

基于表面肌电信号与近红外光谱技术联合解码的仿人假手控制系统*

姚鹏飞¹ 盛鑫军^{1,2} 郭伟超¹ 华 磊¹ 朱向阳¹

表面肌电信号(surface electromyography, sEMG),是肌肉收缩时复杂的表皮下肌肉电活动在皮肤表面处的时间和空间上综合的结果。sEMG信号广泛应用于人机接口(human computer interface, HCI)中,以帮助识别使用者的身体运动,并将其转换为控制命令发送给外部设备。现有很多研究者致力于将基于sEMG信号的手势动作识别用于人机接口,以帮助残疾人与康复设备进行交互^[1],如控制电动小车^[2]、康复机器人^[3]、轮椅^[4]、外骨骼^[5]、假肢等^[6]。然而,sEMG信号容易受到串扰^[7]、肌肉疲劳^[8]等因素的影响且空间分辨率较低。如肌肉疲劳时,sEMG的中值频率减小、均方根增大^[8],会影响sEMG人机接口长时服役的稳定性。因此,现阶段sEMG控制的仿人假肢手接受度还不高。

近红外光谱(near-infrared spectroscopy, NIRS)技术,是一种无损检测组织血氧浓度变化的方法。NIRS的基本原理是:人体组织对近红外光(650—1000nm)相对透明,吸收较弱而散射很强,且主要的吸收体是含氧血红蛋白、脱氧血红蛋白和水。用一定波长的近红外光照射组织,在光源一定的距离处检测被组织散射后的近红外光,通过一定的生理学模型,就可以计算出组织血氧浓度的变化^[9]。

NIRS技术广泛应用于大脑和肌肉活动的监测。然而将NIRS应用于肌肉活动的监测,较之大脑活动的监测,相关研究还比较少,主要的研究方向包括:适用于监测肌肉活动设备的开发^[10]、肌肉运动时血氧的变化规律^[11]、血氧信号与sEMG关系^[12]等。德国的Klaus Buchenriede等^[13-14]的研究团队首次将NIRS传感器与sEMG传感器融合,开发出用于假肢控制的融合传感器,并提出NIRS特征提取的方法。随后,他们进行了实验验证,结果表明,引入NIRS特征能够有效提高模式识别正确率,两个通道的融合传感器就可准确区分5个动作模式,并用3D虚拟假肢将控制效果可视化^[15]。

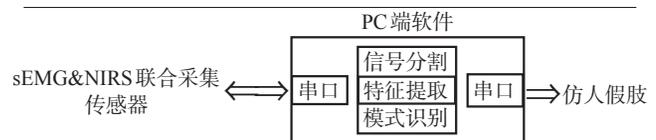
本文在开发出sEMG与NIRS融合传感器的基础上,进一步开发出实现特征提取和模式识别算法的PC端程序,结合自主开发的仿人假肢,搭建了一套完整仿人假肢控制系统。通过离线的动作识别实验,验证NIRS信号对单独的sEMG人机接口的提高作用;通过在线的仿人假肢控制实

验,实现健康人采用该接口对仿人假肢的实时控制。

1 控制系统结构

基于sEMG与NIRS联合解码的仿人假肢控制系统,主要包括sEMG与NIRS融合传感器、PC端软件和仿人假肢3个部分。见图1。

图1 基于sEMG与NIRS联合解码的仿人假肢控制系统框图



1.1 sEMG与NIRS联合采集传感器

sEMG信号的采集,采用3个镀金电极获得微弱的表面肌电信号,再通过两级的放大滤波电路(20—450Hz),使信号达到所需的强度和频率。

NIRS信号的检测,用三波长的LED光源(L4*730/4*805/4*850-40Q96-I, Epitex)发射730nm、805nm、850nm的光照射组织,在距离光源25mm处,用光敏二极管(OPT101, Texas Instrument)检测组织散射后的微弱近红外光信号。光敏二极管的输出信号,再经过硬件低通滤波,去除高频噪声。

