

声图像法的骨骼肌多参数测量

胡跃辉¹, 施俊², 郑永平³

(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. 香港理工大学康复工程中心, 香港)

摘要: 通过自行开发研制的超声运动与测量系统, 连续、同步获取了肱二头肌等长收缩活动时的 B 超图像力矩、肌电信号, 并将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, SMG)”。通过采集到的信号研究并讨论了肌肉厚度变化率 SMG 和表面肌电信号、力矩之间的关系, 并给出了经验公式, 它对了解骨骼肌功能、对骨骼肌建模以及对康复设备的研发等有重要的作用和意义。

关键词: 骨骼肌; 等长收缩; 声肌图; 肌电信号; 力矩

中图分类号: R318 **文献标识码:** A **文章编号:** 1672-6278 (2005) 03-0168-04

The Measurement of Skeletal Muscle with Multi-parameters by Sonography

HU Yao-hui¹, SHI Jun², ZHENG Yong-ping³

(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, the Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China)

Abstract: The ultrasound signals, electromyography (EMG) signals and torque were synchronously and continuously acquired by a custom-developed ultrasonic measurement of motion and elasticity (UMME) system, and the dimensional architectural change of muscle continuously extracted from ultrasound images was defined as “sonomyography (SMG)”. The relationship between the SMG of muscle thickness changes ratio, surface electromyography and torque from the biceps brachial under an isometric contraction were researched, and then the exponential expressions through experiments was given. It can help us to understand the skeletal muscle function, modeling the skeletal muscle model and develop the rehabilitation equipments.

Key words: Skeletal muscle; Isometric contraction; Sonomyography (SMG); Electromyography (EMG); Torque

1 引言

目前的假肢、运动神经假体等康复设备主要仍是利用肌电信号 (electromyography, EMG) 作为控制源^[1,2]。而实际上, 骨骼肌的力学特性和其结构形态相关, 因此, 测量肌纤维长度、羽肌角度和肌肉生理横截面积等骨骼肌结构参数, 可以对骨骼肌进行建模、分析, 从而获得骨骼肌力的产生和输出与其相应运动状态的正确关系, 以便运用到实际工程中去。

表面肌电图 (surface EMG, SEMG) 是最常见的研

究骨骼肌力学特性的方法之一, 它利用电极记录肌肉的电活动, 是所测肌肉群肌电反应的总和, 综合反映此部分肌肉的活动程度, 是骨骼肌电生理学特性的表现, 但是不能表现骨骼肌的结构形态特征。为此, 近年, 研究人员开始利用 B 超图像对骨骼肌二维成像, 并通过分析成像测量肌肉厚度变化、羽状肌的肌纤维角度、肌束长度、肌肉生理横截面肌等骨骼肌对反映结构形态特征参数^[3-5]。文献[6, 7]进一步骨骼肌结构和肌电信号之间的关系进行了报道。但是上述研究报道均是在准静态、有干扰、非同

作者简介: 胡跃辉 (1970—), 男, 中国科学技术大学生物医学工程专业博士, 合肥工业大学光电技术研究院讲师, 目前主要从事生物医学信号处理与分析方面的研究。

步方式下进行, 未能连续记录整个肌肉收缩过程中相关信息, 故不能真实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。

为无干扰、同步地获得整个肌肉收缩过程中的骨骼肌超声图像和力或力矩、肌电信号, 以克服上述研究测量方法的不足, 本研究设计了一套超声运动与弹性测量系统, 并利用此系统对肱二头肌等长收缩时的 B 超图像、肌电信号和力矩参数进行测量, 获得同步、无干扰、实时数据, 以研究等长收缩时骨骼肌相关的多参量之间的关系。同时, 我们提出了“声肌图(sonomyography, SMG)”的概念^[8]以定义超声扫描骨骼肌得到的有关骨骼肌结构的形态变化信息, 将 SMG 信号看作是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。

