

· 康复工程 ·

人工电触觉反馈对手抓握力的影响*

许 恒¹ 张定国^{1,2}

摘要

目的:为了给受试者提供触觉反馈来完成抓取力的闭环控制,提出各种方法和相应的控制策略,以探究触觉反馈对手抓握力的影响,为假肢手的研究提供参考。

方法:主要根据动态系统的输出特性提出了四类考察变量(三种失败次数、完成时间、握力的均值和握力的标准差),以及稳定性、快速性和经济性指标,依据上述准则来比较基于经皮电刺激的触觉反馈和无反馈对于控制握力的影响。

结果:对于三种失败次数,无反馈模式下的表现均高于触觉反馈模式,尤其是在由摔碎和捏碎引起的失败次数上,无反馈模式下的结果分别为4.3次和4.9次,而电触觉反馈模式下的结果仅为0.6次和0.5次。对于反映时间,无反馈模式下的受试者完成实验的时间为26.4s,而在电触觉反馈模式下,受试者仅用17.7s。在对6个物体的抓取中,电触觉反馈下的握力始终小于无反馈模式下的结果。触觉反馈模式下的等效握力的稳定性要高于无反馈模式下的结果。

结论:经皮电刺激的触觉反馈在四类考察变量以及3种目标上均优于无反馈,提示经皮电刺激的触觉反馈对于假肢手握力控制的重要性。随着物体重量的增加,无反馈和经皮电刺激的触觉反馈下抓取力的经济性和稳定性差异逐渐的减小。

关键词 经皮电刺激;触觉反馈;假肢手;抓握力;闭环控制

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2016)-01-0054-06

Influence of artificial electrotactile feedback on hand grasping closed-loop control/XU Heng,ZHANG Ding-guo//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2016, 31(1): 54—59

Abstract

Objective: To provide subjects with tactile feedback to perform the grasping closed-loop control, by various methods and control strategies, to provide the reference for the study on prosthetics.

Method: Based on the output characteristics of dynamical systems, four types of assessment variables were proposed, including failure numbers, duration time, average grasping force and its standard deviation. Besides, three goals were also set, which were grasping stability, grasping rapidity and economical grasping force. According to the assessment variables and goals, difference between the influences of tactile feedback on grasping force and that of non-feedback were investigated.

Result: The failure number in the modalities of non-feedback were always higher than that in the modalities of tactile feedback. Specially, for the number of broken objects and crushed objects, the modalities of non-feedback were 4.3 and 4.9, respectively, but the modalities of tactile feedback were 0.6 and 0.5, respectively. For the duration time, it were 26.4s in modalities of non-feedback and 17.7s in modalities of tactile feedback. For the six objects, the grasping force in the modalities of tactile feedback were always lower than that in the modalities of non-feedback. And the standard deviation of grasping force in the modalities of tactile feedback were also lower than that in the modality of non-feedback.

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.01.012

*基金项目:国家973课题(2011CB13305);国家自然科学基金(51475292);上海市自然科学基金支持(14ZR1421300)

1 上海交通大学机械与动力工程学院,上海,200240; 2 通讯作者

作者简介:许恒,男,硕士研究生; 收稿日期:2014-11-17

Conclusion: For the 4 kinds of assessment variables, the performance of tactile feedback is better than that of non-feedback. It means that tactile feedback plays an important role in the grasping closed-loop control. Besides, the difference of grasping stability and economical grasping between tactile feedback and non-feedback show steady decrease.

Author's address School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai, 200240

Key word cutaneous electrical stimulation; electrotactile feedback; prosthesis; grasping force; closed-loop control

在日常生活中,人手操作物体的灵活性主要体现在对不同特性物体(如:物体的形状、重量、刚度)的抓取和提升上。人之所以能够灵活地操作物体,主要是由于人体自身的反馈机制(如:触觉、视觉)提供抓取相关的信息,辅助人完成复杂的动作^[1]。对于反馈机制而言,其更为具体地反映在人对抓取力的稳定性、快速性和经济性的控制上。在抓取物体前,人们会根据长期的感知运动经验来预估该物体的抓取力。然后,在与物体的抓取交互中,人们通过触觉反馈信息(如:接触感、压力感、滑觉感)来了解此时手与物体的相对运动关系。基于这一点,人们反复的调节抓取力的大小来获得一个最小的抓取力且保持该力一段时间来完成目标动作。但是对于佩戴假肢的截肢患者而言,假肢手通过采集肌肉的电信号(EMG),来实现抓取力的开环控制。它能在形态上和部分功能上达到正常手的效果。但是现在还没有任何商业的系统能为受试者提供精细的触觉反馈信息,以辅助佩戴者完成抓取力的闭环控制。这一缺陷势必会制约佩戴者完成更为精细的操作假肢手。