上述的前端调理模块输出的sEMG信号和NIRS模拟电压信号,在信号处理模块进行A/D转换(采样率1000Hz)和采集,再通过蓝牙无线发送到电脑端。

该传感器能够同时采集至多6个通道的sEMG和NIRS信号且信号的质量能够有效保证。对传感器的多项参数进行了严格的测试,包括sEMG信号的时域、频域响应,NIRS信号的暗噪声、漂移。在体实验,各项测试结果均能达到商业化设备的sEMG设备或者NIRS设备的水平^[16-17]。

另一方面,通过设计精巧的外壳,小型化的数据采集电路、蓝牙、电源模块,该传感器能够方便地佩戴使用,并在运动中有效地同时采集肌肉的sEMG和NIRS信号^[18]。见图2。

1.2 PC端软件

PC端软件主要的功能:①sEMG与NIRS信号的采集与

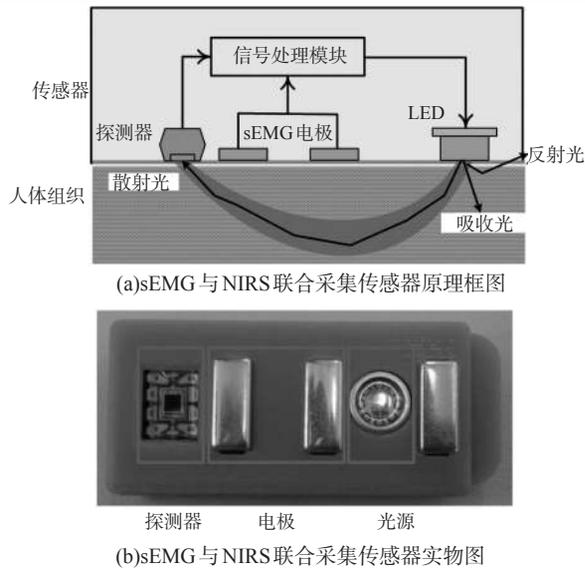
DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.05.011

*基金项目:国家973项目子课题(2011CB013305)

1 上海交通大学机械系统与振动国家重点实验室,上海,200240; 2 通讯作者

作者简介:姚鹏飞,男,硕士研究生; 收稿日期:2014-12-09

图2 sEMG与NIRS联合采集传感器



显示;②动作模式指令显示,用于指导受试者进行模式识别实验;③信号处理,即sEMG与NIRS信号的特征提取、模式识别算法的实现(参考第2部分);④控制仿人假肢,即通过蓝牙发送控制信号给仿人假肢,完成手势动作。见图3。

雷达图、能量条、信号显示三个部分均用于显示传感器采集的sEMG与NIRS信号。动作指令用于模式识别实验时指导受试者,并且在在线控制时,实时反馈模式识别的结果。

1.3 仿人假肢

仿人假肢用于将模式识别的手势动作进行可视化,能够无线接收PC端的指令,完成不同的手势动作。见图4。

该仿人假肢采用欠驱动的方式进行控制^[9],共9个自由度:五根手指各一个自由度,控制手指的弯曲;大拇指有一个额外的自由度控制其翻转;手腕拥有两个方向的翻转和一个方向的旋转共3个自由度。9个自由度由5个步进电机(AM1524, Faulhaber)和4个直流电机控制,主控芯片采用Arduino单片机,能够通过蓝牙无线接收PC命令,完成多种

