

压觉-滑觉-粗糙度多模态指尖触觉刺激装置研究

陈敬¹, 李敏^{1,2}, 何国瓊¹, 张超宙¹

(1. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安;

2. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 为解决手康复训练中指尖触觉刺激装置刺激形式单一、体积与质量过大、刺激效果不佳的问题,提出了一种压觉-滑觉-粗糙度多模态指尖触觉刺激装置。首先,分析人体指尖曲面特征,设计多接触面的气动压觉反馈装置,包括中央、指尖、两侧共计4个气室;然后,设计电极阵列模块,采用电刺激实现滑觉、粗糙度的反馈,建立人体阻抗模型确定供电电压等电刺激参数,并通过仿真验证;最后,采用柔性材料分别打印制作气动压觉执行器和电极阵列,集成的触觉反馈装置质量为14.8 g,尺寸为40 mm长、30 mm宽。实验结果表明,气动压觉反馈装置的线性度较高、迟滞小,单腔力反馈最大为12 N;电刺激装置的粗糙度识别准确率达到100%,滑觉粗糙识别率超过80%。设计的装置可以同时提供给用户指尖精确的压觉、滑觉以及粗糙度的触觉反馈,并且质量轻、体积小、反馈力大,对多模态触觉反馈装置具有一定的参考价值,有应用于脑卒中患者康复训练的潜力。

关键词: 触觉反馈;电刺激;气动压觉反馈;多模态

中图分类号: TP203 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtub202401017 **文章编号:** 0253-987X(2024)01-0178-09

A Fingertip Tactile Feedback Device with Pressure-Slip-Roughness Multimodal Stimulations

CHEN Jing¹, LI Min^{1,2}, HE Guoying¹, ZHANG Chaozhou¹

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;

2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: This study presents a novel solution to address the limitations in hand rehabilitation training, namely stimulation forms, excessive size and weight, and poor stimulation effectiveness, where a multi-modal tactile stimulation device for fingertip feedback, incorporating pressure, sliding, and roughness sensations, is proposed. The approach involves analyzing the surface characteristics of the human fingertip to design a pneumatic pressure feedback device with multiple contact points. This device comprises a central chamber, fingertip chamber, and two side chambers, totaling four air chambers. Additionally, an electrode array module is designed to provide electrical stimulation for sliding and roughness feedback, and a human impedance model is established to determine electrical stimulation parameters, such as supply voltage, which is validated through simulations. Finally, flexible materials are used to separately 3D print the pneumatic pressure actuator and electrode array, resulting in an integrated tactile feedback device

measuring 40 mm in length, 30 mm in width, and weighing 14.8 grams. Experimental results demonstrate that the pneumatic pressure feedback device exhibits high linearity and minimal hysteresis, providing a maximum single-chamber force feedback of 12 N. The electrical stimulation device achieves a 100% accuracy in roughness recognition, with sliding and roughness recognition rates surpassing 80%. The device designed offers precise tactile feedback for pressure, sliding, and roughness sensations simultaneously at the fingertips. Its compact and lightweight design, coupled with strong feedback capabilities, make it highly suitable for multi-modal tactile feedback devices and potential applications in the rehabilitation training of stroke patients.

Keywords: haptic feedback; electrical stimulation; pneumatic pressure sensing feedback; multimodality

脑卒中手部功能障碍患者往往在手部运动功能受损的同时丧失部分触觉感知功能^[1-2]。触觉和本体感觉是人体能够正常运动的前提,触觉感知功能的缺失会严重影响躯体的平衡及运动功能^[3]。因此,触觉等感觉功能的恢复对于患者手部运动功能障碍的治疗至关重要^[4-6]。

研究表明,触觉感知功能的丧失可以经过特定感觉训练加以改善,如通过加大患者感觉输入的方式,增强对受损神经的刺激或促进形成新的通路,从而使患者恢复正常的感觉功能^[7-8]。部分感觉训练需与运动训练共同进行^[9],更加强调感觉之间的关联性,因此需要着重关注与运动相关的触觉感受,如压觉及滑觉等。此外,物体表面纹理对于物体的准确识别有着重要意义^[10-11]。患者在康复后期需要着重开展对手部精细动作的训练,此时对物体的表面纹理进行模拟,可以有效提高康复效果,因此对物体表面纹理(粗糙度)的模拟也是必不可少的。

