

# 多参量的骨骼肌等长收缩初步研究

胡跃辉<sup>1</sup>, 施俊<sup>2</sup>, 郑永平<sup>3</sup>

( 1. 合肥工业大学光电技术研究院, 合肥 230009; 2. 上海大学通信与信息工程学院, 上海 200072; 3. 香港理工大学医疗科技及资讯学系, 香港 )

摘要: 骨骼肌的力学特性总是和它的结构形态相关的, 表面肌电信号是骨骼肌的电生理学特性的表现, 但它不能表征骨骼肌的结构形态特征。把超声扫描骨骼肌得到的有关骨骼肌结构的形态变化信息定义为“声肌图(sonomyography)”, 简写成 SMG。文章研究了肱二头肌等长收缩活动时的肌肉厚度变化率 SMG 信号和表面肌电信号、力矩之间的关系, 根据实验结果归纳给出了经验公式, 它对于了解骨骼肌功能、对骨骼肌建模以及对康复设备的研发等有着直接的作用和意义。

关键词: 骨骼肌; 等长收缩; 声肌图(SMG)

中图分类号: TB559

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2007)01-0046-05

## Isometric contraction of skeletal muscle with multiple parameters

HU Yao-hui<sup>1</sup>, SHI Jun<sup>2</sup>, ZHENG Yong-ping<sup>3</sup>

( 1. Academy of Optoelectronic Technology, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China; 2. School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072, China; 3. Jockey Club Rehabilitation Engineering Centre, Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China )

Abstract: The mechanical properties of skeletal muscles are always related to its architectural changes. The surface electromyography characterizes the electrophysiological properties of skeletal muscles, but it cannot represent the architectural properties. We define the dimensional architectural change of muscle continuously extracted from ultrasound images as “sonomyography(SMG)”. In this paper the relationship between SMG of muscle thickness change ratio, surface electromyography and torque from the biceps brachia under an isometric contraction is studied and the experiential expressions are obtained through experiments. This will help us understand the skeletal muscle function, model the skeletal muscle and develop rehabilitation equipments.

Key words: skeletal muscle; isometric contraction; sonomyography

## 1 引言

骨骼肌的力学特性总是和它的结构形态相关的, 如肌束长度、羽状肌的肌纤维角度和肌肉生理横截面积等骨骼肌结构参数都直接或间接的影响肌肉力的产生和输出。研究骨骼肌的结构形态特征对于

了解骨骼肌功能、对骨骼肌建模以及对康复设备的研发等是十分重要的。

在众多研究骨骼肌力学特性的方法中, 表面肌电图(Surface Electromyography, SEMG)是最常用的方法之一。SEMG记录电极下或其周围肌肉的电活动, 是所测肌肉群肌电反应的总和, 综合反映该部分肌肉的活动程度, 是骨骼肌的电生理学特性的表现<sup>[1]</sup>, 但它不能表征骨骼肌的结构形态特征。

超声在医学诊断和研究上有着广泛的应用。近年来, 有研究人员开始利用超声测量肌肉厚度变化<sup>[2]</sup>,

收稿日期 2005-08-09, 修回日期 2005-11-02

作者简介 胡跃辉(1970-)男, 安徽人, 博士, 讲师。主要研究方向为生物医学超声信息处理与分析。

通信作者 施俊 E-mail: junshi@staff.shu.edu.cn

羽状肌的肌纤维角度<sup>[3]</sup>、肌束长度<sup>[3]</sup>、肌肉生理横截面积<sup>[4]</sup>等骨骼肌参数,但是这些测量都是在静态或者准静态的条件下进行的。而且只是在最近才有研究骨骼肌结构和肌电信号之间关系的文献报导<sup>[5,6]</sup>,但这种研究也只是在准静态、有干扰、非同步方式下进行的,未能连续记录整个肌肉收缩过程中的相关信息,故不能完全真实的反映它们之间的关系,特别是骨骼肌处于运动状态下的相互关系。

本文通过一套新的自行开发的、可以无干扰、同步、连续采集 B 超图像、力或力矩、肌电信号等参量的超声运动与弹性测量系统来记录肱二头肌的 B 超图像、SEMG 和力矩,从而研究等长收缩时与骨骼肌相关的多个参量之间的关系。

