

# 假肢交互中振动反馈的设计方法

宋世豪, 袁卫锋

(西南科技大学 制造科学与工程学院, 四川 绵阳 621010)

**摘要:** **目的** 完成假肢交互中振动反馈的设计方法, 选择合适的振动反馈信号, 为假肢反馈端的设计提供科学依据。**方法** 选择振动作为反馈信号, 通过人机交互实验测量不同振动强度下人体的差别阈限, 模拟截肢者在振动反馈下使用假肢完成任务的过程。**结果** 得出相应的用户数据并对其进行分析, 在实验结果基础上提出假肢交互中振动反馈的设计方法。**结论** 振动对于人体是一种新的信号, 截肢者可以通过训练逐渐掌握振动反馈, 提升其对假肢产品的认同感, 将假肢真正作为自己身体的一部分。以振动反馈的设计流程为例所提出的振动反馈的设计方法, 为假肢产品反馈端的信号选择提供了包括用户灵敏度、人体对交互方式的适应期和用户的心理学数据等量化信息, 提升截肢者对假肢产品的体验。

**关键词:** 假肢交互; 振动反馈; 用户体验

**中图分类号:** TB472 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3563(2023)02-0056-06

**DOI:** 10.19554/j.cnki.1001-3563.2023.02.007

## Design of Vibrotactile Feedback in Prosthetic Interaction

SONG Shi-hao, YUAN Wei-feng

(School of Manufacturing Science and Engineering, Southwest University of Science and Technology, Sichuan Mianyang 621010, China)

**ABSTRACT:** The work aims to complete the design of vibrotactile feedback in prosthetic interaction and select the proper vibrotactile feedback signal to provide scientific basis for the design of prosthesis feedback. Vibration was selected as the feedback signal. Through human-computer interaction experiment, the difference threshold of human body under different vibration intensities was measured, and the process of amputee using prosthesis to complete task under vibrotactile feedback was simulated. The corresponding user data were obtained and analyzed, and based on the experimental results, the design method of vibrotactile feedback in prosthetic interaction was put forward. Vibration is a new signal to the human body and amputee can gradually master vibrotactile feedback through training to improve the sense of identity with prosthetic product and regard prosthetic product as a part of body. With the design process of vibrotactile feedback as an example, the proposed design method of vibrotactile feedback provides quantitative information such as user sensitivity, adaptation period of human body to interaction mode and user's psychological data for signal selection at the feedback end of prosthetic product and improves amputee's experience of using prosthetic product.

**KEY WORDS:** prosthetic interaction; vibrotactile feedback; user experience

抓握是一个复杂的过程, 大脑通过前馈控制肌肉收缩, 通过感觉反馈更新抓握的内在动力学模型完善抓握任务<sup>[1]</sup>。在这个过程中, 触觉反馈不仅有助于截肢者对假肢的主观控制, 同时有助于感知外界环境。现有的假肢虽然可以实现一定水平的抓取功能, 但因

缺乏可靠的感觉反馈, 导致抓取功能受限<sup>[2]</sup>, 截肢者无法实现精密控制, 只能通过视觉反馈控制假肢手。如此假肢只能作为一种工具使用, 而无法被接纳成为身体的一部分。感觉反馈和闭环操作是使截肢者通过假肢感觉到外界的关键, 有感觉反馈的闭环操作系统<sup>[3]</sup>可