为了给假肢手提供丰富的触觉反馈,研究人员探究了各种不同的触觉反馈方法。主要分为直接的神经刺激^[2]和非侵入式的刺激^[3-4]。对于后者,主要是利用机械式(振动触觉^[5]、机械按压^[6])或者经皮电刺激式的方法来刺激截肢患者残端的皮肤,来传递当前假肢手与物体的相对运动信息。尽管有许多研究利用了触觉反馈信息实现了闭环控制,并且也完成了相应的反馈效果对比试验^[6-8],但是对于实验结果的评价,他们只是局限于实验的成功率和实验的完成时间,损失了其他的差异信息。

本文主要结合控制工程中系统的动态特性来分析受试者在特定反馈模式下的输出力变化情况,以比较触觉反馈与无反馈在手部抓取力控制上的差异。并且通过输入力的动态特性,提出抓取力控制的三个指标:稳定性、快速性和经济性,来指导触觉

反馈在假肢手的应用。

1 实验系统

1.1 触觉反馈类型

由于电触觉刺激具有噪音小、单位面积上易于阵列电极以及易于控制的特点,所以在本实验中采取经皮电刺激作为复现触觉的方法。尽管经皮电刺激能够复现多种感觉,但是为了简化实验范式,在实验中只为受试者提供压力反馈和滑觉反馈来辅助其完成实验任务。对于这两种反馈,经皮电刺激为幅值1.5mA的单向方波脉冲。因此,实验的操作者可以通过调节刺激脉冲的脉宽和频率来改变刺激的类型和强度。

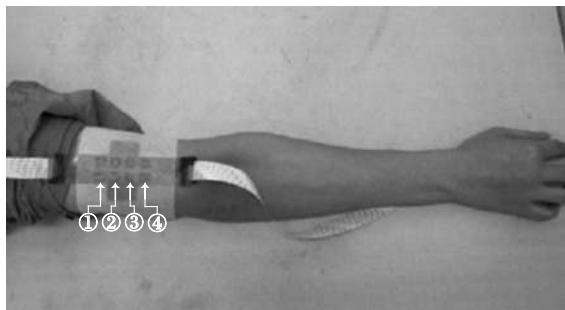
压力反馈:人体皮肤中的麦式小体主要是感受外界的压力并且对大于75Hz的刺激频率更为敏感,随着频率的逐渐增加,受试者无法清晰的感受的刺激脉冲间的间隔时间,使其产生更为明显的压力感^[9-10]。为了简化EMG尾迹处理部分,电刺激的刺激频率设定在100Hz,刺激脉宽处于0—500μs并且刺激部位位于上臂^[11]。

滑觉反馈:在滑觉反馈中,每次只有一个通道输出刺激电流,刺激通道的循环顺序依次是1-2-3-4-1(图1)。通过调节每个通道输出电刺激的脉宽和相邻通道的刺激切换的间隔时间,我们可以产生不同强度、速度的滑动感觉。间隔时间的变化范围是20—500ms。对于每个通道的电流输出参数特性与压力反馈相同。

1.2 虚拟实验平台

实验是基于由C#开发的虚拟平台,采集受试者上臂的sEMG信号,并通过电刺激向受试者传递相应的触觉感受。整体目标是为了使受试者通过电触觉反馈信息来更好的控制握力。如图2所示,虚拟实验平台由四部分组成:①EMG数据采集系统(DataLOG, Biometrics Ltd., UK);②自制的多通道

图1 电触觉刺激



图中为具有四个独立通道的阵列电极,每个通道的上电极片连接正极,下电极片连接相应的负极。为了防止在电刺激过程中可能出现的电化学腐蚀并且减少由于电荷积累造成的刺痛感,所有的铜电极片都覆有一层导电胶。图中①、②、③、④分别代表着第一通道、第二通道、第三通道和第四通道。