图3 PC端程序用户界面

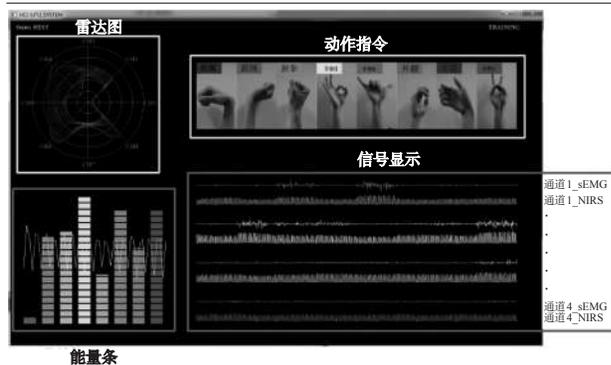
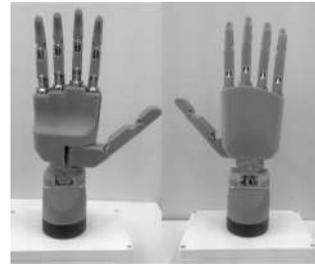


图4 仿人假肢



动作模式。

步进电机与直流电机都是通过输入PWM波来控制转速、力矩等参数。对步进电机,PWM波的频率控制其速度,占空比控制转矩。而直流电机就与输入的PWM波的频率关系不大,只要频率在一定的范围内即可。PWM波的占空比对直流电机转矩和转速均有影响。直流电机的转矩和转速相关,随外部负载的不同而不同。通过Arduino单片机输出多路频率和占空比可调的PWM波,来控制9个电机各自的速度、转矩。

仿人假肢能够在单片机的控制下完成多个典型的动作模式,如握拳、伸手指等手部动作,以及手腕翻转等腕部动作。动作模式的完成,是通过实验来调整控制各个关节电机的转速、力矩以及转动角度等参数,达到与人手运动相近的效果。通过对典型动作的选取和调试,仿人假肢已完成手指4个动作模式:握拳、伸食指、二指捏、三指捏,手腕6个动作模式:上、下切,内、外翻,内、外旋。

2 假肢的控制方法

传感器采集的sEMG与NIRS信号,经过PC处理,产生控制命令,发送给仿人假肢,在线控制其完成相应的动作模式。

2.1 特征提取

sEMG信号与NIRS信号发送到PC端之后,首先进行数据分窗。分窗周期选择300ms(NIRS三个波长的光源驱动周期也为300ms),每一次时间窗的步进为100ms。分窗之后,就对每一个时间窗内的sEMG和NIRS信号分别进行特征提取,然后将该特征输入分类器,进行一次模式识别。因此,每100ms就可以给出一个模式识别的结果。

sEMG信号的提取的时域特征包括:绝对平均(mean absolute value, MAV)、过零点数(zero crossing, ZC)、斜率符号变化(slope sign change, SSC)、波形长度(waveform length, WL)以及6维的AR系数特征(auto-regressive coefficients model)^[18]。NIRS信号提取的特征为MAV和方差^[18]。每一个通道的sEMG信号提取10维特征,每一个通道NIRS信号提取2维特征,一个通道可提取12维特征。如果采用4

个通道,则总特征维数乘以4,共48维特征。

2.2 模式识别算法

模式识别分类器采用线性分类器:线性判别分析(linear discriminant analysis, LDA)^[20]。最终的判别函数由各个类别对应的信号特征集的均值和协方差矩阵共同决定。

在分类器的训练阶段,对采集到的各个动作类别的sEMG和NIRS信号进行特征提取,并计算各个类别的特征值的均值和协方差矩阵,完成判别函数参数的计算;在测试阶段,将需要分类的特征值带入在训练阶段确定的判别函数中,判别函数值最大所对应的类别,即为分类器的输出结果。

在线控制的时候,对于输出给仿人假肢的控制命令,还需要在分类器的结果后加入一个决策流平滑的过程,滤去可能出现的跳动^[20]:对某一时刻输出的控制命令,利用在前面300ms的3个分类结果,和后面300ms的分类结果,总共6个结果,选择出现次数最多的结果。由于需要后面300ms的数据才能决定当前的输出命令,因此系统的延时为300ms,满足假肢控制的实时性要求。