目前,可穿戴触觉反馈装置的实现方式主要包括两种:物理刺激再现和直接刺激目标感受器^[12-13]。物理刺激再现类装置如:Hu 等^[14]设计的一个用于主从式手术机器人的便携式力反馈装置,存在体积过大无法适用于五指问题;Leonardis 等^[15]研制的由 3 个电机驱动的三自由度指尖力反馈装置,存在反馈力过小问题;Scheggi 等^[16]研制的单电机缆线力反馈装置,存在反馈力方向单一的问题。直接刺激目标感受器主要实现方式为电刺激:Peruzzini 等^[17]设计的电极阵列电触觉刺激反馈装置存在体积过大且与手指无法良好贴合的问题;Ying 等^[18]设计的硅纳米膜二极管多路复用电极阵列,存在制作难度大的问题;Ferrari 等^[19]设计的纹身纸基材的墨水电触觉设备,存在使用寿命过短(最高寿命不超过 8 h)的问题。物理刺激再现与直接刺激模式存在各自优缺点,可将二者结合,以实现更为有效的触觉刺激。

为解决刺激装置模式单一、体积与质量过大、制造难度过大等问题,本文设计了一种压觉-滑觉-粗糙度多模态指尖触觉反馈装置。该装置由三维力反馈的气动压觉装置和柔性印刷电路板(FPC)电极阵列构成的,通过性能测试实验证明,设计的触觉反馈装置能够满足感觉训练中所需的触觉刺激需求。与现有触觉反馈装置相比,本文提出的装置可获得更丰富、且可精确控制的触觉反馈,为感觉训练提供有效的硬件支持,促进脑卒中患者触觉感知功能恢复。

1 指尖触觉反馈刺激总体方案

为了满足手康复训练触觉刺激的需要,本文提出一种可穿戴指尖触觉反馈刺激方法,用于对压觉、滑觉以及物体表面粗糙度进行模拟,辅助脑卒中手部功能障碍患者进行康复训练。本文采用将气动反馈和电刺激反馈方法相结合的方案,如图 1 所示。

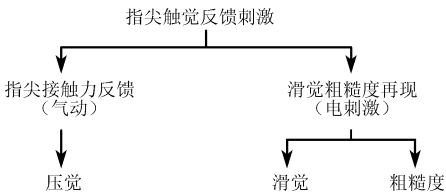


图 1 指尖触觉反馈刺激实现方案
Fig.1 Implementation scheme of fingertip tactile feedback stimulation

首先,粗糙度可以利用振动的方式进行模拟,但是这种方式反馈形式单一且很难再与压觉结合。因此,本文采用电刺激直接刺激默克尔盘的方式对物体表面粗糙度进行模拟。

其次,用于感知压觉的帕西尼氏小体位于皮肤深层,而迈斯纳小体和默克尔盘则位于皮肤浅层^[20-22]。因此,很难通过电刺激做到仅对帕西尼氏小体进行刺激而不影响位于皮肤浅层的其他两种感

受器。因气动执行器具有反馈力大、接触面舒适、适合用于康复等优点,所以本文采用气动驱动的方式实现压觉反馈。

最后,由于气动执行器本身的特性,很难做到对滑觉的模拟,因此本文采用电极阵列刺激迈斯纳小体的方式来模拟滑觉。

综上所述,本文将指尖触觉反馈刺激划分为指尖接触压觉反馈和滑觉-粗糙度模拟两部分。指尖压觉反馈采用气动驱动的方式;采用电刺激的方式,通过刺激迈斯纳小体和默克尔盘实现对滑觉和物体表面粗糙度的模拟。

2 指尖压觉反馈装置设计

2.1 结构设计

气动执行器一般由空腔及进气口组成,工作原理较为简单:当增大空腔内部气压时,较薄的工作面会因气压升高而首先发生膨胀,进而与指面相接触并向指面施加压力,其余的非工作面则因为壁厚较厚不会发生明显形变,如图 2 所示。

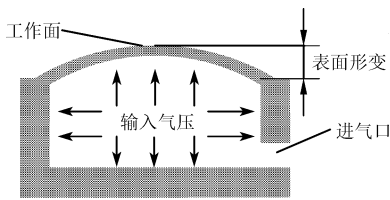


图 2 气动执行器工作原理

Fig. 2 Working principle of pneumatic actuator

如图 3 所示,指面实际上是一个曲面,在其两侧及靠近指尖的部分均具有一定的弧度,靠近关节的部分则较为平坦。因此,在日常生活中指尖与物体接触时,接触力的方向并不总是垂直于指面。

