

基于表面肌电相位同步分析的跌倒辨识研究

杜育乘¹, 张婷婷², 王晓云²

1. 杭州电子科技大学智能控制与机器人研究所, 浙江 杭州 310018; 2. 广东省工伤康复中心, 广东 广州 510000

【摘要】人体有意识的活动是由大脑皮层和运动神经肌肉组织两大体系内部及相互之间信息的同步化震荡实现的, 本文通过分析各通道肌电信号相位同步性来区别有意识的日常活动和无意识的跌倒。实验肌电数据从5名健康受试者身上采集, 在5名受试者完成4个不同动作(走路、跌倒、坐下、坐下站起)时, 采集其胫骨前肌、腓肠肌、股直肌、半腱肌4路肌电信号。运用希尔伯特相位同步分析方法, 计算相位同步指数。先用原始肌电信号对不同动作下各肌肉组间的同步性情况进行比较分析; 再将肌电信号进行小波包分解, 研究不同频段下肌肉间肌电信号同步性情况。实验表明, 摔倒动作中胫骨前肌和股直肌以及股直肌和半腱肌肌电信号间的同步性情况与其他有意识动作中的情况有着明显差异。利用这一特征, 用普通的fisher线性分类器对日常活动动作与跌倒进行判别, 用全频段信号和所选频段信号对跌倒的识别率分别达到85.5%和91.0%, 表明肌肉间相位同步性情况可以反映肌肉间的协同工作情况, 可用于跌倒辨识。

【关键词】希尔伯特相位同步; 相位同步指数; 肌电信号; 肌肉; 跌倒

【中图分类号】TP29

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)03-0313-10

Fall recognition based on surface electromyography phase synchronization analysis

DU Yucheng¹, ZHANG Tingting², WANG Xiaoyun²

1. Institute of Intelligent Control and Robotics, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou 310018, China; 2. Guangdong Provincial Work Injury Rehabilitation Center, Guangzhou 510000, China

Abstract: The conscious activities of the human body are achieved by the internal and mutual synchronized oscillations of cerebral cortex and muscular tissue. Herein we aim to recognize unconscious fall from conscious daily activities by analyzing the phase synchronization of collected electromyography (EMG) signals. The EMG signals from tibialis anterior muscle, gastrocnemius muscle, rectus femoris and semitendinosus are all collected from 5 healthy participants when they do four different motions (walk, fall, sit down, sit down and stand up). Hilbert phase synchronization analysis is applied to calculate phase synchronization indexes, and the original surface EMG signals are used for comparing and analyzing the phase synchronization between muscles when participants do different motions. Subsequently, we apply wavelet packet decomposition to electromyography for studying the surface EMG signal phase synchronization in different frequency bands. The test results reveal that when participants fall, the phase synchronization between tibialis anterior muscle and rectus femoris and that between rectus femoris and semitendinosus are significantly different from the phase synchronization of other conscious motions, which indicates that we can use fisher linear classifier to recognize fall from other conscious motions by the phase synchronization of muscles. The fall recognition rates reach 85.5% and 91.0% when using full-band signals and the signals from chosen frequency band. In conclusion, the phase synchronization index reflects the situation of cooperative work between muscles, which can be used in fall recognition.

Keywords: Hilbert phase synchronization; phase synchronization index; electromyography signals; muscles; fall

【收稿日期】2017-11-18

【基金项目】国家自然科学基金(61671197); 浙江省自然科学基金(LY17F030021)

【作者简介】杜育乘, 硕士研究生, 研究方向: 脑肌电耦合分析, E-mail: 327019804@qq.com

前言

21世纪被称为“银发世纪”, 老龄化正成为一种全球性的发展趋势, 老年人由于其组织结构、生理代谢功能等一系列变化, 身体机能开始衰退, 应变能力降低, 从而引发的意外跌倒事故也越来越多。因此, 如何提高老年人活动时的跌倒预警和及时防护, 成

为一个十分重要的医疗和社会问题。跌倒预警的其中一种方案是运用视觉及加速度传感器、陀螺仪等多种传感器,观察位移以及角度等的变化来辨识人体跌倒。然而,由于传感器机械的原因,这种利用运动信息相关物理量的方法对运动意图的识别具有滞后性。提供的跌倒预警时间不足以让相关装置发挥作用达到保护的目的,降低跌倒的伤害,本质上只能在跌倒发生后起到报警求助的作用。因而,我们亟待寻找一种能提供较大跌倒预警时间且识别率高的方法。

正常的日常活动动作属于具有自主意识支配下的肢体运动,而跌倒则是无意识的动作,因而跌倒辨识也可归结为运动意图识别问题。理论上,从生物电信号提取肢体的运动意图理论上具有前瞻性、实时性,是理想的信号源。因而,利用表面肌电信号的方法逐渐引起了人们的重视。表面肌电信号是从人体骨骼肌表面通过表面肌电拾取电极记录下来、与神经肌肉活动相关的生物电信号,是中枢神经系统支配肌肉活动时伴随的生物电效应,它与肌肉的活动状态和功能状态之间存在着不同程度的关联性,不仅能够反映神经肌肉系统的控制特性,还能实时反映支配关节与肢体的骨骼肌运动信息。不同的肢体动作具有不同的肌肉收缩模式,肌电信号特征也将有所差异,通过对这些特征的分析就可以区分肢体的不同动作模式^[1-3]。但是,现有动作意图识别方法还没有达到考虑生物电信号的产生机理及内在联系的研究程度,而是简单地提取生物电信号的统计特性,然后通过模式分类器对运动意图做出判定,其识别率遇到了瓶颈。因而,我们亟需从人体运动控制的生理机制出发,寻找一种新的动作模式识别方法以突破这一瓶颈。根据人体运动控制理论,大脑皮层通过脊髓和周围神经控制肌肉组织的运动,使得肢体可以完成一定的运动功能,而肢体的运动又可以通过传入神经影响着大脑皮层的活动。这种大脑皮层各分区与运动神经肌肉组织两大体系内部及相互间的信息交互是通过信息的同步化振荡实现的,它们之间相互作用构成了皮层肌肉功能耦合关系。在人体有意识的肢体动作过程中,大脑运动皮层发出的指令沿着运动传导通路下行传导到支配肢体的神经和肌肉,控制各组肌肉协同工作完成目标动作^[4]。而跌倒作为一个无意识的突发动作,并不是由大脑运动皮层发出指令来控制肢体完成的,跌倒时肌肉间协同工作的情况和有意识动作时的情况之间是否有区别?通过分析所拾取的各通道肌电信号之间的同步震荡关系,区别有意识的日常活动动作

