无论在对超声能量应用的机理和科学的基本规律的探索方面, 还是超声能量的应用技术方面, 特别是在生物医学领域的应用方面, 都有很多谜团需要人们去解开、都有大量新的工作需要开拓。这给我们, 无论是基础研究、应用研究, 还是高新技术开发和应用技术拓展, 提供了很多机遇和挑战。会议还评选出优秀论文, 并推荐在相关刊物发表。

这次会议得到很多方面的支持和帮助, 并得到以下单位的赞助: 佛山市顺德大良长兴超声设备制造有限公司、常州市同惠电子有限公司、无锡南方声学工程有限公司、广州新栋力超声电子设备有限公司、佛山市南海科日电子有限公司、香港三和超声波工程有限公司。功率超声分会在此致以衷心的感谢。

(中国声学学会功率超声分会 沈建中)