

doi: 10.12068/j.issn.1005-3026.2018.02.017

基于肌电信号和加速度信号的腰部振动实验研究

董瑞春, 郭立新, 袁 胜, 葛 伟

(东北大学 机械工程与自动化学院, 辽宁 沈阳 110819)

摘 要: 实验研究振动时汽车座椅对人体腰部肌肉组织的影响. 通过计算腰部肌电信号的均方根值来分析腰部肌肉的响应特征, 通过分析振动传递比来研究人体腰部组织的振动能量传递特征, 最后对振动传递比和肌电信号的均方根值进行统计分析. 实验结果表明, 在座椅腰部支撑参数为 d_2 (适当支撑) 时, 人体腰部的振动传递比和肌电信号均方根值都最小, 而另外两种座椅腰部支撑参数 d_1 (无支撑) 和 d_3 (过度支撑) 对腰部的振动传递和肌电信号均方根值有放大作用. 实验证实了适当的座椅腰部支撑能够减轻振动对人体腰部的影响程度.

关 键 词: 全身振动; 肌电信号; 腰部支撑; 振动传递比; 加速度

中图分类号: U 461.4 文献标志码: A 文章编号: 1005-3026(2018)02-0232-05

Experimental Analysis of Lumbar Vibration Characteristic Based on EMG and Acceleration Signal

DONG Rui-chun, GUO Li-xin, YUAN Sheng, GE Wei

(School of Mechanical Engineering & Automation, Northeastern University, Shenyang 110819, China.
Corresponding author: GUO Li-xin, E-mail: lxguo@mail.neu.edu.cn)

Abstract: A vibration experiment is conducted to study the influence of automobile seat on human lumbar muscle tissue during whole body vibration. Lumbar muscle response is analyzed by calculating root mean square (RMS) of electromyography (EMG) signal, and the vibration energy transmitting characteristic of lumbar tissue is studied by analyzing the vibration transmissibility. At last the vibration transmissibility and EMG RMS of all subjects under different lumbar support conditions are conducted statistically. The experiment result indicates that when lumbar support parameter is d_2 (appropriate support), vibration transmissibility and EMG RMS are minimum, while other two lumbar support parameters d_1 (no support) and d_3 (excessive support) magnify lumbar vibration transmissibility and EMG RMS. The experiment proved that appropriate lumbar support of automobile seat can reduce effect degree of vibration on human lumbar.

Key words: whole body vibration; EMG signal; lumbar support; vibration transmissibility; acceleration

座椅的动态舒适性是座椅乘坐舒适性研究的重点之一, 国内外学者做了大量关于车辆座椅对驾驶员的保护作用和驾驶员动态响应特性的研究^[1-11]. 在长时间驾驶中全身振动是导致下腰背痛的原因之一^[3-5]. 座椅面垂直轴向上的频率加权函数最敏感频率范围标准规定是 4 ~ 12.5 Hz, 在 4 ~ 8 Hz 的频率范围内, 人的内脏器官产生共振, 8 ~ 12.5 Hz 频率范围内的振动对人的脊椎系统影

响很大^[5]. 研究发现, 人在坐姿时垂直方向的共振频率范围是 9 ~ 15 Hz^[6]. 所以降低坐姿时垂直方向的振动(约 10 Hz)可以有效保护人体的脊椎系统, 减少下腰背痛的风险.

表面肌电信号是评价局部肌肉功能和状态的一种非常有价值和客观的方法^[7-8], 有很多文献应用肌电信号研究被试者在静态环境中肌肉的疲劳和状态^[9-10]. 因此本文提出应用肌电信号研究

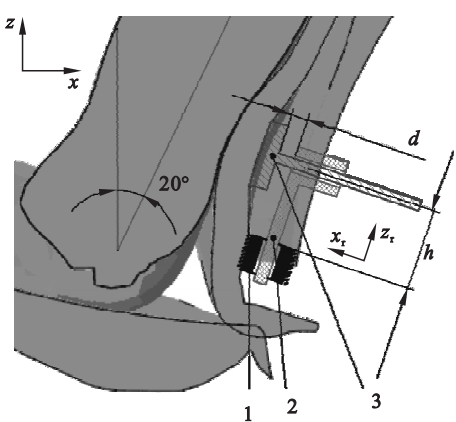
在全身振动环境中不同的腰部支撑对腰部肌肉响应的影响。

本文通过设计腰部支撑装置来调节全身振动实验中被试者腰部的支撑条件,以研究坐在汽车座椅中被试者腰部的振动特性;主要通过振动传递比和肌电信号均方根来分析不同程度的腰部支撑对被试者腰部振动特性的影响,研究是否存在合适的腰部支撑能够衰减对腰部和脊椎系统伤害较大的固定频率的振动。