及无自主意识的跌倒是一个可行的方案。

已有学者利用表面肌电信号之间的同步震荡关系研究肢体动作的协调性,如美国蒙大拿大学的 Boonstra 等^[5]研究人体站立时平衡及失衡时各通道肌电信号的同步性、相干性。又如 Marchis 等^[6]对于蹬踏动作中腿部协同肌肉间肌电相干性的情况做了研究。由于生物电信号之间的同步关系与幅度关系较小,主要取决于相位^[7]。因此,本文拟运用希尔伯特相位同步分析以及相位同步指数来分析4个动作(走路、跌倒、坐下、坐下站起)中各组肌肉间肌电信号的同步性情况。比较跌倒和其他有意识动作间肌电信号的同步性关系,实现跌倒与正常日常活动动作的区分。考虑到生物电信号之间同步震荡关系在不同的频段有不同的表现^[8],因而,本文拟用小波包分解的方法把生物电分解成不同的频段,再分析各通道肌电信号在特定频段的相位同步性用于动作意图分析。最后,从解剖生理学的角度分析相位同步性分析结果的可信性。

1 基本原理

1.1 相位同步指数

研究肌电信号间的相位同步是非线性方法的一种,此方法通过信号的相位关系来分析肌电信号的非线性关联,两个幅度无关的信号其相位仍然可能同步^[9]。

假设有两个相互作用的振荡系统 x 、 y , 系统输出振荡信号为 $x(t)$ 和 $y(t)$ 。定义 $\theta_x(t)$ 、 $\theta_y(t)$ 为在时间 t 时的瞬时相位,则 $\theta_x(t)$ 、 $\theta_y(t)$ 可被表示为:

$$\theta_x(t) = \omega_x t + \phi_x \quad (1)$$

$$\theta_y(t) = \omega_y t + \phi_y \quad (2)$$

其中, ϕ_x 、 ϕ_y 为 $t=0$ 时的初始相位,一般情况下, $\omega_x = \omega_y$ 。由此,相位差可被定义为:

$$\theta_{xy}(t) = \theta_x(t) - \theta_y(t) = \phi_x - \phi_y = \phi_{xy} \quad (3)$$

定量描述和比较相位连接或同步的指数主要有香农熵和相位同步因子^[10],实验采用相位同步因子 γ 作为度量指数,其定义为:

$$\gamma = \left| \left\langle e^{i\phi_{xy}(t)} \right\rangle_t \right| = \sqrt{\left\langle \cos \phi_{xy}(t) \right\rangle_t^2 + \left\langle \sin \phi_{xy}(t) \right\rangle_t^2} \quad (4)$$

其中, $\langle \rangle_t$ 为求时间平均。当 γ 取值为1时,表示两信号间有稳定的相位差,表现为相位同步;而当 γ 为0时,两信号间无任何相位同步。 γ 的值只对相位敏感,而对信号的幅度没有反映。

1.2 希尔伯特相位同步分析

希尔伯特变换与傅立叶变换之间有着紧密关

联,能够揭示由傅立叶变换得到的时域信息和频域信息间的等价互换关系。它的主要作用是将信号分解为独立的幅度和相位成分,通过希尔伯特变换可构造出原信号的解析信号,从而建立起该信号振幅与相位、实部与虚部之间的联系。希尔伯特变换与傅立叶变换的区别在于,傅立叶变换是信号在时域和频域之间的转换,而希尔伯特变换则是信号在同一个域内的变换。后续应用了希尔伯特变换提取相位信息,并计算相位同步指数^[11-13],从而比较各组肌肉肌电信号间的同步性关系。

对于任意实信号,总可以构造其相应的解析信号,一个连续时间信号 $x(t)$,它的希尔伯特变换定义:

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(t')}{t-t'} dt' = x(t) * \frac{1}{\pi t} \quad (5)$$

其解析信号 $Z_x(t)$ 可被定义为:

$$Z_x(t) = x(t) + i\tilde{x}(t) = A_x(t)e^{i\varphi_x(t)} \quad (6)$$

其中, $A_x(t)$ 是信号的幅度, $\varphi_x(t)$ 是信号的相位信息。根据上式我们可以提取出信号的振幅 $A_x(t)$ 和相位 $\varphi_x(t)$ 信息。同理,由 $y(t)$ 可以相应地得到 $A_y(t)$ 和相位 $\varphi_y(t)$ 。则由式(3)可得,两个解析信号的相位差为:

$$\varphi_{xy}(t) \equiv \varphi_x(t) - \varphi_y(t) \quad (7)$$

然后可根据式(4)计算出相位同步因子。

2 实验对象及方法

2.1 实验对象

实验对象为在校大学生共5例,男3例,女2例,平均年龄(22±1)岁;男性身高(1.72±0.05) m,女性身高(1.65±0.03) m。在被告知并了解实验目的和实验内容,实验对象签署知情同意后参与本实验。所有被试者均无遗传病史,无药物、酒精滥用史,四肢健全且右利手。