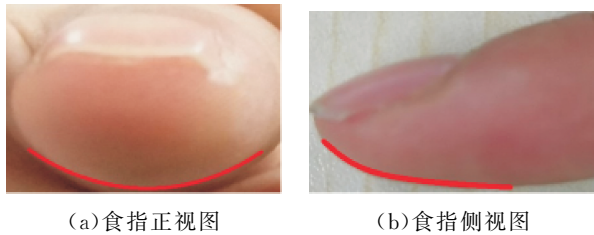


图 3 指尖表面形状

Fig. 3 Fingertip surface shape

基于上述考虑,本文提出一种新的多接触面气动指尖压觉反馈装置(气动执行器),如图 4 所示。参考人体指尖表面形状,气动执行器设有中央、指尖和两侧共计 4 个气室分别为指面各区域施加相应的

压力。工作时各气室独立供气,互不影响。

中央气室及执行器整体形状参考课题组前期仿真分析结果,均设计为椭圆形。两侧气室呈手性对称,与指尖气室一样在保证中央气室及执行器整体形状的情况下尽可能多的覆盖指面。中央气室与其余各气室间设有 1 mm 宽的间隔,供执行器能够自由弯折并与手指贴合。各气室工作面厚度均为 0.45 mm、非工作面厚度均为 2 mm,保证执行器在工作时只有工作面发生明显形变。

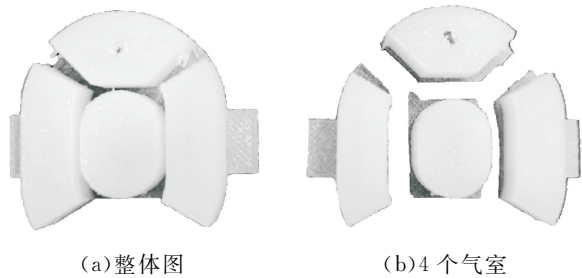


图 4 气动指尖接触压觉装置

Fig. 4 Pneumatic fingertip contact pressure sensing device

气动执行器使用 RAISE3D E2 3D 打印机整体打印成型,该打印机的最小打印精度为 0.01 mm,可以最大限度地保证执行器工作时的气密性,打印材料选用 NinjaFlex 柔性材料。

2.2 工作气压范围测试

如上文所述,气动执行器的两侧气室呈手性对称,因此只需要对 3 种气室进行性能测试。考虑到各气室间由柔性材料相连,不易搭建实验平台,采用整体打印成型后在连接处裁开分别测试的方式进行实验。

为了保障气动执行器工作时的安全性及有效性,首先对其正常工作时的气压范围进行测试,搭建的测试平台如图 5 所示。

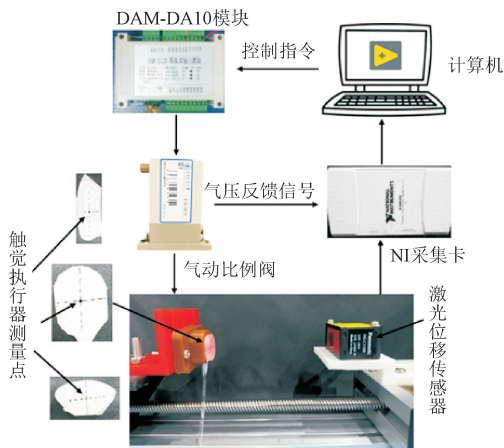


图 5 工作气压范围测试平台

Fig. 5 Working pressure range test platform

每种气室取一个进行实验,从 100 kPa 开始逐步提高气压上限,直到气压上限达到气动比例阀输出极限或执行器被撑破。每次实验从 0 开始,以 0.5 kPa 为步长,逐步增大到目标气压,再以同样的步长减小到 0。记录每次实验执行器表面形变和气压变化,绘制气压-形变曲线。对于气动软材料执行器,当输入气压未超过正常工作范围时,气压与形变量成近似线性关系;当输入气压超过上限时,气压与形变量出现明显的非线性特征。因此,本文对形变量曲线求导,得到形变量导数曲线,观察其在何时不再接近常数的方式得到最大工作气压。下面以中央气室为例,对如何判断执行器达到最大工作气压进行说明。实验结果如图 6 所示,这里只展示了最大工作气压附近的结果。