1 实验方法

1.1 主要实验设备

实验设备主要包括带有腰部支撑装置的汽车座椅、振动试验台、无线加速度信号及肌电信号测量和记录系统。汽车座椅安装在振动试验台上。汽车座椅上安装有自行设计的腰部支撑装置,可以在局部坐标系中进行 x_r 和 z_r 向两自由度的调整,如图 1 所示。 z_r 向由被试者根据自身身高进行调整,通过板 2 的调整量 h ,可以沿着脊柱方向实现不同部位的支撑。实验过程中主要支撑腰部区域。 x_r 向调整量 d 为本实验研究的主要参数,通过图 1 中支撑板 3 的调整,可以实现不同支撑厚度的调整,实验中的调整量 d 为 0、20 和 40 mm(分别为 d_1 、 d_2 和 d_3 ,即无支撑、适量支撑和大支撑)。



1—固定板; 2—调整板; 3—支撑板

图 1 腰部支撑原理图(剖面图)

Fig. 1 Principle diagram of lumbar support (sagittal section)

振动台为电磁吸合式,可以输出正弦振动和扫频振动等。坐姿时 z 向 10 Hz 左右频率的振动对人体的脊椎系统伤害较大^[5-6],因此振动频率选为 10 Hz。为减小振动对人体的损害,振动强度调得较小,实验结束以及结束一段时间后被试者

无异常变化。Delsys 信号测试记录系统包括无线传感器、便携式 Trigno 信号接收与存储设备。实验之前通过专用胶带把传感器对称粘贴在被试者腰部(腰椎 L3 处,在人体对称面左右两侧 2 cm)。

1.2 实验方案

志愿者均没有腰背疼痛的历史,实验之前没有进行剧烈运动,也没有进行与身体疲劳有关的活动。志愿者的年龄是 (28.4 ± 5.1) 岁,体重是 (67.2 ± 5.8) kg,身高是 (171.6 ± 4.4) cm。

根据腰部支撑参数不同,实验分为三组。每位被试者每周参加一组实验,每次实验进行 30 min。实验开始时进行第 1 次数据采集,每 3 min 采集一次,每组实验共采集数据 11 次,每次数据采集时长为 10 s。采样频率为 2 kHz。记录数据期间身体要保持一定状态,不准有移动。

1.3 数据处理方法

由于加速度信号和肌电信号在信号采集开始时的 1 s 内不稳定,结束前 1 s 内也不理想,所以在分析之前需要对原始信号进行一定的处理:每次采集 10 s 时长的原始信号时分别去除开始和结束时 1 s 长度的信号。

由于受到重力的影响,测量得到的加速度平均值等于重力加速度值,所以对剩余的 8 s 时长的加速度信号进行去均值处理,然后按照时间长度为 1 s 的步长计算加速度均方根值。

肌电信号易受干扰,需要滤波处理才能进行下一步分析。表面肌电信号时域分析的幅值变量主要有均方根(root mean square, RMS)、平均整流值(average rectified value, ARV)和积分肌电值(integrate EMG, IEMG)等。它们都描述了肌电信号幅度的变化,称之为幅度变量。通常用 RMS 来分析肌电信号。在时间间隔 $\tau \sim \tau + T$ 范围内肌电信号 EMG(t)的 RMS 计算方法如下:

$$\begin{aligned} \text{RMS} &= \sqrt{\frac{1}{T} \int_{\tau}^{\tau+T} \text{EMG}^2(t) dt} = \\ &= \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{i=\tau H}^{(\tau+T)H} \text{EMG}^2(i) \frac{1}{H}}. \end{aligned} \tag{1}$$