2.2 实验方法

实验隔天进行,每天进行1轮实验,共进行10轮,每轮实验要求随机抽检到的学生进行走路、坐下、坐下站起、跌倒4组动作。实验时,要求受试者身体状况良好,24 h内未作剧烈运动,以排除非实验要求的肌肉疲劳影响。

将肌电电极安放在被试者腿部相关肌肉组表面,将实验者用黑布蒙上双眼,静坐放松,首先进行坐、坐下站起两个动作。受试者对每个动作进行10次的重复实验,每次做完动作休息30 s后进行下一次动作,完成10次动作之后进入下一组动作。当一名

受试者完成全部2组动作的实验后换下一名受试者继续进行实验,全部肌电数据建档存入实验数据库。

完成上述两个动作的数据采集之后,让受试者转移到海绵垫上,进行行走及跌倒实验。受试者继续处于黑布蒙眼状态,心情放松。让受试者在海绵垫上行走,随机地设置细线障碍,让受试者绊倒。完成一次动作实验休息60 s,确认受试者心情放松再继续进行行走、跌倒实验。受试者完成全部10次动作后换下一名受试者继续进行实验。同样将肌电数据建档存入实验数据库。

各项实验,特别是跌倒实验须让受试者处于自然放松状态,若受试者因紧张动作不自然,可以立即暂停并且重复练习直至受试者觉得动作自然。

2.3 数据采集以及预处理

本实验使用美国Noraxon公司的新型便携式MyoTrace400肌电信号采集仪及配套软件MyoResearch-X,该采集仪可以同时采集4路表面肌电信号,并可以通过蓝牙接口实时采集到计算机,配合MyoResearch XP Master Edition软件。设备为肌电信号的采集、处理、特征提取提供了测试和分析的手段。

实验通过上述设备采集腿部胫骨前肌、腓肠肌、股直肌、半腱肌这4路肌电信号。在电极安放前,皮肤表面已经清洗干净并经过酒精清理,采样频率为1 004 Hz,具体采样位置如图1所示,为了表示方便,给胫骨前肌、腓肠肌、股直肌、半腱肌这4块肌肉分别缩写为TIB、GAS、REC、SEM。由于肌电信号很微弱,容易受到噪声和工频干扰,实验采集的肌电数据利用Neuroscan设备进行了工频干扰、基线漂移、溢出去除。由于处理肌电数据的频率范围为0~500 Hz,对肌电数据进行带通滤波并进行小波软阈值降噪处理,为分析做准备。其中跌倒动作中4块肌肉的肌电信号情况如图2所示。

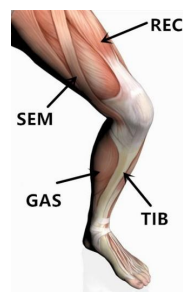


图1 肌电采集位置

Fig.1 Positions for electromyography (EMG) signal acquisition

REC: Rectus femoris; SEM: Semitendinosus; GAS: Gastrocnemius muscle; TIB: Tibialis anterior muscle

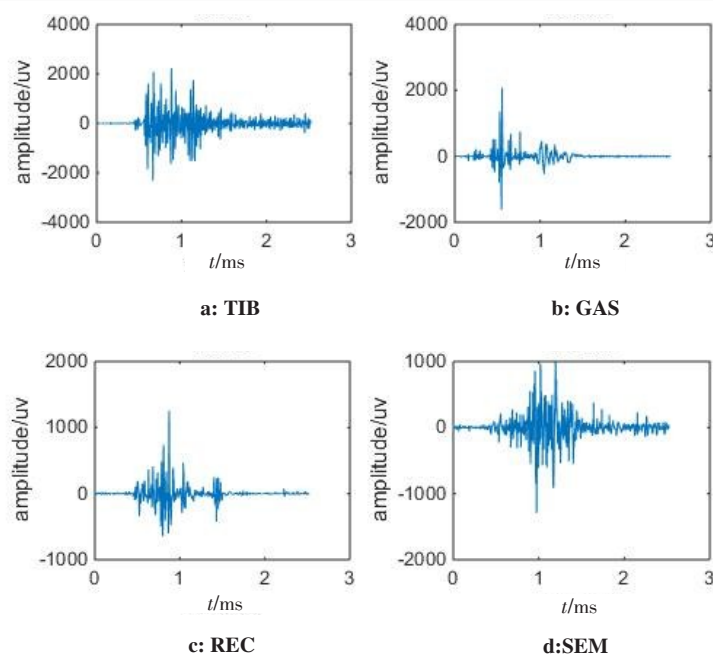


图2 跌倒动作中4块肌肉的表面肌电信号

Fig.2 Surface EMG of four kinds of muscles during falling

3 实验结果

针对动作跌倒、行走、坐、站,从肌电数据库中随

机抽取10组数据,计算肌肉组两两之间的全频段同步指数,如表1~4所示。

表1 10次跌倒动作中各组肌肉间两两同步性情况
Tab.1 Phase synchronization indexes of falling in ten tests