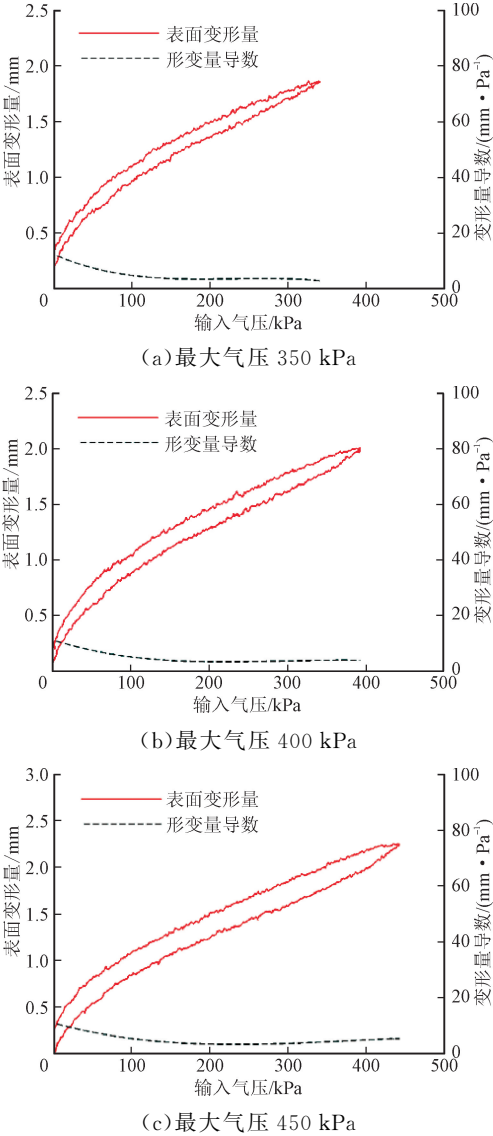


图 6 中央气室表面形变随输入气压变化曲线
Fig. 6 Curve of surface deformation of central air chamber with input air pressure

观察图 6 可知,在 400 kPa 以前的执行器表面形变量导数接近常数,因此可以认为执行器还没达到最大工作气压。从 400 kPa 往后,形变量的导数开始不再接近常数,且中央气室表面形变也逐渐无法回归原点,可以认为此时气压上限已经超过了最大工作气压。考虑到执行器工作时的安全性,将中央气室的最大工作气压定为 350 kPa。采用同样的方式,可以得到指尖气室和两侧气室的最大工作气压分别为 350 kPa 和 400 kPa。

3 滑觉-粗糙度模拟装置设计

本文采用电极阵列直接刺激指尖迈斯纳小体和默克尔盘的方式,模拟指尖滑觉与物体表面粗糙度。具体实现方式为:通过控制电极阵列开启顺序,实现不同方向滑觉模拟;通过改变电刺激脉冲频率,模拟不同大小物体表面粗糙度。

3.1 电刺激设计需求分析

电刺激过程中主要涉及电极与皮肤之间阻抗和人体阻抗两种阻抗。本文人体阻抗参考佛莱贝尔加(Freiburger H.)等值电路模型^[23],电极与皮肤之间参考文献[24]使用的皮肤与电极间的一阶阻抗模型作为电刺激器的设计依据。结合以上两种模型,可以得到人体阻抗模型,如图 7 所示。

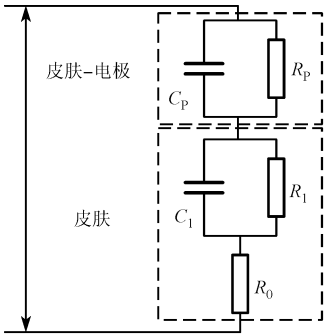


图 7 人体阻抗模型
Fig. 7 Human body impedance model

由图 7 可得,电刺激时人体阻抗为

$$Z = R_0 + \frac{R_p}{\sqrt{1 + 4\pi f^2 R_p^2 C_p^2}} + \frac{R_1}{\sqrt{1 + 4\pi f^2 R_1^2 C_1^2}} \tag{1}$$

式中: Z 为人体阻抗; R_0 为人体内电阻,取值 $500\ \Omega$; R_p 为皮肤-电极间阻性成分,取值为 $10 \sim 320\ \text{k}\Omega$; f 为电刺激频率; C_p 为皮肤-电极间容性成分,约为 $0.42\ \text{nF}$; R_1 为皮肤电阻,值为 $50 \sim 200\ \text{k}\Omega$; C_1 为皮肤电容,约为 $1\ \text{nF}$ ^[23-25]。

由式(1)可知,电刺激频率越大,人体阻抗越小。考虑到指尖会存在汗液等导致阻抗降低的情况,同时也避免施加在人体的电压过大造成安全隐患, R_p 和 R_1 的取值应该小一些。将 R_p 与 R_1 的取值定为 $50\text{ k}\Omega$ 。