电刺激器;③四通道阵列电极;④可以运行主程序的台式机。通过1000Hz的采样频率采集受试者右手桡侧腕屈肌的sEMG信号。采集到的原始肌电信号需通过一下处理:①20-400Hz的五阶巴特沃斯带通滤波器;②100Hz的五阶筛形滤波器,用来去除电刺激可能出现的干扰;③全波整流;④10Hz的五阶巴特沃斯低通滤波器;⑤绝对平均值,即200ms的分析窗,50ms的移动^[12-13]。将处理之后的EMG信号通过线性变换为等效握力信号,其线性关系如等式(1)所示,在等式(1)中 F_{now} 、 F_{min} 和 F_{max} 分别为当前等效握力,最小等效握力和最大等效握力。 E_{now} 、 E_{min} 和 E_{max} 分别代表当前EMG幅值,最小的EMG幅值和最大的EMG幅值。

$$F_{now} = F_{min} + \frac{F_{max} - F_{min}}{E_{max} - E_{min}}(E_{now} - E_{min}) \quad (1)$$

在等效握力与电刺激参数的转换关系中,有如

下两种情况:

压力反馈:在这种反馈模式中,等效的握力只能相应的调制输出电脉冲的脉宽。此时传递给收拾的触觉感受为压力感。如等式(2)所示,其中 S_{now} 和 S_{min} 分别是当前物体的刚度值和物体最小的刚度值。 D_{now} 、 D_{min} 和 D_{max} 分别为当前电脉冲脉宽,最小电脉冲脉宽和最大电脉冲脉宽。 F_{now} 、 F_{min} 和 F_{max} 分别为当前等效握力,最小等效握力和最大等效握力。

$$D_{now} = D_{min} + \frac{S_{now} D_{max} - D_{min}}{S_{min} F_{max} - F_{min}}(F_{now} - F_{min}) \quad (2)$$

滑觉反馈:在此反馈模式下,等效的握力可以调制每个通道输出电刺激的脉宽和相邻通道的刺激切换的间隔时间,实现可控的滑觉输出。如等式(3)(4)所示, G 和 μ 分别为物体的重力和物体的摩擦系数。首先系统根据每个物体的属性会得出提升该物体所需的最小握力大小 F_{eco} 。

$$G - \mu F_{eco} = 0 \quad (3)$$

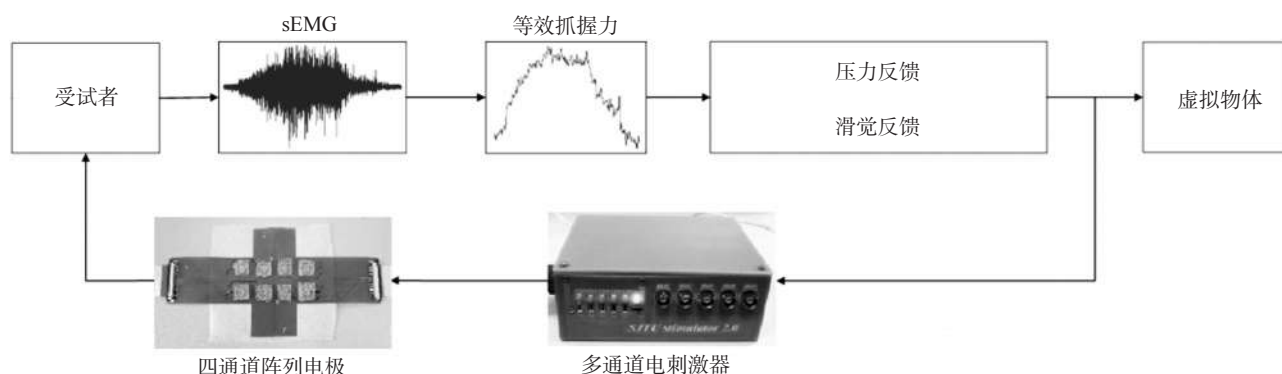
$$F_{eco} = \frac{G}{\mu} \quad (4)$$

如果当前的等效握力大小不小于 F_{eco} ,则此时系统输出压力反馈;反之,如果大于 F_{eco} ,测此时系统输出滑觉反馈。在滑觉反馈中,等效握力通过改变相邻通道的刺激切换的间隔时间来调节不同速度的滑觉反馈。其对应关系如等式(5)所示, T_{now} 、 T_{min} 和 T_{max} 分别为当前切换的间隔时间,最小的切换间隔时间和最大的切换间隔时间。