2 实验方法

实验研究了骨骼肌的等长收缩问题, 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。

整个系统框图见图 1, B 超图像、力矩值、SEMG 信号通过同步测量控制电路触发的同步信号进行同步采集至高性能 PC 工作站内的数据和高速图像采集卡, 数据采集控制及分析处理系统负责数据采集及其同步等工作, 并在采集完毕后对数据进行离线处理。

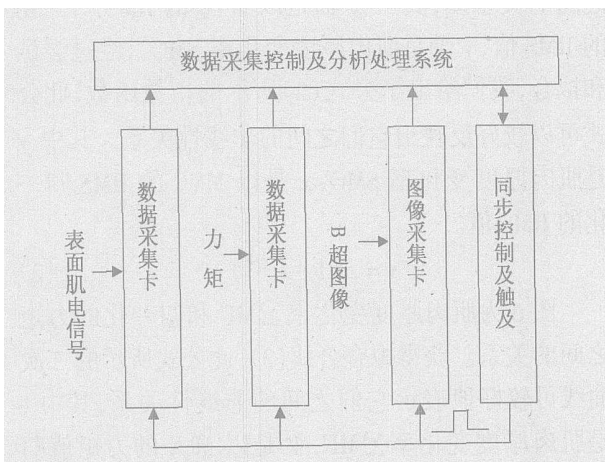


图 1 超声运动与弹性测量系统框图

Fig 1 The diagram of ultrasonic measurement of motion and elasticity system

测量时, 选取的测量部位为肱二头肌。志愿者采用坐姿, 躯干部分用可调节背带固定在椅背以保

持实验过程中姿势基本不变。前臂与上臂利用前臂支架和绷带固定, 使肘部保持 90° 左右的弯曲, 前臂与上臂与地面呈水平位置, 和躯干呈垂直状态。实验共选取了 7 位志愿者, 年龄为 24 ~ 30 岁, 体重 59 ~ 72kg, 均无神经肌肉方面的相关疾病。肌电电极与超声探头安放位置见图 2, 测量时, 志愿者用手握住焊接在前臂支架上的一个垂直与地面的杆, 做水平面内肘弯曲运动, 杆连接力矩测量装置。



图 2 肌电电极与超声探头位置示意图

Fig 2 The position of EMG electrode and ultrasound probe

所获 B 超图像是垂直于肱二头肌肌纤维方向的横截面图, 为避免肱二头肌伸缩运动时与 B 超探头接触, 利用支架使其保持垂直于皮肤表面的肱二头肌肌腹部分, 但与肌腹保持一定的间隙, 间隙间用胶状耦合剂填充并耦合。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, 电极对之间的距离大概是 20mm, 参考电极贴在尺骨小头位置, 见图 2。SEMG 信号及力矩信号经过预滤波、前置放大等信号前处理之后通过采集卡采集。

每个志愿者按上述要求进行实验准备之后, 开始实验, 先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。重复上述周期运动 3 次以上, 休息 2min, 再进行同样实验, 共做 5 组。通过采集的力矩数据求出该志愿者的最大力矩值, 此值可认为是此人的最大自主收缩(maximal voluntary contraction, MVC)力矩值。

3 实验结果分析

按照公式(1)计算肌肉厚度变化率 ρ :

$$\rho = \frac{d - d_0}{d_0} \times 100\% \quad (1)$$

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、RMS 和肌肉厚度变化率 SMG 之间的关系。

d_0 和 d 是通过从肱二头肌采集到的时间序列连续 B 超图像处理得到的, 其步骤如下:

(1) 首先在第一帧 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 (见图 3), 而第 1 帧图像计算得到的肌肉厚度就作为肌肉初始厚度 d_0 ;