由于从超声图像中可以提取出有关骨骼肌运动时的结构形态方面的信息,于是提出了“声肌图”这一概念<sup>[7]</sup>:把超声扫描骨骼肌得到的有关骨骼肌结构的形态变化信息定义为“声肌图(sonomyography)”,简写成 SMG,这一个概念是对将超声成像技术应用于骨骼肌运动形态学中产生的一种新的肌肉运动形态参量的定义。

## 2 实验方法

等长收缩是骨骼肌收缩的主要方式之一。在等长收缩情况下,骨骼肌长度不会改变。典型的等长收缩是保持肘关节角度不变,肱二头肌自主收缩。

7 名健康男性年轻志愿者(年龄 27 ± 3 岁,身高 1.73 ± 0.3cm,体重 65 ± 6.6kg)参加了等长收缩这一实验。他们都没有神经肌肉方面的疾病历史。测试部位是肱二头肌处。图(1)为实验装置。



图 1 实验装置图

志愿者以自然的姿势坐在椅子上,用可伸缩绷带固定躯干在椅背上,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,其力矩值就会通过杆子传递并被计算机内的数据采集卡(NI-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,并且在整个实验过程中和肱二头肌不接触,以免影响实验结果,这就需要大量的耦合剂填充到这个缝隙之中以起耦合作用。B 超图像传送到视频捕获卡(NI-PCI-1411),由它数字化并以 8Hz 的采样率输入计算机。当用酒精清洁皮肤以后,把表面肌电电极贴在 B 超探头和肘关节之间,电极平行于肱二头肌肌纤维并向尽量靠近 B 超探头,电极对之间的距离约为 20mm,参考电极贴在尺骨小头位置。SEMG 信号经过 10 倍放大和 10Hz~800Hz 的滤波以后,由计算机内的数据采集卡(NI-PCI6024E)采集,并对数据放大 10 倍,其采样率是 4kHz。

实验开始以后,志愿者自主控制肱二头肌的收缩,逐渐发力至最大,然后再恢复到放松状态,重复这样的周期 3 次以上,然后休息 2 分钟以上,再次进行同样的实验,总共 5 组。志愿者收缩发力的力矩值在显示屏上反馈显示,其最大力矩值被认为是该志愿者的最大自主收缩(maximal voluntary contraction, MVC)力矩值。

## 3 实验结果分析

采集到的所有 B 超图像和 SEMG 信号都由自行开发的软件进行离线处理。肌肉的变形是通过对 B 超图像的连续分析而得到。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,是一种比较好的跟踪方法。因此选择它来跟踪骨骼肌收缩时的

结构形态变化。归一化的二维互相关系数计算公式如公式(1)所示：

$$R(m,n) = \frac{\sum_{i=0}^{I-1} \sum_{j=0}^{J-1} [x(i,j) - \bar{X}] [y(i+m,j+n) - \bar{Y}]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{I-1} \sum_{j=0}^{J-1} [x(i,j) - \bar{X}]^2 \sum_{i=0}^{I-1} \sum_{j=0}^{J-1} [y(i+m,j+n) - \bar{Y}]^2}} \quad (1)$$

其中 $x(i,j)$ 是基准图像模板, $y(i,j)$ 是当前图像, $\bar{X}$ 和 $\bar{Y}$ 分别是基准图像模板和当前目标图像的灰度均值, $R(m,n)$ 为最大值时的 $(m,n)$ 就是最佳匹配点位置。处理图像时,首先在帧B超图像的肱二头肌前后缘处加两个矩形框,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 $\rho$ ：

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

其中 $d_0$ 是初始肌肉厚度, $d$ 是当前肌肉厚度。而对于SEMG信号,计算其均方根(RMS)值。最后再分别研究力矩、RMS和肌肉厚度变化率SMG之间的关系。

在对所有的结果进行分析以后发现,对于每一个收缩-放松过程,所有参数在收缩过程中,相互之间显示了很好的相关性,但是它们的放松过程则显得很无序,相互之间显得很杂乱。这是可以理解的,因为在肌肉收缩时,肌肉力由于志愿者的自主控制,比较均匀的增大,但是放松过程则不然,大部分志愿者都是从最大力一下子放松下来,缺少逐步变化的过程,所以各个参数之间的关系就很杂乱了。如图(2)就显示了典型的RMS、力矩和肌肉厚度变化率在一个收缩-放松过程中的变化曲线。由此,再根据一些前人的研究也只是针对其上升沿进行<sup>[5]</sup>,因此,本文只对收缩过程进行定量的分析,归纳其