收稿日期: 2022-08-19

作者简介: 宋世豪 (1998—), 男, 硕士, 研究生, 主攻交互设计, 工业设计等。

通信作者: 袁卫锋 (1970—), 男, 博士, 教授, 主要研究方向为仿生力学, 计算力学, 复合材料力学等。

以有效提升抓握效率, 改善抓握表现。

在失去手臂后, 截肢者可通过目标肌肉神经移植手术<sup>[4]</sup>, 将被截去肢体中残余的感觉和运动神经重新定向到目标肌肉中, 通过刺激相应的位置产生手臂的感觉。研究表明, 向假肢中加入反馈有助于提升截肢者使用假肢完成任务的能力<sup>[5]</sup>。现有的反馈方式根据外界刺激与反馈形式是否匹配, 分为模式匹配反馈与感觉替代反馈。假体向截肢者提供反馈的流程为, 假体中的传感器获取对象的信息, 并将该信息发送到假体处理器; 处理器接收信息后, 以可被截肢者的感觉系统识别的编码模式对信息进行编码; 假体中的刺激器通过植入截肢者神经系统中的选择性神经接口, 将编码信息传输到被截肢者的感觉系统, 最后使截肢者“感觉”到物体<sup>[6]</sup>。当刺激端(外界与假肢)与反馈端(假肢与人体)刺激模态相同时, 为模式匹配反馈, 如外界向假肢施加压力刺激时, 假肢向截肢者的残肢反馈压力。由于物理形式的相似性, 截肢者容易获取刺激的信息。常用的模式匹配反馈有通过机械压力反馈的形式反馈假手与物体的接触信息, 采用帕尔帖(Peltier)元件反馈假肢感知的环境温度信息等<sup>[7]</sup>。感觉替代反馈指刺激端与反馈端物理形式不同, 反馈端通过各种方式将刺激端的信息反馈给用户。相较于前者, 感觉替代反馈更为灵活, 但由于物理形式的不匹配, 感觉替代反馈要求用户通过学习、训练适应从刺激端到反馈端的映射关系<sup>[8]</sup>。在感觉替代反馈中, 振动反馈由于功耗低, 尺寸小, 方便集成的优点被广泛使用。实验者可以通过调节振动的频率与振幅改变振动的强度, 将外界的信息反馈给用户。Ikeda 等<sup>[9]</sup>通过振动刺激使用户产生了柔软感; Akihiro 等<sup>[10]</sup>则通过横向不对称的振动刺激增加了摩擦感; D'Alonzo 等<sup>[11]</sup>制作了小型的 DESC 手套, 通过离散式的振动刺激, 提升了截肢者的抓握表现; Hwang 等<sup>[12]</sup>研究了振幅-频率两个独立变量对人体感知到的振动强度的影响, 建立了一个感知的幅度函数, 实现了从振幅、频率到人体对振动的感知强度的映射; Paul 等<sup>[13]</sup>通过 G10 触动器产生了合适的人工皮肤触觉, 诱导截肢者转变了对假手的观念, 将假肢视作自己身体的一部分。目前, 对于振动反馈中反馈端振动参数的研究主要集中在, 令人体感觉到舒适的振幅或频率和人体的两点阈值等静态值, Mahns 等<sup>[14]</sup>通过探针施加正弦振动刺激, 比较了人类在 4 个标准频率下对振动的区分能力。假肢向人体提供反馈时, 振动强度通常是动态变化的, 当振动强度的变化量小于人体感觉阈值时将导致信息传递的不完整。因此, 研究人体可感知的最小的振动强度的改变量意义重大。例如, 当外界的压力刺激改变 1N 时, 假肢向人体反馈的振动频率应改变多少 Hz。

振动虽然可以替代压力成为一种触觉反馈, 但不同于传统的信息获取方式, 外界的信息被转换成振动反馈给人体, 是一种新的信号形式。因此, 为了能更

好地运用振动反馈, 截肢者需要通过学习适应不同信号间的映射关系, 使假肢振动产生的触觉成为自己的感觉, 从而更好的融入自身。截肢者对于振动信号越熟悉, 假肢向其传递信号越高效。

本文提出了假肢交互中振动反馈的设计方法, 为假肢反馈端的设计提供可靠、量化的必要信息, 包括用户对振动信号的感知灵敏度和对振动反馈的适应期与实验过程中用户的相关心理学数据, 为振动反馈的评估提供了新的方法与指标。

## 1 人体对振动的灵敏度

用户对振动的感知灵敏度会影响假肢通过振动反馈所传递的信息。当反馈端提供的振动刺激超出人体的感知能力时, 会导致信息缺失。通过实验测定不同振动强度下用户的差别阈限, 实验电路由高压电源(0~15 V), 直流电阻箱  $R_1$  (0~9 999.99  $\Omega$ ), 偏心电机 M (额定电压  $U = 3$  V, 偏心块质量  $m = 0.92$  g, 质心到旋转中心距离  $l = 1.5$  mm), 电路板  $R_2$  (0~15  $\Omega$ ) 组成。改变电阻  $R_1$ 、 $R_2$  的大小, 改变电机 M 的振动强度, 测量人体对于振动的灵敏度。实验中用电机功率表征振动强度。