式中: H 为采样频率; T 为肌电信号具有广义平稳性时的信号长度, 0.5 ~ 2 s 长度的肌电信号具有广义平稳性^[11],本实验中 T 为 1 s; τ 为某一段肌电信号开始时刻。

上述所有数据在软件 EMGworks 4.0 Analysis 中处理,然后在 MATLAB 软件里计算振动传递比,并统计所有被试者振动传递比和肌电信号的 RMS。数据处理流程见图 2。

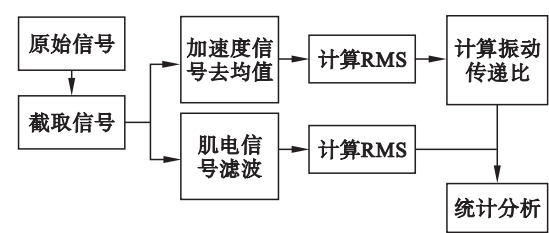


图 2 数据处理流程图
Fig. 2 Flow chart of data processing

z 向的振动传递比定义为人体 z 向加速度均方根与振动台 z 向加速度均方根的比值。 x 向的振动传递比为人体的 x 向加速度均方根与振动台 z 向加速度均方根的比值。为减少个体偶然因素的影响,对所有被试者的振动传递比按照相同的腰部支撑量进行统计分析。统计方式分为两种:第一种对每组实验第 1 次采集的数据进行统计,振动传递比的统计时长为 8 s,肌电信号 RMS 的统计时长为 7 s;第二种是对每组实验 11 次采集的数据进行统计,振动传递比和肌电信号 RMS 的统计时长为 30 min。

2 结果与分析

2.1 加速度信号和肌电信号处理结果

图 3 是某一被试者在腰部支撑参数为 d_3 (即 40 mm) 时腰部的加速度信号。图 3a 是采集到的原始加速度信号;图 3b 是从原始信号中截取中间 8 s 长度的加速度信号,去除开头和结尾不稳定的信号;图 3c 是去除均方根后的加速度信号,使得加速度信号均方根为零。

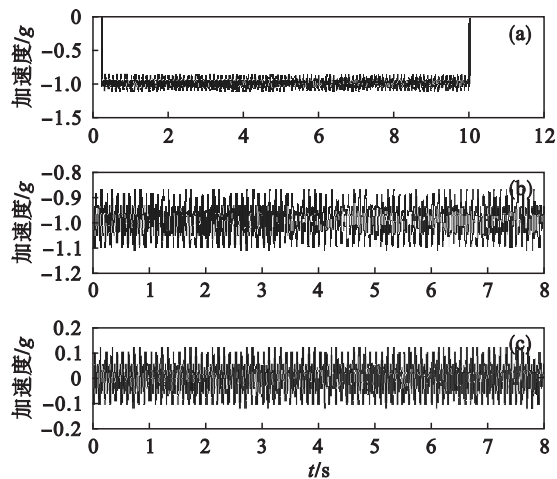


图 3 加速度信号
Fig. 3 Acceleration signals
(a)—原始信号; (b)—截取定长度信号;
(c)—去均值后信号。

图 4 是同一被试者在腰部支撑参数为 d_3 时腰部肌肉的肌电信号。图 4a 是采集到的原始肌电信号;图 4b 是从原始信号中截取中间 8 s 长度的肌电信号,去除开头和结尾不稳定的信号;图 4c 是滤波后的肌电信号,去除零点漂移和其他干扰。