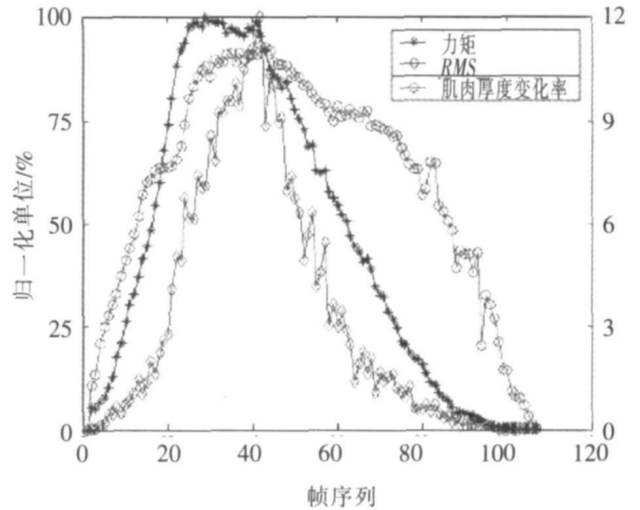


图2 一个周期的力矩、RMS和肌肉厚度变化率曲线图

Fig.2 The curves of torque, RMS and the change rate of muscle thickness in one cycle

图(3)显示的是典型的等长收缩实验的肱二头肌力矩和RMS之间的相互关系,其中x轴是以MVC的RMS归一化的RMS值,y轴是以MVC的力矩值归一化的力矩。其他志愿者的结果都显示了相似的趋势。从图中可见,RMS和力矩之间的是非线性关系,这是和其他研究人员的结果一致的<sup>[8]</sup>。由于本文研究的重点并不在于前人已经研究过的等长收缩时肱二头肌的SEMG的RMS和力矩之间的关系,因此对它们之间的关系不再通过归纳总结得到其经验公式了,而是着重在于研究肌肉厚度变化率SMG和SEMG的RMS、力矩之间的关系,并给出经验公式。

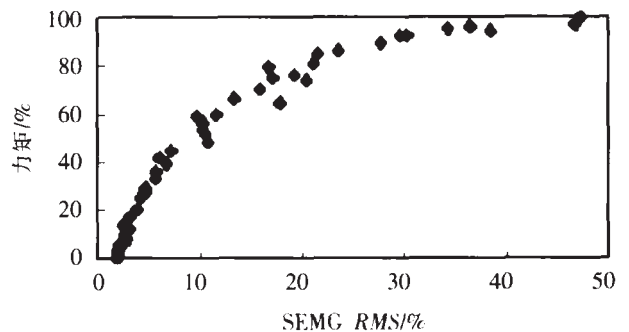


图3 归一化的RMS和归一化的力矩之间的关系图

Fig.3 The relationship plot of the normalized RMS versus normalized torque

图(4)是典型的肌肉厚度变化率SMG和SEMG的RMS之间的关系图,其中x轴是以MVC的RMS归一化的RMS值,y轴是肌肉厚度变化率SMG。其他志愿者的结果都显示了相似的形状。经过大量的

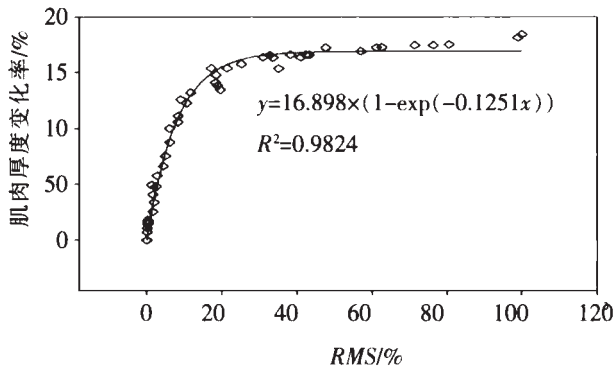


图 4 肌肉厚度变化率 SMG 和归一化的 RMS 之间的关系图

Fig.4 The relationship plot of the change rate of muscle thickness SMG versus the normalized RMS