实验开始时令被试者手臂放松置于桌面, 将振动电机粘贴于小臂, 见图 1。设定电源电压为 4 V 并接通电路, 电路图见图 2。电机运转产生振动, 告知被试者此时电机振动强度为初始振动强度, 记录此时电路总电阻为  $r_1$ 。增大或减小电路电阻, 根据被试者的感受即时记录电机振动强度的变化, 记录电路总电阻

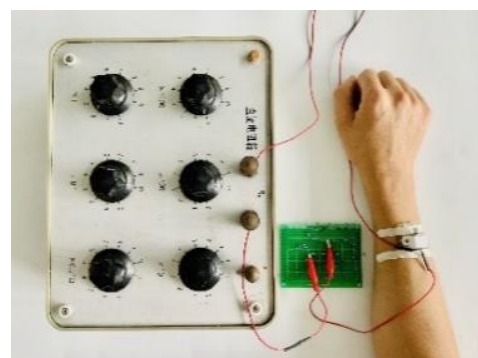


图 1 人体对振动灵敏度测试  
Fig.1 Test of human sensitivity to vibration

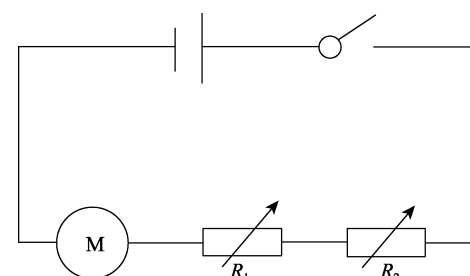


图 2 人体对振动灵敏度测试  
Fig.2 Test of human sensitivity to vibration

为  $r_2$ 。在每一电机功率下进行三次实验,在被试者三次均能正确感受到电机振动变强或变弱的情况下,改变电机功率  $P_1$  继续实验。若被试者无法正确判断振动强度变化,表明当前功率下所改变的电阻  $\Delta r$  过小,则增大每次改变的电阻差  $\Delta r$  至被试者可以成功判断为止。实验结束后,计算电路总电阻为  $r_1$  时电机功率  $P_1$ ,总电阻为  $r_2$  时电机功率  $P_2$ 。用功率差  $|P_1 - P_2|$  表示被试者在电机功率  $P_1$  时可感知到的最小振动强度变化量。在实验过程中被试者无法看到电阻改变的过程,同时通过白噪声屏蔽电机声音的干扰,令其只能感受小臂上电机的振动反馈完成实验。实验测量电阻范围为  $2 \sim 140 \Omega$ ,以每  $10 \Omega$  为一组,每组实验结束会有  $10 \text{ min}$  的休息时间。

实验中电阻调整精确度为  $1 \Omega$ ,在部分功率下被试者可感知的电阻变化量,电阻箱只能实现每次改变  $1 \Omega$  的分档调节,不能实现每次直接改变  $2 \Omega$  或更高的电阻变化,所以在同一功率  $P$  下通过电路板调节电阻实现功率变化  $\Delta P$ ,而通过电阻箱改变电机功率  $P$ 。实验测量电阻范围为  $2 \sim 140 \Omega$ ,对应电机功率为  $0.311 \sim 0.011 \text{ W}$ 。测量人体在不同电机功率  $P$  下的  $\Delta P$ ,用  $\Delta P/P$  表示在功率  $P$  时,人体对振动变化的感知能力。

实验测量结果如图3所示,电路电阻变大时,电机振动强度变弱,反之变强。图中红色曲线表示被试者对电机振动强度变弱的感知能力,蓝色则表示对电机振动变强的感知能力,每一名被试者分别对应两条曲线。结果表明,同一被试者对电机振动强度变强或变弱的感知能力不同,不同被试者对电机振动变化的感知能力亦不同,但变化趋势相同。不同电机功率下被试者的感知能力不同,即人体的感知能力与刺激强度是有关的<sup>[14]</sup>。图中曲线越靠近  $x$  轴代表人体对振动变化的感知越敏感。电机功率较低时 ( $0 \sim 0.05 \text{ W}$ ),人体的感知能力先变弱后变强,在  $P = 0.027 \text{ W}$  时形成尖峰,此时人体对振动变化的感知最为迟钝。电机功率继续增大、曲线下降,在电机功率  $P = 0.05 \text{ W}$  较低,之后随电机功率增大略微升高后趋于平稳。在电机功率较大即振动较为强烈时人体最为敏感,在图中曲线最低,但此时电机功率的绝对变化  $\Delta P$  也较大,即外部电路很小的电阻变化会引起较大的功率改变。当电机功率较大、振动较为强烈时,实验过程中被试者会出现手臂麻木等情况,长时间、高强度的振动会令被试者产生紧张烦躁等情绪。而当电机振动较弱时,其振动变化难以被察觉,易增加人体的认知负担。