特征提取算法和LDA算法均在PC端软件中实现,可完成动作模式的在线识别。

2.3 在线控制方法

模式识别的分类结果通过蓝牙发送给Arduino单片机,单片机即控制假肢完成相应的动作。在单片机的主程序中,每100ms接收一次PC发来的控制命令,并调用相应的动作模式函数,控制各个电机以相应的速度运行。受试者需要一直保持该动作模式一段时间(视动作不同,约5s),直至该动作模式的完成。当控制命令为“休息”状态,或者达到了规定的最大时间之后,动作模式完成,假肢停止动作。

一个动作模式完成之后,受试者处于休息状态。假肢停止1—2s之后,单片机再控制各个电机,以与完成动作模式时相同的速度,但相反的方向运行相同的步数,使假肢回到“休息”状态。至此,一个动作模式的在线控制完成。

在线控制时,如果模式识别的结果经过决策流平滑之后,发送给单片机的控制命令完全正确,则假肢在每一个控制周期(100ms)控制各个电机以该动作模式预定义的速度运行,能够准确完成预定义的动作模式。然而,模式识别的正确率很难达到100%,这会使单片机接收到的控制命令会被错误地识别成其他动作,导致在某些控制周期内,电机的运行速度与需要完成的动作模式的速度不同,最终完成的动作模式与预定义的动作模式有偏差。然而,通过合理地选取动作模式和选择多通道传感器佩戴的肌肉位置,可以使在线识别的识别正确率达到95%以上。再经过决策流平滑后,只有很少几个控制周期的控制命令错误。综合下来,使整个动作模式完成的过程中,电机运动的距离偏差很小,最终假肢完成的动作模式与预定义的动作模式偏差很小。

受试者在进行在线假肢控制时,应该一直保持一个动作模式直到假肢完成该动作。如果仿人假肢在完成动作模式的过程中停止,则可通过预先定义好的复位功能,使假肢回到“休息”状态。

3 在线的仿人假肢控制实验

对于sEMG人机接口,引入NIRS信号能够额外提供肌肉血氧浓度变化的信息。但如果NIRS信号与sEMG信号有很大的相关性,则对人机接口提供的新信号不会太多。而NIRS信号是否与sEMG信号存在相关性,相关性有多大,这都是研究人员还未能完全回答的问题^[21-22]。因此,引入NIRS信号,能否有效地提高人机接口性能,还需要通过实验进行验证。

为了验证NIRS信号对sEMG人机接口的提高作用,进行了初步的动作模式识别实验。通过离线模式识别实验,验证了NIRS信号的引入对sEMG人机接口的提高作用;通过在线的仿人假肢控制实验,验证了sEMG与NIRS联合解码控制仿人假肢的效果。

3.1 离线模式识别实验

3.1.1 实验范式:3例受试者参与了离线模式识别实验。sEMG与NIRS联合采集传感器使用4个通道同时采集前臂的4块肌肉的sEMG和NIRS信号,分别是:尺侧腕屈肌(flexor carpi ulnaris, FCU),挠侧腕屈肌(flexor carpi radialis, FCR),挠侧腕长伸肌(extensor carpi radialis longus, ECRL)和指伸肌(extensor digitorum, ED),如图5(a)所示。实验过程中,受试者依次完成如图5(b)所示的12个手部及腕部动作,外加一个休息状态,总共13个动作模式。每一个动作保持5s,一次试验在65s内完成。一个受试者总共进行10次相同的试验,每次试验完成后休息2min,再进行下一次试验。

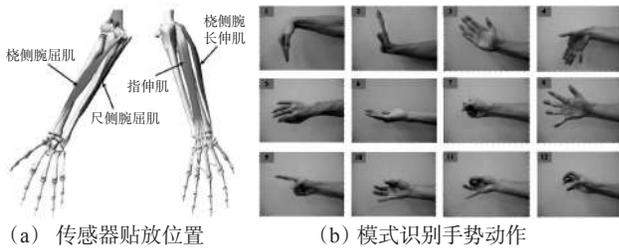
3.1.2 数据处理:特征提取分别提取2.1所述的sEMG和NIRS特征,并用LDA分类器进行分类。离线分析时,采用了10重交叉验证计算识别率。