$$T_{now} = T_{min} + \frac{F_{now}}{F_{eco}}(T_{max} - T_{min}) \quad (5)$$

2 心理物理学实验

图2 虚拟系统控制框图



受试者的任务是利用触觉反馈信息将物体握起并保持一段时间,输入信息为sEMG信号。电触觉反馈通过多通道电刺激提供

共有6名男性受试者(平均年龄 24.15 ± 1.25 岁)参与了本次实验,其中有4人有电触觉相关实验的经历。在虚拟实验平台中,每个虚拟物体有两类属性,分别是物体刚度和物体重量。其中刚度分为两个等级,重量分为三个等级,也即是有6种类型的物体($6=2 \times 3$)。在触觉反馈和无反馈条件下中,每种物体均随机出现6次,即整个实验包含72次抓取($72=6 \times 6 \times 2$),实验共持续约为1.5h(包括中间随机休息的时间)。在每次抓取过程中,受试者利用眼罩隔绝视觉信息的干扰,所以其无法预知实验中物体的属性。受试者通过握拳手势来调节在桡侧腕屈肌处采得的sEMG信号的幅值。如果此时的反馈类型为触觉反馈,则当受试者感受到滑觉反馈时,表明此时的握力小于物体的平衡力,受试者需要继续增大握力。如果受试者感受到的是压力反馈,则表明此时的握力不小于平衡力,受试者需要持续保持此状态10s以完成一次抓取。在抓取的过程中,如果由于受试者的握力小于物体的平衡力并且持续超过5s,则虚拟系统中的物体便会被摔碎,实验暂停,当程序再次启动后,受试者继续完成本次抓取。如果受试者的握力大于物体的最大承受力,则虚拟系统中的物体便会被捏碎,实验暂停,当程序再次启动后,受试者继续完成本次抓取。如果整个实验超过1min,则认为此次实验失败,受试者继续下一个物体的抓取。

如果当前为无反馈模式,则受试者无法获取当前握力与虚拟物体的相对关系,但实验内容和触觉

图3 受试者实验演示图



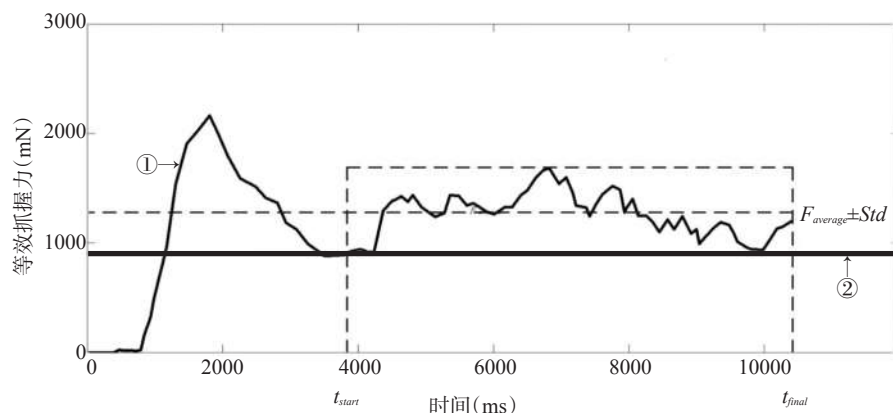
反馈模式下相同。除此以外,无论在触觉反馈或者无反馈模式下,实验存在一种隐性的反馈,即成败反馈。在每次实验暂停或终止的时候,受试者会被告知具体暂停或终止的原因,如物体被摔碎,物体被捏碎或实验成功。在整个实验中,受试者不仅仅是简单的完成实验,仍需要以抓取的稳定性、快速性和经济性为目标进行抓取。

3 实验评价指标及统计学分析

3.1 实验评价指标

为了更为细致的评价触觉反馈对于握力控制的影响,本文确定了四类评价指标如下(图4):①失败数,包含由于握力持续太小而导致摔碎的次数、由于握力过大而导致捏碎的次数以及受试者无法完成实验的次数;②完成时间 t_{final} ,受试者最终完成实验的