该结果量化了人体的振动感知能力,  $\Delta P/P$  的值在曲线上方时(图中红色区域),表明该刺激强度下的振动改变量达到了人体的感知阈值。在采用振动反馈时,假肢反馈端提供的振动反馈应高于不同振动强度下的人体感知阈值,保证信息传递的完整性,为假肢反馈端的电路设计提供科学依据。

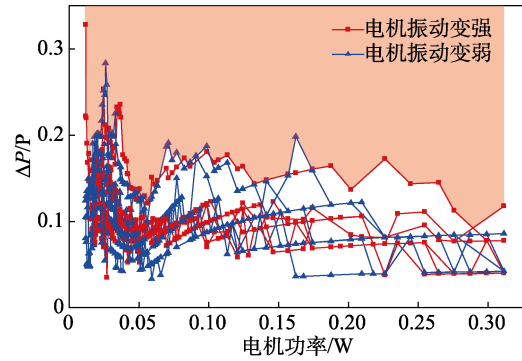


图3 人体对于振动强度改变的感知能力  
Fig.3 Human perception of changes in vibration intensity

## 2 振动反馈与模拟抓握实验

测量得到用户对振动信号的灵敏度后,通过模拟抓握实验验证振动反馈的可行性,模拟用户对振动反馈的适应期,即用户对振动信号的学习过程。本实验电路由可变电阻  $R_2$  ( $83 \Omega$ ,  $40 \Omega$ ,  $20 \Omega$ ), 高压电源 ( $0 \sim 15 \text{ V}$ ), 圆盘滑动变阻器  $R_1$  (额定功率  $P = 25 \text{ W}$ ,  $0 \sim 10 \Omega$ ), 偏心电机  $M_1$  (额定电压  $U = 3 \text{ V}$ , 偏心块质量  $m = 0.92 \text{ g}$ , 质心到旋转中心距离  $l = 1.5 \text{ mm}$ ), 直流推杆电机  $M_2$  (额定电压  $U = 12 \text{ V}$ , 最大压力  $F = 300 \text{ N}$ ), 电压表 ( $0 \sim 20 \text{ V}$ ) 组成。

将振动电机粘贴于被试者小臂,并令其放松放在桌面上,接通电路后推杆前进,电机开始振动,见图4。当推杆前进至与被测物体相接触时由于阻力停止前进,此时令被试者顺时针调节电阻  $R_1$ ,推杆  $M_2$  功率增大,压断被测物体时停止,电路图见图5。此过程模拟截肢者使用假肢施力,因为缺乏反馈,实验者无法感知到自己施加的力,从而在改变推杆功率时会因施力过大,破坏被测物体。因此截肢者需要一种信号,作为反馈感受到自己的施力过程和假肢与外界的相互作用。实验将电机的振动作为信号,当推杆功率增大时,振动电机的功率也会增大,用电压表记录电机电压表征电机振动强度,将推杆破坏被测物体时电机电压记为  $U_C$ 。令被试者记住此时电机的振动强度,在之后的实验中调节电阻,使电机电压  $U$  尽量靠近  $U_C$  但小于  $U_C$ 。振动对人体来说是一种新的信号,掌握这种新的信号需要一定的训练过程,所以对每一位被试者而言,初始的几次实验会破坏被测物体,来学习这种新的反馈信号。待被试者认为有一定把握后,调节电阻至其预测被测物体将被破坏,即电机两端电压最为接近  $U_C$  时停止,记录此时电机电压  $U_P$ ,之后继续调节电阻至推杆破坏被测物体,并多次记录  $U_C$  完成实验,记录电压值。