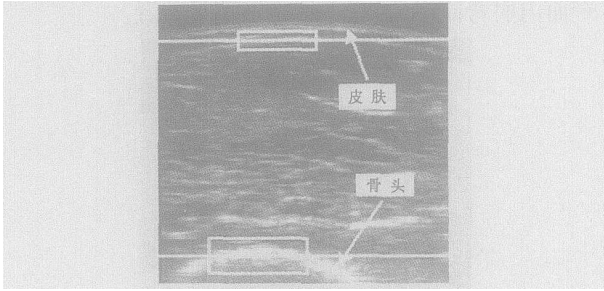


图 3 两个矩形框模板位置选择示意图

Fig 3 Tracking blocks added on the ultrasound image of cross-sectional view of the biceps brachii muscle for measuring the muscle deformation

(2) 把第 1 帧图像中两个矩形框内的图像分别作为模板 1 和模板 2, 在第 2 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, 两个框中心点之间的距离为此帧图像的肱二头肌的肌肉厚度 d ;

(3) 将上一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, 求出此帧图像的肱二头肌的肌肉厚度 d , 直到最后一帧 B 超图像。

对于 SEMG 信号, 计算其均方根 (RMS) 值。由此得到力矩、RMS 和肌肉厚度变化率 SMG 之间的关系见图 4~6。

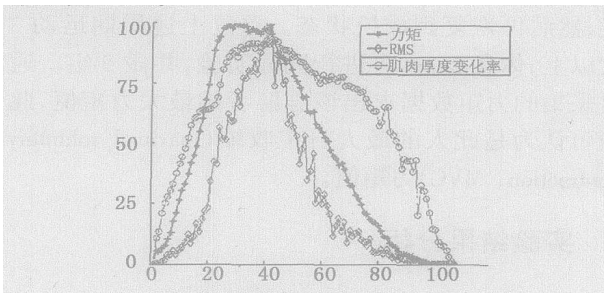


图 4 一个周期力矩、RMS 和肌肉厚度变化率曲线

Fig 4 The curves of normalized torque normalized RMS and the change rate of muscle thickness

从图 4 知, 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, 而放松过程则明显较为离散。因为, 肌肉收缩时, 肌肉力由于志愿者的自主控制, 增大均匀, 放松过程, 肌

肉力缺少逐步变化的过程, 使突然松弛下来, 所以各个参数之间的关系就很杂乱。因此, 收缩-放松过程目前均只分析其上升沿^[9], 故本研究也采取这一方式以归纳收缩过程经验公式。对于归一化的 RMS 值和归一化的力矩值之间的关系, 研究报道很多, 本研究就不再详细阐述。

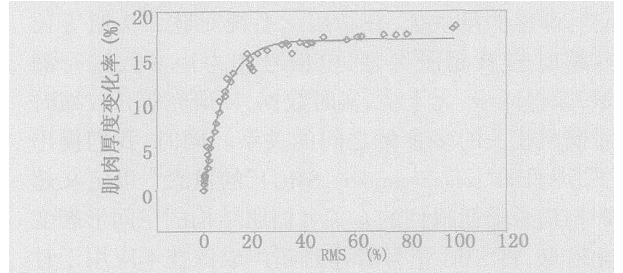


图 5 肌肉厚度变化率和归一化的 RMS 关系图

Fig 5 The plot of the change rate of muscle thickness versus normalized RMS

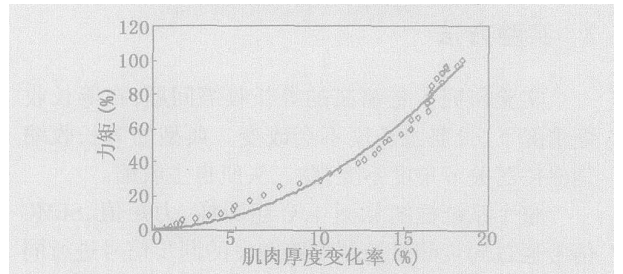


图 6 肌肉厚度变化率和归一化力矩之间关系

Fig 6 The plot of the normalized torque versus the change rate of muscle thickness