3.1.3 实验结果:如图6所示,(a)是3个受试者所有动作的平均识别率,(b)是13个动作所有受试者的平均识别率。

从图中6(a)可以看出,对所有的受试者,在sEMG特征的基础上加入NIRS特征之后,模式识别的正确率都有较大幅度的提高。成对T检验结果 $P < 0.001$,表明NIRS特征的加入,使模式识别的正确率有了显著的提高。对所有受试者的识别率做平均,可以看出,加入NIRS特征,较之仅仅用sEMG特征,可以使正确率从87.92%提高到97.75%,提高了近10%。而单独用NIRS信号进行模式识别,平均识别率为88.11%,比sEMG还略高。

从图6(b)可以看出,对所有13个动作,NIRS特征的加

图5 离线模式识别实验



人对模式识别的正确率都有明显的提高。

3.2 在线仿人假肢控制实验

为了验证基于sEMG和NIRS联合解码控制假肢的效果,进行了在线控制仿人假肢的实验。

3.2.1 实验范式:3例受试者参与了在线仿人假肢控制实验。结合前期的离线实验结果,综合考虑仿人假肢能够完成的动作和在线测试识别的准确率,选用了识别率较好的8个动作进行在线控制实验。在线控制分为训练阶段和测试阶段。见图7。

训练阶段:PC端软件工作在训练模式,仿人假肢不动作。受试者依次完成8个动作模式,每一个动作持续5s,每一个试验持续40s。完成一个试验之后,休息2min。训练阶段总共做5个试验。

测试阶段:PC软件工作在测试模式,仿人假肢动作。受试者依次完成与训练阶段相同的8个动作模式。每一个动作持续5s。在5s的时间内,足够控制仿人假肢完成各个动作模式。动作完成后,受试者保持休息状态,持续5s,假肢恢复到“休息”状态。然后进行下一个动作。所有8个动作完成

图6 离线实验结果

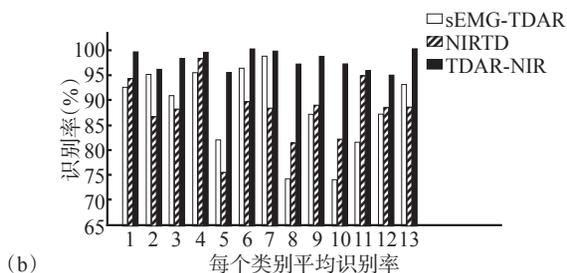
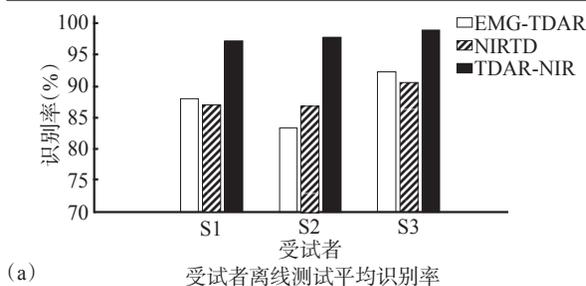
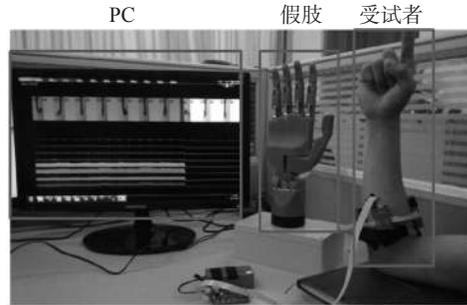
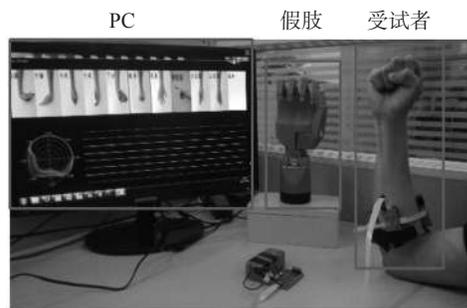