	TIB&GAS	TIB&REC	TIB&SEM	GAS&REC	GAS&SEM	REC&SEM
Fall1	0.027 9	0.007 0	0.068 8	0.068 9	0.040 5	0.062 7
Fall2	0.017 0	0.068 3	0.148 7	0.060 7	0.124 8	0.024 5
Fall3	0.024 4	0.057 2	0.084 8	0.080 0	0.115 7	0.024 6
Fall4	0.014 7	0.049 6	0.044 1	0.090 9	0.063 8	0.096 6
Fall5	0.090 0	0.062 9	0.162 7	0.063 7	0.024 3	0.070 6
Fall6	0.004 6	0.046 6	0.068 0	0.063 7	0.094 9	0.082 7
Fall7	0.095 8	0.033 2	0.045 4	0.076 9	0.081 2	0.033 7
Fall8	0.015 4	0.023 2	0.050 0	0.081 9	0.035 1	0.020 2
Fall9	0.014 3	0.013 7	0.042 7	0.039 9	0.065 6	0.061 9
Fall10	0.012 8	0.007 5	0.054 4	0.058 4	0.028 7	0.064 6
Mean±SD	0.031 7±0.001 0	0.036 9±0.000 5	0.077 0±0.005 9	0.068 5±0.001 7	0.067 5±0.000 2	0.054 2±0.000 6

经对数据的观察分析可以发现,在跌倒动作中,神经肌肉组织之间的同步指数都较小。而行走、坐、坐下站起神经肌肉间的同步指数相对较高,尤其是肌肉组 TIB&REC 和 REC&SEM 两组肌肉间的同步性指数更为明显,如图3所示。

考虑到肢体动作是在大脑的控制下完成的,大

脑对神经肌肉的控制通过生物电的同步化振荡来实现。而脑电信号由 δ 、 θ 、 α 、 β 、 γ 不同的频段构成,有研究表明脑电的同步性主要体现在 β 频段。而在脑肌电相干性的分析中相干频度主要集中在 β 、 γ 段^[14-17]。另一方面,有研究表明,表面肌电信号中信号的有用能量在0~500 Hz内。有效能量主要集中

表2 10次走路动作中各组肌肉间两两同步性情况

Tab.2 Phase synchronization indexes of walking in ten tests

	TIB&GAS	TIB&REC	TIB&SEM	GAS&REC	GAS&SEM	REC&SEM
Walking1	0.115 4	0.191 7	0.202 3	0.016 9	0.059 9	0.321 6
Walking2	0.138 1	0.207 0	0.188 6	0.119 5	0.130 7	0.425 4
Walking3	0.154 0	0.153 7	0.162 3	0.090 4	0.106 8	0.322 5
Walking4	0.102 4	0.098 6	0.077 9	0.083 6	0.051 3	0.276 7
Walking5	0.080 1	0.175 1	0.104 4	0.050 6	0.013 0	0.346 2
Walking6	0.053 5	0.121 2	0.121 5	0.044 2	0.062 7	0.235 9
Walking7	0.124 2	0.069 1	0.015 1	0.007 8	0.038 1	0.139 4
Walking8	0.083 6	0.080 0	0.016 4	0.079 6	0.054 2	0.212 7
Walking9	0.084 6	0.053 6	0.021 4	0.060 4	0.060 1	0.252 6
Walking10	0.145 9	0.201 5	0.108 5	0.057 1	0.019 2	0.122 5
Mean±SD	0.108 2±0.001 0	0.135 2±0.003 0	0.101 8±0.004 0	0.061 0±0.001 0	0.059 6±0.001 1	0.265 6±0.007 9

表3 10次坐下动作中各组肌肉两两同步性情况

Tab.3 Phase synchronization indexes of sitting down in ten tests

	TIB&GAS	TIB&REC	TIB&SEM	GAS&REC	GAS&SEM	REC&SEM
Sit1	0.130 1	0.160 2	0.064 2	0.092 2	0.200 6	0.133 5
Sit2	0.131 7	0.175 5	0.071 8	0.119 6	0.112 7	0.142 3
Sit3	0.176 6	0.224 7	0.025 6	0.225 7	0.122 5	0.169 7
Sit4	0.241 2	0.233 0	0.183 2	0.054 6	0.213 0	0.202 9
Sit5	0.215 4	0.162 6	0.145 7	0.113 4	0.093 6	0.151 4
Sit6	0.402 6	0.204 7	0.258 9	0.011 6	0.267 4	0.208 5
Sit7	0.383 0	0.169 7	0.175 0	0.015 1	0.203 9	0.164 9
Sit8	0.451 0	0.178 6	0.263 6	0.100 8	0.148 9	0.197 2
Sit9	0.255 1	0.367 0	0.203 6	0.057 7	0.222 9	0.231 8
Sit10	0.382 4	0.278 8	0.151 0	0.085 5	0.199 7	0.118 2
Mean±SD	0.276 9±0.012 7	0.215 5±0.003 8	0.154 7±0.005 8	0.087 6±0.003 4	0.178 5±0.002 8	0.172 0±0.001 2

在50~150 Hz^[18-20],所以分析该段信号的同步性是有意义的。因此论文分别对肌电信号在 β 、 γ 段及肌电信号能量集中段的相位同步性进行分析。肌电信号的分频采用小波包分解方法。

肌电信号的采样频率为1 004 Hz,经由小波包分解得到3个目标频带(15.7~31.4 Hz, 31.4~62.8 Hz, 62.8~125.5 Hz),分别对应 β 段、 γ 段以及能量集中段。