尝试与分析,发现用如公式(3)所示的指数函数能较好的反映出它们之间的非线性关系:

$$Y = \alpha(1 - e^{-\beta x}) \quad (3)$$

其中 Y 是肌肉厚度变化率 SMG X 是归一化的 RMS

图(5)显示了肌肉厚度变化率 SMG 和归一化的力矩之间的关系。用二次曲线可以比较好的表示它们之间的非线性关系。其他志愿者的结果都显示了相似的趋势。

图例只能给出定性的结果,对于定量的结果分析,按照不同的经验公式,输入实验得到的数据,计算相应的输出,再和对应的实验测量数据相比较,评价标准使用如下 3 个评价指数:互相关系数、标准均方根误差(SRMSE)和相对均方根误差(RRMSE)。其中标准均方根误差和相对均方根误差计算公式分别如公式(4)和公式(5)所示:

$$SRMSE = \sqrt{\frac{\sum_i (\alpha_i - \hat{\alpha}_i)^2}{n-2}} \quad (4)$$

表 1 肌肉厚度变化率 SMG 和归一化的 RMS 之间的拟合结果统计

Table 1 The regression statistical result of the change rate of muscle thickness SMG versus the normalized RMS

	A	B	C	D	E	F	G	平均
互相关系数	0.941 ±0.027	0.934 ±0.024	0.938 ±0.026	0.952 ±0.019	0.839 ±0.029	0.961 ±0.014	0.968 ±0.011	0.933 ±0.059
标准均方根误差	1.27 ±0.21	0.63 ±0.23	0.80 ±0.23	0.61 ±0.16	1.51 ±0.40	0.83 ±0.11	0.75 ±0.09	0.91 ±0.97
相对均方根误差	0.162 ±0.026	0.124 ±0.021	0.147 ±0.052	0.101 ±0.032	0.273 ±0.085	0.104 ±0.021	0.093 ±0.017	0.143 ±0.067

表 2 肌肉厚度变化率 SMG 和归一化的力矩之间的拟合结果统计

Table 2 The regression statistical result of the change rate of muscle thickness SMG versus the normalized torque

	A	B	C	D	E	F	G	平均
互相关系数	0.952 ±0.011	0.943 ±0.008	0.961 ±0.020	0.969 ±0.011	0.951 ±0.008	0.962 ±0.019	0.978 ±0.012	0.959 ±0.036
标准均方根误差	8.31 ±1.08	6.56 ±0.77	8.61 ±1.89	5.03 ±0.64	6.95 ±0.84	8.34 ±0.95	7.45 ±0.87	7.32 ±0.37
相对均方根误差	0.132 ±0.015	0.092 ±0.011	0.122 ±0.022	0.074 ±0.009	0.113 ±0.012	0.132 ±0.016	0.101 ±0.012	0.113 ±0.338

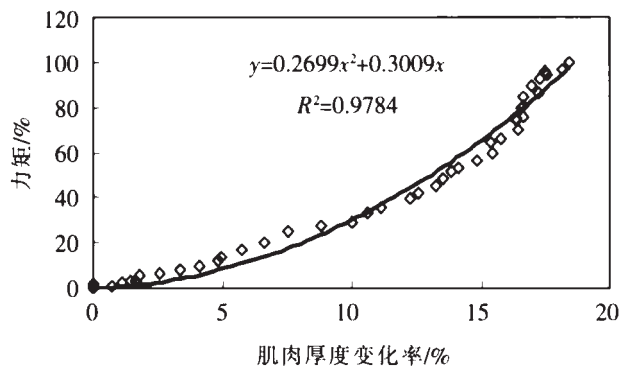


图 5 肌肉厚度变化率 SMG 和归一化的力矩之间的关系图

Fig.5 The relationship plot of the change rate of muscle thickness SMG versus the normalized torque

$$RRMSE = \sqrt{\frac{\sum_i (\alpha_i - \hat{\alpha}_i)^2}{\sum_i (\alpha_i)^2}} \quad (5)$$

其中  $\alpha_i$  是实际测量数据  $\hat{\alpha}_i$  是计算结果  $n-2$  是自由度。表 1 和表 2 分别显示了上面两种拟合关系的统计结果。

### 4 实验结果讨论

通过对上面的实验结果进行回归拟合和归纳,得到了反映肌肉厚度变化率 SMG 和 SEMG 的 RMS、力矩之间关系的经验公式。从表 1 和表 2 的结果来看,平均互相关系数都在 0.9 以上,平均相对均方根误差在 15% 以内,拟合结果还是很不错的,表明这些拟合公式的选择还是比较合适的。从整体上比较,表 1 的肌肉厚度变化率 SMG 和 RMS 之间经验公式的拟合误差比表 2 的肌肉厚度变化率 SMG 和力矩