在本实验中,电机的振动反馈应作为单一因素作用于人体,因此应谨慎选择被测物体。若被测物体形



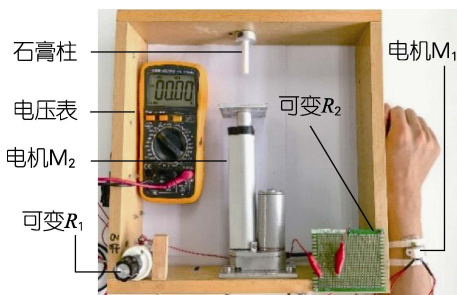


图 4 模拟抓握实验图

Fig.4 Diagram of simulated grasping experiment

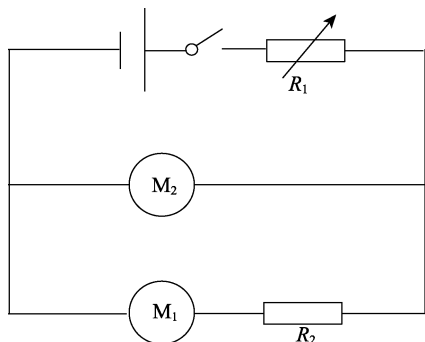


图 5 模拟抓握实验电路图

Fig.5 Circuit diagram of simulated grasping experiment

变量较大, 被试者可以从其变形中预测破坏的时机, 为被试者提供了视觉反馈, 削弱了振动反馈的作用。因此, 应选择刚度较大, 脆性较高的物体进行实验。最终将被测物体选择为长 5 cm, 底面直径 0.9 cm 的圆柱形石膏(粉笔)。由于每一个石膏试件的几何尺寸和力学性能略有差别, 其“失效”时的极限承载力并不完全相同, 因此将同一被试者的所有实验中试件断裂时电机电压取平均值得  $\bar{U}_c$ , 作为最终计算试件被破坏的真实值。实验中被试者通过旋转圆盘式滑动变阻器, 改变推杆功率, 多次实验后易通过变阻器位置, 即每次都应将变阻器旋转到一定的角度完成实验, 从而对实验结果产生影响。因此, 在每次实验开始时, 调整变阻器的初始位置后开始实验, 排除该因素的干扰, 使振动反馈作为单一反馈作用于被试者。

令  $\Delta U = \bar{U}_c - U_p$ , 用  $\Delta U / \bar{U}_c$  表示被试者预测的准确度。被试者破坏粉笔时, 令  $\Delta U / \bar{U}_c = -0.1$ , 成功预测的情况下计算其  $\Delta U / \bar{U}_c > 0$ , 曲线越靠近 0 表明预测值越接近真实值。经过前几次实验破坏粉笔后, 被试者对粉笔断裂时, 电机电压会逐渐形成自己的认知, 并随着实验次数的增加更加确定这种感觉, 这是被试者学习振动反馈的过程。在图中表现为起初  $\Delta U / \bar{U}_c = -0.1$ , 之后经过一定的震荡后收敛。曲线收敛时的值  $U_r$  即为被试者内心对  $\bar{U}_c$  的认知, 不同的被试者虽有不同  $U_r$ , 但其预测值最后都会收敛于  $U_r$ 。

部分实验结果如图 6 所示, 实验结果以精密度和准确度作为评价标准。准确度指被测值与标准值的接

近程度, 准确度反映测得值的系统误差, 即测量所得结果的平均值与被测量的标准值之差, 在图 6 中表现为  $U_{r1}$  与  $U_{r2}$  的大小。实验中系统误差为被试者内心的感受值  $U_r$  与粉笔断裂的实测值  $\bar{U}_c$  的差值。 $U_{r2} < U_{r1}$  表明被试者 2 对实验的振动有着更准确的感知, 或者被试者 1 在调节电阻时相较于被试者 2 有着更加保守的心理。系统误差因人而异, 每名被试者的  $U_r$  不同, 但由于最终曲线都会收敛于  $U_r$ , 因此最终实验的随机误差都会较小。与其相对应的是精密度, 指在相同条件下, 对被测量进行多次反复测量, 所测值之间的一致程度, 图像中表示为同一曲线上的点到  $U_r$  的距离。实验的初始阶段精密度较低, 随着实验的进行精密度逐渐增高。共有 6 名实验者参加实验, 每个实验者进行 22 次实验。22 次实验均得到收敛结果, 表明所有实验者都可以根据振动反馈预测粉笔的断裂。实验中与振动电机  $M_2$  串联的电阻  $R_2 = 83 \Omega$ , 电机功率范围为 0.022~0.05 W, 见图 7。