通过观察表5~表8,发现在第一个频段内,跌倒动作和日常活动动作的同步性没有表现出明显区分性;而在第二和第三个频段内,跌倒动作中两组肌肉间的相位同步指数明显低于其他日常活动动作。其

中,对应于 γ 波段的频段(31.4~62.8 Hz)中相同同步性区别最为明显,如图4和图5所示。

对比TIB&REC和REC&SEM两组肌肉间同步性情况的差异,判断跌倒动作和日常活动动作中,REC&SEM肌肉间同步性指数更适合作为分类特征。

为了简单检测能否通过相位同步性指数来区分跌倒动作和其他动作。我们选择了1男1女新的两个受试者进行了第二轮采集实验。

实验步骤和第一轮实验一致,采集了4个动作下4块肌肉的表面肌电信号作为实验数据。实验选用了fisher线性分类器来对样本进行分类,观察分类的

表4 10次坐下站起动作中各组肌肉两两间同步性情况
Tab.4 Phase synchronization indexes of sitting down and standing up in ten tests

	TIB&GAS	TIB&REC	TIB&SEM	GAS&REC	GAS&SEM	REC&SEM
Sit&Stand1	0.207 1	0.243 1	0.174 5	0.027 1	0.232 0	0.215 1
Sit&Stand2	0.070 9	0.117 3	0.109 8	0.047 0	0.231 1	0.131 3
Sit&Stand3	0.175 4	0.160 8	0.057 2	0.081 7	0.154 7	0.151 2
Sit&Stand4	0.293 7	0.156 0	0.168 5	0.127 0	0.217 3	0.090 2
Sit&Stand5	0.213 3	0.187 5	0.208 4	0.091 7	0.124 5	0.168 3
Sit&Stand6	0.308 4	0.188 4	0.115 8	0.086 7	0.175 3	0.149 8
Sit&Stand7	0.321 6	0.151 1	0.007 8	0.121 5	0.081 7	0.131 1
Sit&Stand8	0.300 7	0.171 4	0.225 4	0.128 4	0.156 2	0.083 5
Sit&Stand9	0.184 6	0.265 4	0.163 1	0.067 7	0.133 0	0.231 6
Sit&Stand10	0.230 3	0.295 5	0.160 4	0.032 5	0.236 0	0.208 7
Mean±SD	0.230 6±0.005 5	0.193 7±0.002 9	0.139 1±0.004 0	0.081 1±0.001 3	0.174 2±0.002 6	0.156 1±0.002 3

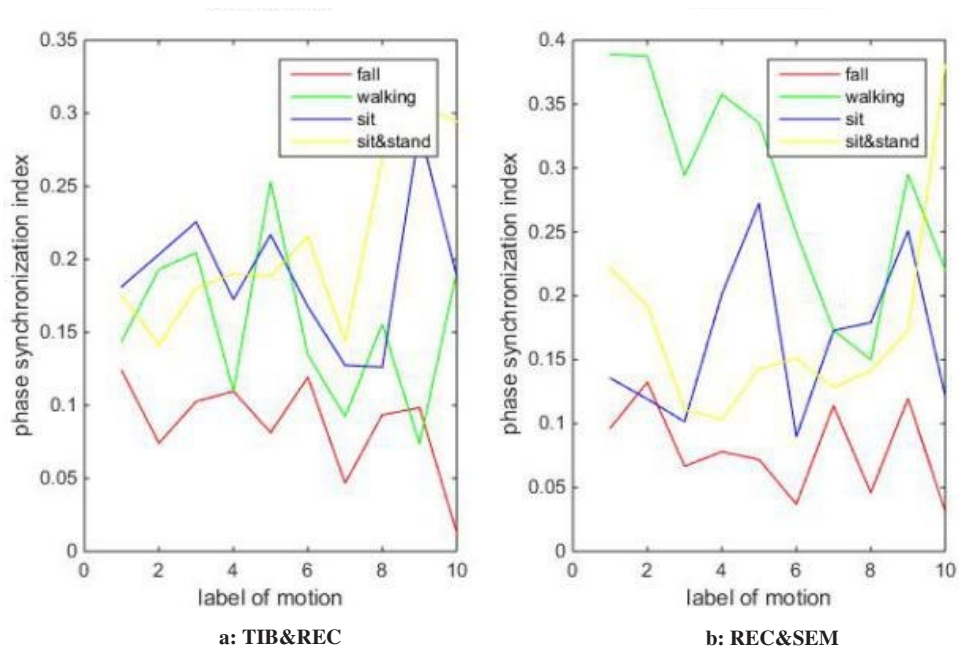


图3 4种动作下 TIB&REC 和 REC&SEM 两组肌肉的同步性情况
Fig.3 Phase synchronization indexes of TIB&REC and REC&SEM in 4 motions

结果。结果显示,采用 γ 对应频段31.4~62.8 Hz中 REC&SEM 两块肌肉间相位同步性情况作为特征进行分类能够达到最好的分类效果。通过信号整体的相位同步性来区分跌倒动作时,分类准确率为85.5%;而选取 γ 对应频段31.4~62.8 Hz频段内信号的相位同步性来进行区分时,分类准确率为91.0%,准确度有所提高,分类的结果也印证了之前的结论。

4 讨论

通过分析表面肌电信号能够准确得知肌肉的状

态信息。通过希尔伯特相位同步方法,选用相位同步指数作为同步性情况的度量标准,不考虑幅度特性,仅仅研究相位同步情况。通过表1~表4的数据可以看出,在完成跌倒动作中,TIB&REC 和 REC&SEM 这两组肌肉间的同步性情况要明显低于完成其他3组动作时的同步性情况。基于此,推测人体在完成其他3个动作时,需要这两组肌肉在大脑的控制下有良好的协同工作情况。而由于跌倒是一个无意识的突发情况,所以两组肌肉在失去了有意识的控制之后,相互间协同性减弱,导致肌电信号的同步性表现