图7 在线实验



训练分类器(假肢不动作)



在线实时控制假肢

是一个测试,持续时间80s。每一个受试者完成5个测试,两个测试之间休息2min。

3.2.2 数据处理:PC端程序对采集的sEMG和NIRS信号进行实时的解码,提取特征并用LDA进行分类,分类结果经过决策流平滑之后,作为控制命令通过蓝牙发送给机械假肢的控制芯片,控制假肢完成相应的动作。分类器分类结果也在PC界面上实时显示出来,给予受试者反馈。同时,软件记录并输出模式识别的结果。

3.2.3 实验结果:受试者进行了在线测试实验,使用sEMG和NIRS联合特征进行分类,在线测试的识别率分别为97.76%(受试者1);96.67%(受试者2);96.41%(受试者3)。

在线测试时,主要考察仿人假肢是否能够顺利完成该动作模式,以及从受试者开始做动作到仿人假肢动作是否有明显的延时。

从3例受试者在线识别的结果来看,sEMG与NIRS联合解码,在线识别率均能达到96%以上。这使得PC发送给单片机的控制命令几乎没有错误,受试者能够顺利控制假肢完成相应的动作。从受试者开始保持某一个动作模式开始,分类器就能正确识别该动作模式,从而控制假肢开始动作,因此,假肢相对于受试者动作的延时维持在300ms,满足实时性要求。

4 讨论

从离线实验的结果看来,NIRS信号的加入,能使模式识别的正确率显著提高,约10个百分点。这说明NIRS能够提

供sEMG之外的信息,从而大幅提高模式识别的正确率。另一方面,单独采用2维的NIRS特征集进行模式识别,正确率比单独采用10维sEMG信号还高,这说明NIRS信号确实能够提供区分各个动作模式的有效信息,可作为人机接口的信号源。当然,在本研究中,仅提取了NIRS信号的均值和方差两个特征。在后续的研究中,可以从生理学上进一步探究NIRS对sEMG信号的补充作用,通过更为有效的特征提取算法(如NIRS与sEMG联合特征)和分类器算法,进一步提高人机接口的性能。在线测试表明,采用sEMG和NIRS联合解码控制仿人假肢,其正确率和实时性均能得到保证。在后续的研究中,对于在线控制仿人假肢实验的结果,可进行更为系统性的评估。

5 结论

本研究在开发出的sEMG与NIRS信号联合采集传感器的基础上,搭建了一套完整的基于sEMG与NIRS联合解码的假肢控制系统,包括sEMG与NIRS联合传感器的开发、特征提取和模式识别算法的PC端软件实现,和控制仿人假肢完成典型的动作模式及其在线控制。

通过多个受试者参与的离线实验,可以看出NIRS信号对sEMG信号的人机接口的模式识别正确率有显著性的提高。在线实验的结果证明了采用该传感器,利用简单的LDA分类器,就可以达到较好的在线控制效果。