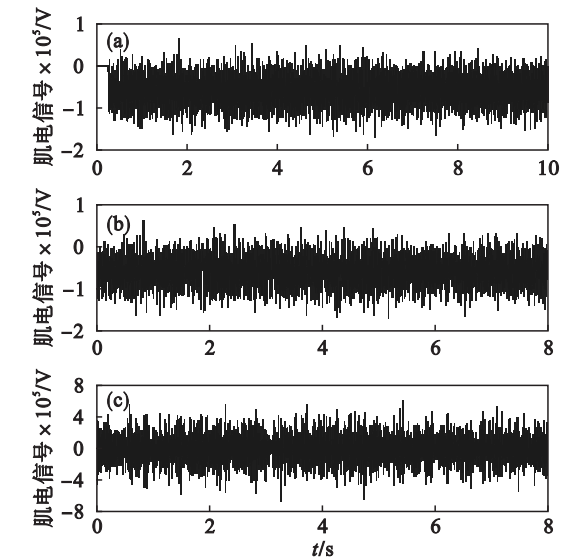


图 4 肌电信号
Fig. 4 EMG signals
(a)—原始信号; (b)—截取定长度信号;
(c)—滤波后信号。

2.2 某一被试者腰部振动传递比和肌电信号 RMS

图 5 所示为某一被试者在实验开始时第 1 次采集计算的腰部振动传递比(经过数据处理后信号时长为 8 s,按照 1 s 的步长计算一次振动传递比)。图 5 显示,不同支撑参数时的振动传递比是不同的。虽然振动传递比曲线在支撑参数为 d_2 和 d_3 时比较稳定,能够直接区别出不同支撑参数时振动传递比的大小,但是在腰部支撑参数为 d_1 时振动传递比曲线有较大波动,不能直接比较大小。

为了减少偶然因素(如被试者实验过程中身体移动等导致的数据不稳定等)对振动传递比的影响,除了增加被试者的数量外,还增加对每位被试者数据采集的次数。根据某一被试者采集的 11 次数据计算的振动传递比如图 6 所示。从图中可以发现,虽然振动传递比曲线有几处波动,但从整体上可以看出,不同支撑参数时振动传递比曲线在竖坐标轴上处于不同的位置。在支撑参数为 d_2 时振动传递比最小,其他两种支撑参数时的振动传递比较大,说明不同的腰部支撑条件对腰部的振动特性是有影响的。为了进一步确定不同支撑参数对振动传递比的影响,对数据进行统计分析。

图 7a 所示为上述同一被试者在三种支撑参

数时第1次采集计算的腰部肌电信号 RMS,发现其与振动传递比相似,在支撑参数为 d_2 时肌电信号的 RMS 最小,其他两种支撑参数时肌电信号的 RMS 较大.图 7b 所示为根据上述同一被试者采集的 11 次肌电信号计算的 RMS.图 7b 中肌电信号曲线有波动,不能直接区分出不同支撑参数时腰部肌肉的响应.这种结果可能是被试者没有遵守实验要求,如身体有移动、肌肉有不自主的收缩等,引起肌电信号有较大的变化.为减少这种个体因素对实验结果的影响,剔除变化较大的数据.

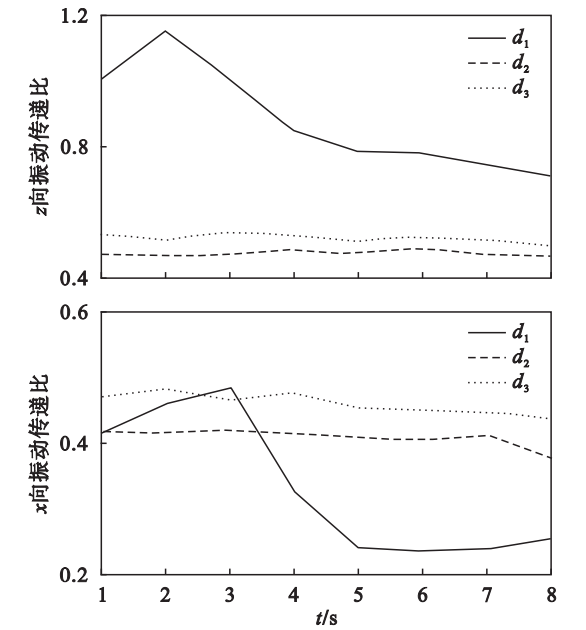


图5 根据第1次采集的 EMG 计算的振动传递比
Fig. 5 Vibration transmissibility calculated according to the EMG collected at the first time