表5 3个频段中跌倒动作肌肉间同步性情况

Tab.5 Phase synchronization indexes of falling in three frequency bands

	15.7-31.4 Hz		31.4-62.8 Hz		62.8-125.5 Hz	
	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM
Fall1	0.101 1	0.144 1	0.054 3	0.120 7	0.123 8	0.096 4
Fall2	0.157 9	0.099 3	0.043 2	0.104 1	0.074 1	0.132 4
Fall3	0.054 5	0.028 4	0.128 5	0.111 3	0.102 6	0.066 7
Fall4	0.069 1	0.129 6	0.119 9	0.121 3	0.109 7	0.078 0
Fall5	0.154 8	0.055 3	0.021 0	0.119 8	0.081 4	0.071 9
Fall6	0.037 9	0.163 9	0.043 1	0.087 8	0.119 3	0.037 0
Fall7	0.034 1	0.082 1	0.081 9	0.101 6	0.046 7	0.114 1
Fall8	0.060 2	0.152 7	0.101 5	0.097 0	0.093 5	0.046 0
Fall9	0.143 5	0.096 8	0.098 3	0.117 5	0.098 4	0.119 7
Fall10	0.150 6	0.075 1	0.062 6	0.103 8	0.012 8	0.031 2

表6 3个频段中走路动作肌肉间同步性情况

Tab.6 Phase synchronization indexes of walking in three frequency bands

	15.7-31.4 Hz		31.4-62.8 Hz		62.8-125.5 Hz	
	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM
Walking1	0.121 3	0.135 8	0.277 0	0.406 1	0.143 8	0.389 1
Walking2	0.035 7	0.106 8	0.240 7	0.418 2	0.193 2	0.387 4
Walking3	0.059 7	0.125 0	0.194 5	0.322 5	0.204 4	0.294 2
Walking4	0.050 6	0.181 7	0.161 3	0.328 5	0.109 8	0.357 7
Walking5	0.097 3	0.482 3	0.187 0	0.221 0	0.253 2	0.335 3
Walking6	0.055 7	0.035 1	0.109 4	0.249 0	0.134 4	0.249 3
Walking7	0.036 1	0.117 0	0.102 3	0.194 6	0.092 3	0.173 2
Walking8	0.089 7	0.095 3	0.106 4	0.284 4	0.155 5	0.149 9
Walking9	0.065 4	0.012 1	0.163 5	0.300 5	0.073 6	0.295 4
Walking10	0.123 8	0.126 0	0.242 3	0.229 5	0.191 1	0.220 7

表7 3个频段中坐下动作肌肉间同步性情况

Tab.7 Phase synchronization indexes of sitting down in three frequency bands

	15.7-31.4 Hz		31.4-62.8 Hz		62.8-125.5 Hz	
	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM
Sit1	0.202 2	0.109 5	0.121 5	0.165 0	0.181 3	0.135 6
Sit2	0.047 2	0.065 7	0.307 0	0.147 8	0.203 3	0.119 2
Sit3	0.125 3	0.059 4	0.283 9	0.170 3	0.225 6	0.101 5
Sit4	0.193 2	0.115 8	0.209 8	0.157 0	0.172 4	0.201 3
Sit5	0.138 6	0.276 6	0.138 4	0.165 5	0.216 8	0.272 6
Sit6	0.078 3	0.114 5	0.186 4	0.242 8	0.167 6	0.089 7
Sit7	0.335 8	0.097 6	0.180 3	0.139 4	0.127 5	0.172 8
Sit8	0.153 2	0.071 5	0.219 1	0.146 4	0.126 2	0.179 1
Sit9	0.047 1	0.040 3	0.267 8	0.287 4	0.289 4	0.251 0
Sit10	0.387 4	0.365 0	0.259 2	0.119 8	0.188 7	0.121 6

表8 3个频段中坐下站起动作肌肉间同步性情况

Tab.8 Phase synchronization indexes of sitting down and standing up in three frequency bands

	15.7-31.4 Hz		31.4-62.8 Hz		62.8-125.5 Hz	
	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM	TIB&REC	REC&SEM
Sit&Stand1	0.084 7	0.041 3	0.137 0	0.148 4	0.175 4	0.222 0
Sit&Stand2	0.205 6	0.227 1	0.181 5	0.189 5	0.141 5	0.192 1
Sit&Stand3	0.136 2	0.175 0	0.146 5	0.201 2	0.180 1	0.110 9
Sit&Stand4	0.288 8	0.332 5	0.207 6	0.178 1	0.189 9	0.103 5
Sit&Stand5	0.023 4	0.287 8	0.244 0	0.215 8	0.188 6	0.142 8
Sit&Stand6	0.139 3	0.333 2	0.270 6	0.231 4	0.215 3	0.150 8
Sit&Stand7	0.091 1	0.107 6	0.124 9	0.163 2	0.143 6	0.128 2
Sit&Stand8	0.208 7	0.048 7	0.287 7	0.149 9	0.268 2	0.141 4
Sit&Stand9	0.349 9	0.076 1	0.327 4	0.316 5	0.305 9	0.172 5
Sit&Stand10	0.171 4	0.110 7	0.312 6	0.332 3	0.294 3	0.380 5