之间经验公式的拟合误差要稍微大一点。这是因为表 1 中的第 E 个志愿者的 3 项指标都相对差了一点,引起这个的原因是由于该志愿者比较肥胖,他的 SEMG 信号中的噪声干扰特别强烈明显,利用经验公式去拟合 RMS 与肌肉厚度变化率 SMG 之间关系的时候,这些干扰噪声明显影响了拟合效果,因此影响了所有志愿者整体的平均结果,而志愿者 A 也是稍微有点胖的,表 1 中他的相对均方根误差也略高于其他人的水平。这表明 SEMG 信号对于脂肪的多少是敏感的。但是从表 2 可以发现,这两名志愿者的肌肉厚度变化率 SMG 和力矩之间的拟合结果和其他志愿者差不多,说明 SMG 信号并没有因为脂肪厚而受到多大的干扰,和力矩之间的关系用经验公式能很好的拟合。由此可以发现,由于某些原因(比如体重、脂肪)导致 SEMG 信号有较多干扰噪声的情况下,SMG 并没有由于同样的原因而带来很大的噪声,SMG 仍然可以从超声图像中稳定的获得。

由上面的研究结果表明,通过测量 SMG 的一个或几个参数,根据实验结果归纳得出的经验公式,可以估计骨骼肌结构、力学、生理学等其它的相关参量。这对研究骨骼肌的整体功能、性能等方面起到了极其重要的作用,而且对于验证前人的模型或者建立新的模型都有很大的帮助,同时具有潜在的应用于实际的康复医疗等领域的价值。

由于目前骨骼肌的厚度、羽状肌的肌纤维角度等结构参数的理论模型研究还非常少,和其它参数之间的关系还仅仅限于静态或准静态下的实验公式,而且由于骨骼肌力学模型的复杂性,SEMG 信号处理的复杂性和多样性,在目前的研究水平下对于 SMG、力矩和 SEMG 之间的关系特别是动态关系进行建模是一个比较困难的过程,需要很多假设和其它方面的工作,因此本文采用了科研上比较常用的另外一种建模方式-从实验出发,根据实验结果归纳出经验公式,然后进行研究分析,准备在条件成熟的情况下再进行建模。而自行开发的超声运动与弹性测量系统解决了多参量信号之间的同步采集问题,可以无干扰、准确地连续记录分析 SMG、SEMG 和力、角度等多种和骨骼肌相关的参量,这也为日后的建模工作提供了实验保障。

而对于目前建模比较困难的骨骼肌形态变化和力、力矩、SEMG 之间的关系,也需要更多的实验,更

多的志愿者,而且需要进一步改进实验装置和步骤等,增加对骨骼肌收缩-放松整个过程的研究,对经验公式进行更深入的归纳分析,从理论上分析研究,最终建模。

## 5 结 论

本文通过自行开发的超声运动与弹性测量系统,对肱二头肌的等长收缩进行了实验研究,对 SMG、SEMG 和力矩之间的进行了归纳总结,给出了相关的经验公式,这对于利用多种参量研究骨骼肌以及应用于实际的康复设备等方面都是很有意义和价值的。

## 参 考 文 献

- [1] Daria A Trojan, Daniel Gendron, Neil R. Cashman. Electrophysiology and Electrodiagnosis of the Post-Polio Motor Unit. *Orthopedic J* 1991, 14(12): 1353-1361.
- [2] Misuri G, Colagrande S, Gorini M, Iandelli I, Mancini M, Duranti R, Scano G. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *Eur Respi J* 1997, 10: 2861-2867.
- [3] Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, et al. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology* [J] 1997, 82(1): 354-358.
- [4] Neil D. Reeves, Constantinos N. Maganaris, Marco V. Narici. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size [J] *Eur J Appl Physiol*, 2004, 91: 116-118.
- [5] Hodges P W, Pengel L H M, Herbert R D. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging [J] *Muscle and Nerve*, 2003, 27(6): 682-692.
- [6] McMeeken J M, Beith I D, Newham D J. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis [J] *Clinical Biomechanics*, 2004, 19(4): 337-342.
- [7] 施俊, 郑永平, 陈文辉, 等. 声肌图(SMG)的初步研究 [J] *声学技术*. 2005, 24(1): 29-33.  
SHI Jun, ZHENG Yongping, CHEN Wenhui, et al. The preliminary study of sonomyography (SMG) [J] *Technical Acoustics*, 2005, 24(1): 29-33.
- [8] De Luca C J. The use of surface electromyography in biomechanics [J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, 13: 135-163.