图 5 是肌肉厚度变化率 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。经过尝试和拟合, 我们给出了公式 (2) 所示的指数函数, 此公式可以较好反映出它们之间的非线性关系。其中 y 是肌肉厚度变化率 SMG, x 是以 MVC 的 RMS 归一化的 RMS 值。

$$y = a(1 - e^{-bx}) \tag{2}$$

图 6 为肌肉厚度变化率 $\sum M \Gamma$ 和归一化的力矩之间的关系。获得拟合公式 (3), 此公式所示的二次曲线可较好地表示它们之间的非线性关系, 其中 ξ 是肌肉厚度变化率 $\sum M \Gamma$, Ψ 是以 $M \xi X$ 的力矩值归一化的力矩值。

$$y = ax^2 + bx \tag{3}$$

4 结果分析及结论

上述实验获得的经验公式 (2)、(3) 输入实验数据, 计算相应的输出, 再和实验实测数据进行比较,

评价标准采用互相关系数、标准均方根误差和相对均方根误差3种评价方法,输入7人数据,每人各15

组数据,得到误差统计结果见表1。

表1 公式(2)、(3)拟合结果统计

Table 1 The statistic result of expressions (2) and (3)

经验公式	互相关系数 均值(最小值)	标准均方根误差 均值(最大值)	相对均方根误差 均值(最大值)
肌肉厚度变化率 SMG 与 RMS 关系的经验公式(公式2)	0.93±0.043 (0.84±0.029)	0.91±0.34 (1.51±0.40)	0.14±0.063 (0.27±0.085)
肌肉厚度变化率 SMG 和归一化的力矩之间的关系式(公式3)	0.96±0.013 (0.94±0.008)	7.32±1.27 (8.61±1.89)	0.11±0.024 (0.13±0.016)

统计结果表明,上述拟合公式能较好地反映 SMG、力矩、SEMG 的实际情况;最大误差发生在较为肥胖志愿者,这种情况下,SEMG 信号中的噪声干扰较明显、强烈,这是 SEMG 信号本身对脂肪多少较敏感所致;SMG 信号对因脂肪多少产生的干扰影响很小,这一点可以从统计结果公式(3)误差中看出,由于它可以从超声扫描图像中稳定的获得,因此,在骨骼肌运动参数中具有很强的竞争力和非常好的应用前景。

本研究通过我们自行开发的超声运动与弹性测量系统,对肱二头肌等长收缩时动态、同步采集的超声图像、SEMG、力矩等参数进行了实验研究,对获得的实时数据进行了分析和归纳,并给出了 SMG、SEMG 和力矩之间相互的经验公式。结果表明,通过归纳得到的经验公式能较好地反映这些参数之间的数学关系,同时对进一步利用多种参量研究骨骼肌功能以及建模均具有重要意义。

参考文献:

[1] Zecca M, Micera S, Carozza MC, Dario P. Control of multifunctional pros-

thetic hands by processing the electromyography signal[J]. Crit Rev Biomed Eng, 2002, 30(4-6): 459-485.

[2] 施俊,胡跃辉,周康源,等.运动神经假体研究进展[J].中国医疗器械杂志,2004,28(4):271-276.

[3] Misuri G, Colagrande S, Gorini M, et al. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects[J]. Eur Respir J, 1997, 10: 2861-2867.

[4] Masamitsu Ito, Yasuo Kawakami, Yoshiho Ichinose. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle[J]. Journal of Applied Physiology, 1998, 85: 1230-1235.

[5] Roy RR, Bodine-Fowler SC, Kim J, et al. Architectural and fiber type distribution properties of selected rhesus leg muscles; feasibility of multiple independent biopsies[J]. Acta Anatomica (Basel), 1991, 140: 350-356.

[6] Hodges PW, Pengel LHM, Herbert RD. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging[J]. Muscle and Nerve, 2003, 27(6): 682-692.

[7] McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis[J]. Clinical Biomechanics, 2004, 19(4): 337-342.

[8] 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.

(收稿日期:2005-05-10)