图4 等效握力的输出曲线



图中①为等效握力的输出线,②为当前物体的平衡力大小。 t_{start} 和 t_{final} 分别代表等效握力进入稳定区的时间和完成实验的时间,也即是这一时间段为受试者握力的稳定区。 $F_{average}$ 和 Std 分别为稳定区的握力均值和标准差。

时间,用于评价握力的快速性;③握力的平均值 t_{average} ,受试者在稳定区中等效握力的均值,用于评价握力的经济性;④握力的标准差 Std,受试者在稳定区中等效握力的标准差,用于评价握力的稳定性。

3.2 统计学分析

本文利用统计显著性分析方法分析无反馈与触觉反馈实验结果的差异。当结果未满足方差分析中的球形假设,则需要利用 Greenhouse-Geisser 进行修正。只有当 $P<0.05$ 且 $F>1$ 时,结果才具有显著性。

4 结果

如表1所示,无反馈模式下的三种失败次数均高于触觉反馈模式的结果。尤其是在由摔碎和捏碎引起的失败次数上,无反馈模式下的结果分别为4.3次和4.9次,而电触觉反馈模式下的结果仅为0.6次和0.5次,远低于无反馈的结果,且两者的差异具有统计显著性($P=0.0342$, $F=4.61$)。从6个柱状图的标准差可以看出电触觉反馈模式下受试者在失败次数的稳定性上也优于无反馈模式。

表1 受试者实验失败次数及原因

	摔碎次数	捏碎次数	失败次数
无反馈	4.31	4.92	1
电触觉反馈	0.61	0.53	0.17

无反馈模式下的受试者完成实验的时间为26.4s,而在电触觉反馈模式下,受试者仅用17.7s即可完成相同的实验任务。两者的差异具有统计显著性($P=5.26$, $F=0.0234$)。电触觉反馈模式下受试者在实验完成时间的稳定性上也优于无反馈模式。

在对6个物体的抓取中,电触觉反馈下的握力始终小于无反馈模式下的结果。但是差异性并不完全相同,而是呈现一定的规律。对于物体1-3,可以看出随着物体重量的上升,无反馈模式和电触觉反馈模式下的差异逐渐减小。同样的趋势在物体4-6的抓取中也有明显的体现。仅当受试者抓取1,2,4,5类物体时,无反馈与触觉反馈的差异具有显著性意

义($P<0.05$),但是当受试者抓取3,6类物体时,无反馈与触觉反馈的差异无显著性意义($P>0.05$)。见表2,图4。图中主要反映了握力在稳定区的稳定性。标准差越大,则等效握力越不稳定;反之,则等效握力越稳定。电触觉反馈模式下的等效握力的稳定性要高于无反馈模式下的结果。也有与握力均值的变化类似规律,即随着物体重量的上升,无反馈模式和电触觉反馈模式下的差异逐渐减小。仅当受试者抓取1,2,4,5类物体时,无反馈与触觉反馈的差异具有显著性($P<0.05$),但是当受试者抓取3,6类物体时,无反馈与触觉反馈的差异无显著性意义($P>0.05$)。

由于无反馈模式中无法获取物体的当前状态,受试者仅能在每次实验失败后,通过操作者告知失败的原因来调节握力的大小,所以在三类失败次数上,无反馈模式要比电触觉反馈多。正是因为无反馈模式下的失败次数要多,所以其相应的实验完成时间比电触觉反馈长,即电触觉反馈下的快速性要优于无反馈。在电触觉反馈下,由于受试者可以实时的感受到物体的当前状态以及此时自身的握力与目标抓取力的相对关系,所以他能够通过反馈信息来反复调节握力的大小,以获得更为经济的握力。也即在握力的经济性方面,电触觉反馈也优于无反馈。同样,在稳定区,由于电触觉反馈通过传递给受试者的是压力感来反馈当前的等效握力大小,所以受试者通过该信息能更有效的减少握力的波动,即出现了表2的结果:电触觉下握力的稳定性也优于无反馈。对于随着物体重量的上升,无反馈模式和电触觉反馈模式下的差异逐渐减小的现象,可能的原因是:①随着物体重量的上升,实验的失败次数也呈现上升的趋势,这样造成了无反馈模式下的受试者能够通过实验操作者告知的实验失败原因来估计目标抓取力的大小,从而更接近于电触觉反馈的效果;②随着物体重量的上升,由于人自身握力大小的限制,输出力的变化也会逐渐减小。以物体3或者物体6为例,这两个物体是重量相同的,且是最重的物体。当受试者抓取该物体时,自身的输出力已接