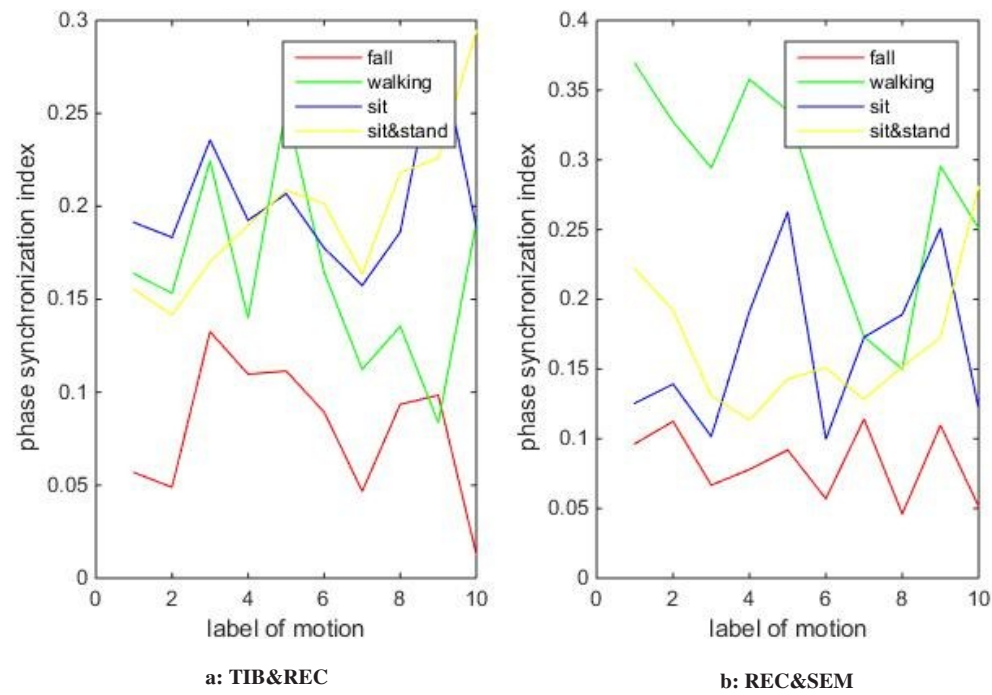


图4 4种动作下TIB&REC和REC&SEM两组肌肉的同步性情况(31.4~62.8 Hz)
Fig.4 Phase synchronization indexes of TIB&REC and REC&SEM in 4 motions (31.4~62.8 Hz)

出明显低于其他3组动作的情况。考虑到生物电信号之间同步震荡关系在不同的频段有不同的表现,为了使上述结论更加可靠,对采集的肌电信号进行小波包分解,提取出了3个目标频段(15.7~31.4 Hz, 31.4~62.8 Hz, 62.8~125.5 Hz),观察相应频段的同步性状况。观察表5~表8, TIB&REC 和 REC&SEM 两组肌肉信号在第二和第三目标频段中的同步性都明显高于全频段的同步性。而第二目标频段 31.4~62.8 Hz 中日常活动动作和跌倒动作中相位同步性的差异

最为显著,适合用于区分跌倒动作和日常活动动作,这与之前的结论一致。

根据解剖学原理,在完成走路、坐下和坐下站起这3组动作时,都需要完成屈膝这个动作。完成屈膝动作时,最关键的是股四头肌和半腱肌的协同工作。而在坐下和坐下站起这两个动作中,进行坐下的屈膝动作时胫骨前肌要进行发力支撑的作用;走路动作中,需要不断完成往前迈腿的动作。在这个动作中,屈膝的同时胫骨前肌也需要发力抬脚,配合

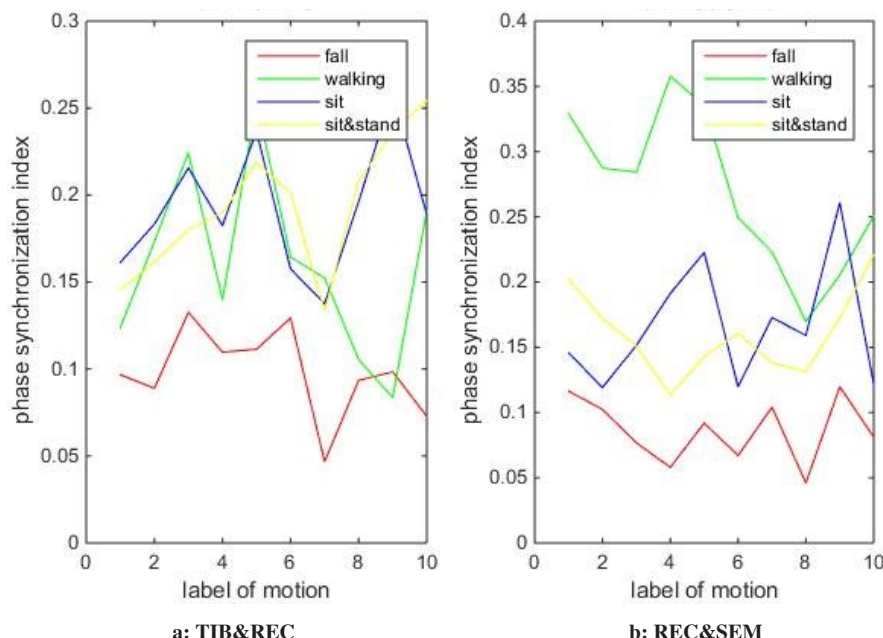


图5 4种动作下TIB&REC和REC&SEM两组肌肉的同步性情况(62.8~125.5 Hz)