参考文献

- [1] Ahsan MR, Ibrahimy MI, Khalifa OO. EMG signal classification for human computer interaction: a review[J]. European Journal of Scientific Research, 2009, 33(3): 480—501.
- [2] Aso S, Sasaki A, Hashimoto H, et al. Driving electric car by using EMG interface[C]//Cybernetics and Intelligent Systems, 2006 IEEE Conference on. IEEE, 2006: 1—5.
- [3] Dipietro L, Ferraro M, Palazzolo JJ, et al. Customized interactive robotic treatment for stroke: EMG-triggered therapy [J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2005, 13(3):325—334.
- [4] Ferreira A, Silva RL, Celeste WC, et al. Human-machine interface based on muscular and brain signals applied to a robotic wheelchair[C]//Journal of Physics: Conference Series. IOP Publishing, 2007, 90(1): 012094.
- [5] Rosen J, Brand M, Fuchs MB, et al. A myosignal-based powered exoskeleton system[J]. Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on, 2001, 31(3): 210—222.
- [6] 罗志增,李文国.两自由度实时控制肌电假手的研究[J].中国康复医学杂志,2009,(4):355—358.
- [7] De Luca C J. Surface electromyography: Detection and recording[J]. Del Sys Incorporated, 2002, 10: 2011.
- [8] Tkach D, Huang H, Kuiken TA. Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition[J]. J Neuroeng Rehabil, 2010, (7):21.
- [9] Ferrari M, Quaresima V. A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application[J]. Neuroimage, 2012, 63(2): 921—935.
- [10] Everdell NL, Airantzis D, Kolvyva C, et al. A portable wireless near-infrared spatially resolved spectroscopy system for use on brain and muscle[J]. Med Eng Phys, 2013, 35(11):1692—1697.
- [11] Shadgan B, Reid W D, Gharakhanlou R, et al. Wireless near-infrared spectroscopy of skeletal muscle oxygenation and hemodynamics during exercise and ischemia[J]. Journal of Spectroscopy, 2009, 23(5—6): 233—241.
- [12] Felici F, Quaresima V, Fattorini L, et al. Biceps brachii myoelectric and oxygenation changes during static and sinusoidal isometric exercises[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2009, 19(2):e1—e11.
- [13] Herrmann S, Buchenrieder K. Fusion of myoelectric and near-infrared signals for prostheses control[C]//Proceedings of the 4th International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology. Singapore Therapeutic, Assistive & Rehabilitative Technologies (START) Centre, 2010: 54.
- [14] Herrmann S, Attenberger A, Buchenrieder K. Prostheses control with combined near-infrared and myoelectric signals [M]//Computer Aided Systems Theory- EUROCAST 2011. Springer Berlin Heidelberg, 2012: 601—608.
- [15] Attenberger A, Buchenrieder K. Modeling and visualization of classification-based control schemes for upper limb prostheses [C]//Engineering of Computer Based Systems (ECBS), 2012 IEEE 19th International Conference and Workshops on. IEEE, 2012: 188—194.
- [16] Guo W, Yao P, Sheng X, et al. A wireless wearable sEMG and NIRS acquisition system for an enhanced human-computer interface[C]//Systems, Man and Cybernetics (SMC), 2014 IEEE International Conference on. IEEE, 2014: 2192—2197.
- [17] Yao P, Guo W, Sheng X, et al. A portable multi-channel wireless NIRS device for muscle activity real-time monitoring[C]//Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2014: 3719—3722.
- [18] Guo W, Yao P, Sheng X, et al. An enhanced human-computer interface based on simultaneous sEMG and NIRS for prostheses control[C]//Information and Automation (ICIA), 2014 IEEE International Conference on. IEEE, 2014: 204—207.
- [19] Sheng X, Hua L, Zhang D, et al. Design and Testing of a Self-Adaptive Prosthetic Finger with a Compliant Driving Mechanism[J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2014, 11(03).
- [20] 陈歆普.基于肌电信号的多模式人机接口研究[D].上海:上海交通大学,2011.
- [21] Praagman M, Veeger HE, Chadwick EK, et al. Muscle oxygen consumption, determined by NIRS, in relation to external force and EMG[J]. J Biomech, 2003, 36(7):905—912.
- [22] Kell RT, Bhambhani Y. Relationship between erector spinae muscle oxygenation via in vivo near infrared spectroscopy and static endurance time in healthy males[J]. Eur J Appl Physiol, 2008, 102(2):243—250.