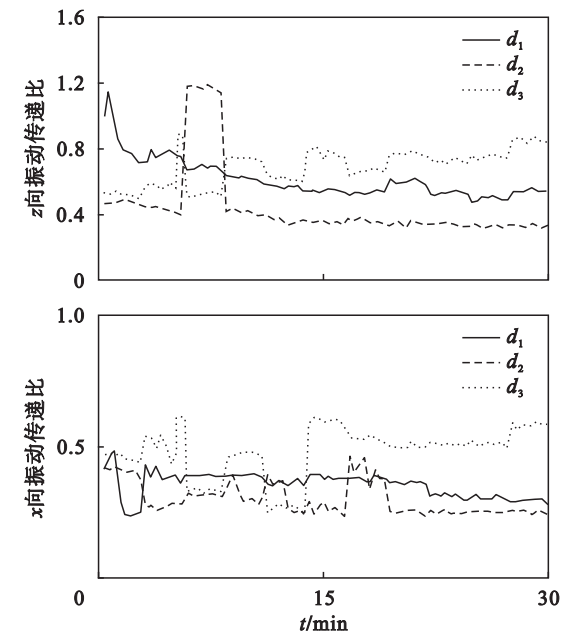


图6 根据11次采集的 EMG 计算的振动传递比
Fig. 6 Vibration transmissibility calculated according to the EMG collected eleven times

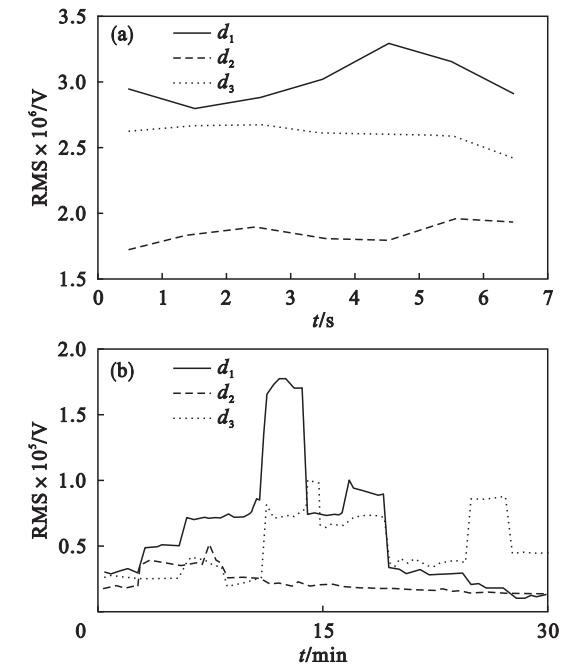


图7 肌电信号的 RMS
Fig. 7 RMS of collected EMG
(a)—第1次采集计算; (b)—11次采集计算.

2.3 统计分析

图8是统计所有被试者在三种支撑条件下不同方向腰部的振动传递比.可以发现,两个方向上统计 30 min 的振动传递比都随着支撑量的增加先减小后增大,在支撑量为 20 mm(d_2)时振动传递比最小.这可能由于在适当支撑的时候,乘坐比较舒适,从而腰部肌肉比较放松(如图9所示,支撑参数为 d_2 时,肌肉收缩强度较小),人体刚度小,所以传递的振动较小.

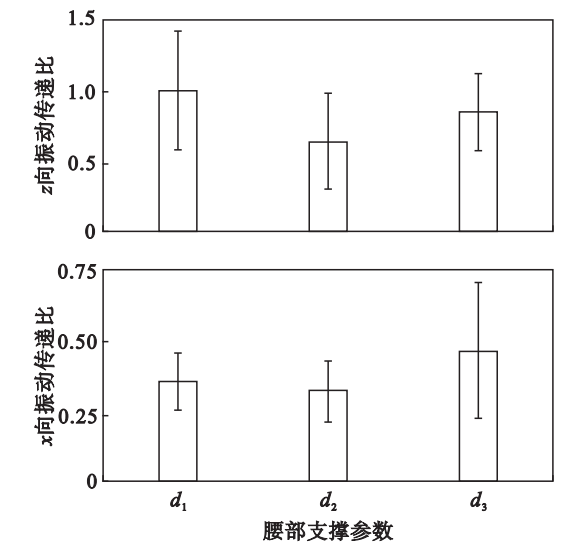


图8 不同支撑参数时振动传递比的统计
Fig. 8 Statistics of vibration transmissibility for different support parameters

在 z 方向,如果以支撑参数 d_1 时的振动传递比为参考标准,即 100%,则支撑参数 d_2 时的振动传递比为 64%,支撑参数 d_3 时的振动传递比为 85% . 在 x 方向,如果以支撑参数 d_1 时的振动传递比为参考标准,即 100%,则支撑参数 d_2 时的振动传递比为 91%,支撑参数 d_3 时的振动传递比为 132% . 说明适量的腰部支撑能够衰减从振动台传递到人体腰部的振动.