Fig.5 Phase synchronization indexes of TIB&REC and REC&SEM in 4 motions (62.8~125.5 Hz)

股直肌的动作。肌肉间的相互配合协同工作的情况与同步性情况一致,与之前的推测一致。

5 结论

本研究运用希尔伯特相位同步分析和相位同步指数计算分析了4个不同动作中4组腿部肌肉(胫骨前肌、腓肠肌、股直肌、半腱肌)表面肌电信号两两间的同步性关系。为了保证可靠性,研究了信号的总体同步性之后,对肌电信号进行了小波包分解,研究不同目标频段下肌电信号的同步性情况。实验发现在跌倒动作中胫骨前肌和股直肌以及股直肌和半腱肌表面肌电信号之间的同步性情况要明显弱于其他3组有意识动作。可用这两组肌肉的同步性情况区分跌倒动作和日常活动动作,同时发现肌肉间的相位同步情况可以一定程度上反应肌肉间的协同工作关系。

致谢:感谢广东省工伤康复研究所的各位工作人员对本研究的支持和帮助。

【参考文献】

- [1] 张启忠, 席旭刚, 马玉良, 等. 基于表面肌电信号的手腕动作模式识别[J]. 中国生物医学工程学报, 2013, 32(3): 257-265.
ZHANG Q Z, XI X G, MA Y L, et al. Recognition of wrist action pattern based on sEMG signal[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2013, 32(3): 257-265.
- [2] KAISER J, WALKER F, LEIBERG S, et al. Cortical oscillatory activity during spatial echoic memory[J]. Eur J Neurosci, 2005, 21(2): 587-590.

- [3] REBSAMEN B, GUAN C, ZHANG H, et al. A brain controlled wheelchair to navigate in familiar environments [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2010, 18(6): 590-598.
- [4] BABILONI C, VECCHIO F, BARES M, et al. Functional coupling between anterior prefrontal cortex (BA10) and hand muscle contraction during intentional and imitative motor acts [J]. Neuroimage, 2008, 39(3): 1314-1323.
- [5] BOONSTRA T W, DANNADOSSANTOS A, XIE H B, et al. Muscle networks: connectivity analysis of EMG activity during postural control[J]. Sci Rep, 2015, 5(3): 17830.
- [6] MARCHIS C D, SEVERINI G, CASTRONOVO A M, et al. Intermuscular coherence contributions in synergistic muscles during pedaling[J]. Exp Brain Res, 2015, 233(6): 1907-1919.
- [7] ROJAS H, RAMOS M, BENAİM G, et al. Synchronous cortical oscillatory activity during motor action [J]. Curr Opin Neurobiol, 2003, 13(6): 678-684.
- [8] HENRY M J, HERRMANN B, OBLESER J. Entrained neural oscillations in multiple frequency bands comodulate behavior[J]. Proc Natl Acad Sci U S A, 2014, 111(41): 14935-14940.
- [9] KAMP D, KRAUSE V, BUTZ M, et al. Changes of cortico-muscular coherence: an early marker of healthy aging?[J]. Age, 2013, 35(1): 49-58.
- [10] RAMSEY N F, VAN DE HEUVEL M P, KHO K H, et al. Towards human BCI applications based on cognitive brain systems: an investigation of neural signals recorded from the dorsolateral prefrontal cortex[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2006, 14(2): 214-217.
- [11] NASEER N, HONG K S. Classification of functional near-infrared spectroscopy signals corresponding to the right-and left-wrist motor imagery for development of a brain-computer interface [J]. Neurosci Lett, 2013, 553(8): 84-89.
- [12] POWER S D, KUSHKI A, CHAU T. Intersession consistency of single-trial classification of the prefrontal response to mental arithmetic and the no-control state by NIRS[J]. PLoS One, 2012, 7(7): e37791.
- [13] SMIT D J, STAM C J, POSTHUMA D, et al. Heritability of "small-world" networks in the brain: a graph theoretical analysis of resting-

- state EEG functional connectivity[J]. Hum Brain Mapp, 2008, 29(12): 1368-1378.
- [14] LEHNERTZ K, BIALONSKI S, HORSTMANN M T, et al. Synchronization phenomena in human epileptic brain networks[J]. J Neurosci Meth, 2009, 183(1): 42-48.
- [15] MIMA T, HALLETT M. Electroencephalographic analysis of cortico-muscular coherence: reference effect, volume conduction and generator mechanism[J]. Clin Neurophysiol, 1999, 110(11): 1892-1899.
- [16] MOGHIMI S, KUSHKI A, POWER S, et al. Automatic detection of a prefrontal cortical response to emotionally rated music using multi-channel near-infrared spectroscopy [J]. J Neural Eng, 2012, 9(2): 026022.
- [17] WALDERT S, PREISSE H, DEMANDT E, et al. Hand movement direction decoded from MEG and EEG[J]. J Neurosci, 2008, 28(4): 1000-1008.
- [18] HOMAE F, WATANABE H, NAKANO T, et al. Prosodic processing in the developing brain[J]. J Neurosci Res, 2007, 59(1): 29-39.
- [19] HERRMANN M J, WALTER A, EHLIS A C, et al. Cerebral oxygenation changes in the prefrontal cortex: effects of age and gender [J]. Neurobiol Aging, 2006, 27(6): 888-894.
- [20] HINTERBERGER T, KÜBLER A, KAISER J, et al. A brain-computer interface (BCI) for the locked-in: comparison of different EEG classifications for the thought translation device [J]. Clin Neurophysiol, 2003, 114(3): 416-425.

(编辑:陈丽霞)