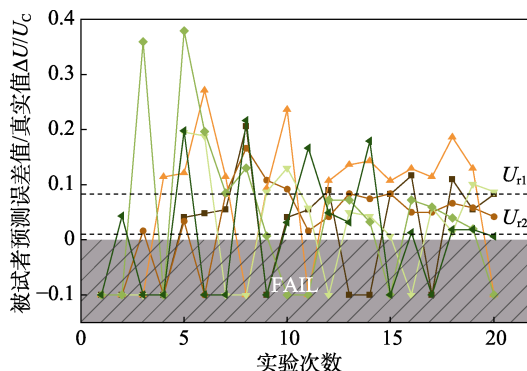


图 6 模拟抓握实验部分实验结果

Fig.6 Some experimental results of simulated grasping

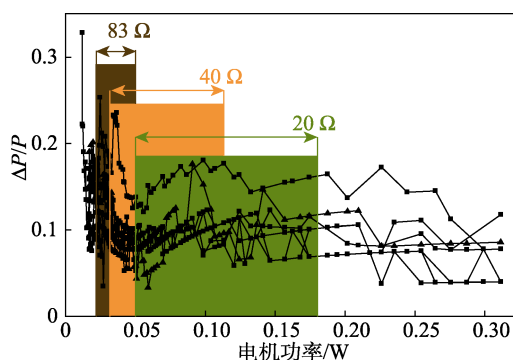


图 7 不同电机功率下用户对振动的灵敏度

Fig.7 User's sensitivity to vibration under different motor power

控制电源电压  $U=15 \text{ V}$  不变, 改变  $R_2$  大小, 令  $R_2 = 40 \Omega$ ,  $R_2 = 20 \Omega$ , 分别计算电机的功率范围, 并在不同功率范围内进行模拟抓握实验。 $R_2 = 40 \Omega$  时, 电机功率范围  $0.031 \text{ W} < P < 0.113 \text{ W}$ ,  $R_2 = 20 \Omega$  时, 电机功率范围  $0.05 \text{ W} < P < 0.162 \text{ W}$ 。通过不同强度的振动反馈, 形成完整的测量体系, 同时对比不同的振动

强度能否对实验的准确度与精密度的影响。不同电阻下的实验结果，见图8。

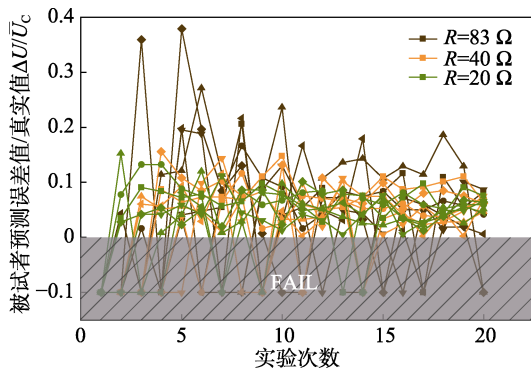


图8 不同电机功率下模拟抓握实验结果  
Fig.8 Experimental results of simulated grasping under different motor power

三组实验结果表明，在更加强烈的振动强度下，曲线具有更好的精密度的准确性。黄色曲线与绿色曲线相较于棕色曲线有更小的震荡程度以及更快的收敛速度，这两条曲线之间差别不大。通过比较失败率与标准差，来进一步比较实验结果，失败率与标准差见图9—10。

如图9所示，曲线表示三组实验的失败率随着实验次数变化情况；失败次数/实验次数表示实验的失败率，曲线越低表明失败率越低。如图10所示，曲线表示三组曲线的标准差随着实验次数的变化情况，以每5次实验的结果计算标准差。标准差常用来描述数据的离散程度。随着实验次数的增加，曲线呈下降趋势，被试者对于粉笔断裂时的振动强度有着逐渐清