表2 等效握力

($\bar{x} \pm s$, mN)

	物体类型1	物体类型2	物体类型3	物体类型4	物体类型5	物体类型6
无反馈	1.30±0.41	1.54±0.32	1.94±0.21	1.31±0.37	1.57±0.34	1.98±0.21
电触觉反馈	0.56±0.08	1.12±0.13	1.83±0.18	0.59±0.08	1.16±0.13	1.85±0.18

近自身的最大输出力,无法进行较大的波动。

5 结论

本文主要根据动态系统的输出特性提出了四类考察变量(三种失败次数、完成时间、握力的均值和握力的标准差)以及与之对应的三种目标(稳定性、快速性和经济性),并且依据上述准则来比较电触觉反馈和无反馈对于控制握力的影响。通过对比可以发现电触觉反馈在四类考察变量以及三种目标上均优于无反馈,充分的证明了电触觉反馈对于假肢手握力控制的重要性。随着物体重量的增加,无反馈和电触觉反馈下抓取力的经济性和稳定性差异在逐渐的减小。

本研究可以为假肢手的触觉反馈应用提供指导意义并且为相关的研究提供更加细致的评价指标。由于本文的电触觉反馈主要包含压力反馈和滑觉反馈,但从本实验的结果仍无法判断每种反馈对于最终握力的作用。由于反馈类型的增多,会增大受试者的学习适应时间,并且可能在一定程度上其使用过程中的心理负荷,所以是否能通过最少的反馈来实现最好的握力控制效果成为了亟待解决的问题。

参考文献

- [1] Ninu A, Dosen S, Muceli S, et al. Closed Loop Control of Grasping With a Myoelectric Hand Prosthesis: Which Are the Relevant Feedback Variables for Force Control[J]. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2014, 22(5): 1041—1052.
- [2] Dhillon GS, Horsch KW. Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm[J]. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2005, 13(4): 468—472.
- [3] Szeto AYJ, Frank A. Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering[J]. Biomedical Engineering, 1982.
- [4] Kaczmarek K A, Webster J G, Bach-y-Rita P, et al. Electro-tactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems[J]. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1991, 38(1): 1—16.
- [5] Cipriani C, Zaccone F, Micera S, et al. On the shared control of an EMG-controlled prosthetic hand: analysis of user-prosthesis interaction[J]. Robotics, IEEE Transactions on, 2008, 24(1): 170—184.
- [6] Meek SG, Jacobsen SC, Goulding PP. Extended physiologic tactation: design and evaluation of a proportional force feedback system[J]. Journal of rehabilitation research and development, 1989, 26(3): 53—62.
- [7] Patterson PE, Katz JA. Design and evaluation of a sensory feedback system that provides grasping pressure in a myoelectric hand[J]. J Rehabil Res Dev, 1992, 29(1): 1—8.
- [8] Witteveen HJB, Rietman JS, Veltink PH. Grasping force and slip feedback through vibrotactile stimulation to be used in myoelectric forearm prostheses[C]//Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2012: 2969—2972.
- [9] Kajimoto H, Kawakami N, Maeda T, et al. Electro-tactile display with tactile primary color approach[C]//Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2004, 10.
- [10] Geng B, Yoshida K, Jensen W. Impacts of selected stimulation patterns on the perception threshold in electrocutaneous stimulation[J]. J Neuroeng Rehabil, 2011, 8(9): 403—412.
- [11] Warren JP, Bobich LR, Santello M, et al. Receptive field characteristics under electrotactile stimulation of the fingertip [J]. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2008, 16(4): 410—415.
- [12] Duque J, Masset D, Malchaire J. Evaluation of handgrip force from EMG measurements[J]. Applied Ergonomics, 1995, 26(1): 61—66.
- [13] Humbert SD, Snyder SA, Grill Jr WM. Evaluation of command algorithms for control of upper-extremity neural prostheses[J]. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2002, 10(2): 94—101.