图 9 是统计所有被试者在三种支撑条件下腰部肌电信号的 RMS,发现其随着支撑量增加的变化趋势与振动传递比的变化趋势一致,都是先减小后增大,在支撑量为 20 mm(d_2)时最小. 如果以支撑参数 d_1 时的肌电信号 RMS 为参考标准,即 100%,则支撑参数 d_2 时的肌电信号 RMS 是 56%,支撑参数 d_3 时的肌电信号 RMS 是 196% . 说明人体腰部肌肉在不同支撑条件下的响应是不同的,存在适量的腰部支撑能使腰部肌肉的响应最小.

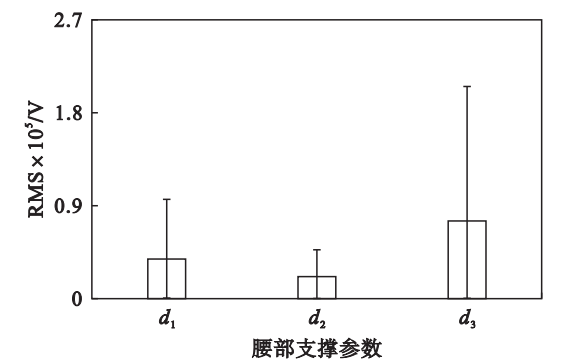


图 9 不同支撑参数时肌电信号的 RMS 统计
Fig. 9 Statistics of EMG RMS for different support parameters

3 结 论

- 1) 随着腰部支撑量的增加,人体腰部的振动传递比先减小后增大,在支撑参数为 d_2 时,振动传递比最小. 分析得出适量的腰部支撑能够衰减从座椅传递到人体腰部的振动.
- 2) 在相同的振动条件下,肌电信号 RMS 与振动传递比随着腰部支撑量的增加有相同的变化

趋势. 说明人体腰部肌肉在不同支撑条件下的振动响应是不同的,存在适量的腰部支撑能使腰部肌肉的响应最小.

参考文献:

[1] 李睿,郭立新. 车辆人-座椅系统主要参数对舒适度敏感性分析[J]. 汽车工程,2015,37(1):83-87,106.
(Li Rui, Guo Li-xin. Sensitivity analysis of ride comfort to the main parameters of the occupant seat system of a vehicle [J]. *Automotive Engineering*, 2015, 37(1): 83-87, 106.)

[2] 肖志, Jac Wismans, 蒋小晴, 等. 移动式安全座椅的乘员保护性能的研究[J]. 汽车工程, 2011, 33(7): 603-607.
(Xiao Zhi, Jac Wismans, Jiang Xiao-qing, et al. A study on the occupant protection performance of moving safety seats [J]. *Automotive Engineering*, 2011, 33(7): 603-607.)

[3] Boshuizen H, Hulshof T J. Effect of whole body vibration on low back pain[J]. *Spine*, 1999, 24: 2506-2515.

[4] Nevin R, Means G. Pain & discomfort in deployed helicopter aviators wearing body armor [J]. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 2009, 80(9): 807-810.

[5] 余志生. 汽车理论[M]. 北京: 机械工业出版社, 2012.
(Yu Zhi-sheng. *Automobile theory* [M]. Beijing: China Machine Press, 2012.)

[6] Smith S D, Kazarian L E. The effects of acceleration on the mechanical impedance response of a primate model exposed to sinusoidal vibration [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 1994, 22(1): 78-87.

[7] Tsuboi T, Satou T, Egawa K, et al. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction [J]. *European Journal of Applied Physiology*, 1994, 69: 361-366.

[8] Merletti R, Conte L R L. Surface EMG signal processing during isometric contractions [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1997, 7(4): 241-250.

[9] Pattichis C S, Elia A G. Autoregressive and cepstral analyses of motor unit action potentials[J]. *Medical Engineering & Physics*, 1999, 21: 405-419.

[10] Coorevits P, Danneels L, Cambier D, et al. Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008, 18: 997-1005.

[11] Knaflitz M, Bonato P. Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1999, 9: 337-350.