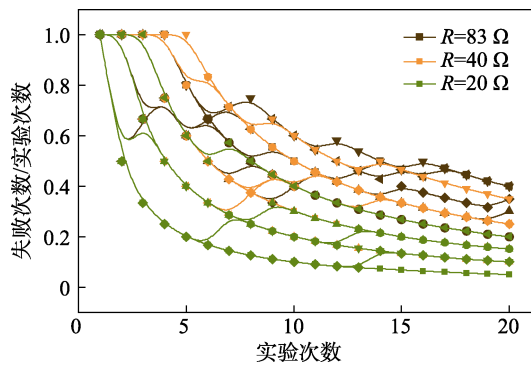


图9 模拟抓握实验失败率  
Fig.9 Failure rate of simulated grasping experiment

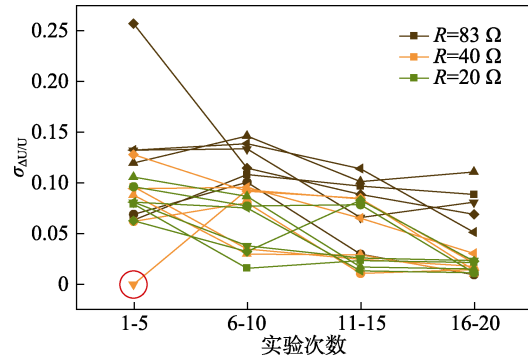


图10 模拟抓握实验标准差  
Fig.10 Standard deviation of simulated grasping experiment

晰的认知，成功率越来越高；而初期曲线的震荡导致标准差较大，随着实验的进行曲线逐渐收敛标准差越来越小。对于不同的电机功率范围，绿色曲线最低，棕色曲线最高，表明在所测量的三组振动强度下，更加强烈的振动反馈带来的不仅是更高的成功率，还有更稳定的实验表现，见图10。红色圆圈的点的标准差为零，则代表在前5次实验中，该被试者均破坏掉粉笔，见图10。 $R_2 = 40 \Omega$ ， $R_2 = 20 \Omega$ 所对应的振动强度在传递同样的信息（粉笔断裂）时更加高效、准确。模拟抓握的过程代表了用户对振动反馈的适应过程，数据表明所有被试者均能在20次实验中掌握振动反馈，且随着实验次数的增加会有更好的表现。通过三组不同振动强度的对比，为假肢交互中反馈端的振动信号的选择提供了依据。

在完成三组模拟抓握实验后，实验结果从客观上证明了振动反馈的可行性。表1通过里克特量表从主观的角度调查被试者对模拟抓握实验和振动反馈的感受，参与过模拟实验的所有被试者均参与该问卷调查。本量表用一组陈述，从振动反馈的有效性（3）、被试者对振动反馈（1-2）的感受和对整个学习过程的认知（4-5）三个方面来调查被试者的态度。与模拟抓握实验结果类似，有85.6%的被试者认为更强烈的振动会更加有利于振动反馈的学习，同时也会感到振动反馈的学习过程简单。同样有85.6%的被试者在实验后认可了振动反馈的有效性。对学习振动反馈的过程，所有人都有积极的情绪，认为自己训练过后可以掌握振动反馈。通过采集用户的心理学相关数据，说明振动反馈在保证信息传递完整与高效的同时，也在主观上也提升了用户体验。

表1 调查问卷结果  
Tab.1 Questionnaire results

问题	非常同意(++)/%	同意(+)/%	不确定(0)/%	不同意(-)/%	非常不同意(--)
1. 我认为更强烈的振动强度更容易学习	42.8	42.8	14.4		
2. 我认为振动反馈的学习简单	14.3	71.4		14.3	
3. 我认为振动反馈对于抓握有效	42.8	42.8	14.3		
4. 通过训练我可以掌握振动反馈	71.4	28.6			
5. 通过训练掌握振动反馈后我感到轻松		71.4	28.6		

### 3 结语

模拟抓握实验的实验顺序是按照  $R_1=83\ \Omega$ ,  $R_2=40\ \Omega$ ,  $R_3=20\ \Omega$  依次进行的。对于参加实验的被试者,除了振动强度,经验也会对实验结果产生影响。因此,振动的强弱不能作为单一因素评判最终的结果,次序上越靠后的实验被试者将越有经验。在未来实验设计中可以在每组实验中加入无经验的被试者形成对照,单一评价振动强度的影响。在实验设计中应将振动反馈作为唯一的反馈作用于被试者,并选取合适的物理量与评价方式评估实验结果。在整个设计流程中,振动强度应从相同的范围内选择,如本实验中选用相同的电机粘贴于被试者小臂相同的地方。

本文通过多个实验,为假肢交互中振动反馈信号的选择提供了科学依据,在保证信息传递完整的基础上,提高反馈过程中信息传递的效率。文中测量结果仅适用于实验中所采用的电机,使用不同构造电机进行实验,电机的振幅与频率不同,产生的测量结果亦不同。在实验结果的基础上,上述振动反馈的设计流程可作为一种方法应用于假肢的反馈端设计,假肢设计者可参考该方法获取所需的用户数据,选择合适的反馈信号。

对于不熟悉振动反馈的用户,即使选择合适的振动信号,也无法确保信息传递的完整性。因此,人体对反馈信号的熟悉程度也至关重要。模拟抓握实验不仅模拟了截肢者使用假肢抓握的过程,同时模拟截肢者学习振动反馈的过程。人体对正常感觉的认知需要几年的时间学习,而对振动信号,大脑也需要形成新的神经通道来理解新的信息。不论是任何形式的模式替代反馈,假肢向人体反馈的不再是人体曾经熟悉的信息,截肢者均需要通过训练,让大脑学习一门新的“语言”。当新的形式的刺激信号以合适的参数反馈并被熟练掌握时,假肢才能不仅作为工具被截肢者使用,而是真正成为其身体的一部分。在实验结果的基础上,文中对于假肢交互中振动反馈的设计流程,可作为一种方法被未来的假肢设计者借鉴,不同的设计者可依据该方法取得相对应的用户数据,提升用户对假肢产品的体验。

#### 参考文献:

- [1] 胡建浩. 智能假肢手的多模态感知反馈及生机交互训练[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2019.  
HU Jian-hao. Multimodal Perceptual Feedback and Human-computer Interaction Training of Intelligent Prosthetic Hand[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2019.
- [2] LI Kai-ru, FANG Yin-feng, ZHOU Yu, et al. Non-Invasive Stimulation-Based Tactile Sensation for Upper-Extremity Prosthesis: A Review[J]. IEEE Sensors Journal, 2017, 17(9): 2625-2635.
- [3] ARMIGER R S, TENORE F V, KATYAL K D, et al. Enabling Closed-Loop Control of the Modular Prosthetic Limb through Haptic Feedback[J]. Johns Hopkins APL Technical Digest (Applied Physics Laboratory), 2013, 31(4): 345-353.
- [4] 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]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014, 22(5): 1041-1052.
- [5] RISI N, SHAH V, MROTEK L A, et al. Supplemental Vibrotactile Feedback of Real-Time Limb Position Enhances Precision of Goal-Directed Reaching[J]. Journal of Neurophysiology, 2019, 122(1): 22-38.
- [6] ZHANG Peng, XU Qi, HE ji ping. Review and Perspective: Sensory Feedback in Upper Limb Prosthesis[J]. Applied Mechanics and Materials, 2013, 303-306: 261-265.
- [7] D'ALONZO M, CLEMENTE F, CIPRIANI C. Vibrotactile Stimulation Promotes Embodiment of an Alien Hand in Amputees with Phantom Sensations[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2015, 23(3): 450-457.
- [8] 黄琦. 自适应肌电模式识别及假手人机交互控制的研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2018.  
HUANG Qi. Research on Myoelectric Pattern Recognition Based on Adaptive Learning and Its Human-machine Interactive Control for Prosthetic Hand[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2018.
- [9] IKEDA A, SUZUKI T, TAKAMATSU J, et al. Producing Method of Softness Sensation by Device Vibration[C]// 2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. Manchester: IEEE, 2014: 3384-3389.
- [10] IMAIZUMI A, OKAMOTO S, YAMADA Y. Friction Sensation Produced by Laterally Asymmetric Vibrotactile Stimulus[M]. Berlin: Springer-Verlag, 2014.
- [11] CLEMENTE F, D'ALONZO M, CONTROZZI M, et al. Non-Invasive, Temporally Discrete Feedback of Object Contact and Release Improves Grasp Control of Closed-Loop Myoelectric Transradial Prostheses[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 24(12): 1314-1322.
- [12] HWANG I, SEO J, KIM M, et al. Vibrotactile Perceived Intensity for Mobile Devices as a Function of Direction, Amplitude, and Frequency[J]. IEEE Transactions on Haptics, 2013, 6(3): 352-362.
- [13] MARASCO P D, KIM K, COLGATE J E, et al. Robotic Touch Shifts Perception of Embodiment to a Prosthesis in Targeted Reinnervation Amputees[J]. Brain A Journal of Neurology, 2011, 134(3): 747-758.
- [14] MAHNS D A, PERKINS N M, SAHAI V, et al. Vibrotactile Frequency Discrimination in Human Hairy Skin[J]. Journal of Neurophysiology, 2006, 95(3): 1442-1450.