由上述模型可得,人体阻抗的最大值为 $100\text{ k}\Omega$,而人体能感受到的最小电流为 1 mA 。为了能够针对个体差异对电流进行调整,对人体施加 $0\sim 250\text{ V}$ 的电压。

为保障使用者安全需求,本文采用恒流刺激源进行刺激,同时为减少电刺激给使用者带来的不适感,本文采取双向脉冲进行电刺激。在获取电刺激所需基本参数后,综合考虑电刺激器的各项设计需求,提出如图 8 所示的电刺激器整体设计思路。

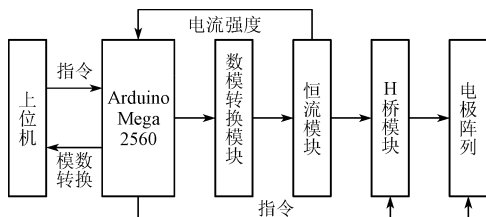


图 8 电刺激器模块组成

Fig. 8 Composition of electric stimulator module

整个电刺激器的控制模块(Arduino Mega 2560)工作流程为:电刺激器的主控芯片通过蓝牙接收上位机传来的命令,获取电刺激的刺激强度、刺激频率、占空比等刺激信息;随后主控芯片再通过压控恒流模块控制电刺激的电流强度、通过 H 桥模块控制电刺激的刺激频率和占空比;同时刺激电流经过反馈电阻转化为电压,再经由 Arduino 控制器自带的模数转换器反馈给上位机,以供实时监控刺激电流强度。

3.2 模块组成及仿真实证

(1)恒流模块。恒流模块是电刺激器设计中的重要一环,它保证电刺激器输出电流不会因人体阻抗的变化而产生较大波动。电刺激的电流强度需要根据上位机的命令发生变化,因此本文选择搭建压控恒流模块,如图 9 所示。图中 OP27 为高增益的运算放大器,PMBTA42 为耐高压的 NPN 型三极管, R_s 为低温漂的精密电阻。由运放和三极管的特性可得

$$\begin{cases} V_+ = V_- = V_s \\ I_{out} = I_c \approx I_e \\ I_e = \frac{V_s}{R_s} \end{cases} \quad (2)$$

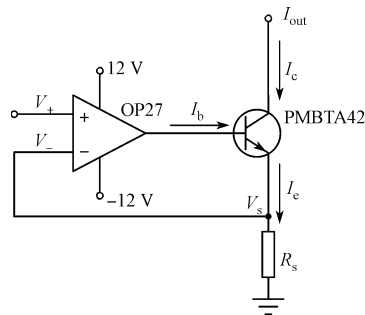


图 9 压控恒流原理图

Fig. 9 Schematic diagram of voltage control constant current

式中: V_+ 为运放正向输入端电压; V_- 为运放负向输入端电压; V_s 为采样点处反馈电压; I_{out} 为负载电流; I_c 为三极管集电极电流; I_e 为三极管发射极电流; R_s 为采样电阻。

结合式(2)中的 3 个等式,可得

$$I_{out} = \frac{V_+}{R_s} \quad (3)$$

可以发现,负载电流只受运放正向输入端的电压和采样电阻影响,而采样电阻 R_s 是固定的,因此可以通过输入电压控制负载电流,采样电阻可以根据刺激电流范围决定。

在 Multisim 软件中搭建相关电路进行仿真,并让负载在 $1\sim 200\text{ k}\Omega$ 范围内变化来测试该模块的恒流特性。通过仿真发现负载的电流为 0.995 mA ,与式(3)相符。

(2)H 桥模块。H 桥模块一般用于改变电机的转动方向,在本文中的作用是改变电刺激电流的方向,从而实现双向脉冲刺激。搭建的 H 桥电路如图 10 所示。

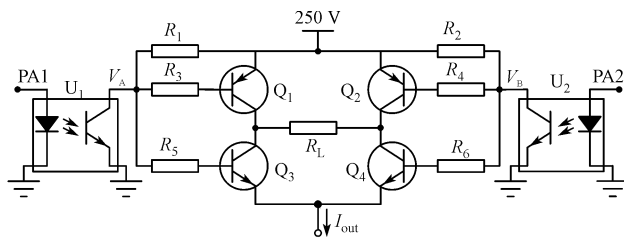


图 10 H 桥电路原理图

Fig. 10 Schematic diagram of H-bridge circuit

PA1 和 PA2 为 Arduino 控制器的两个控制口, U_1 和 U_2 为光耦开关, Q_1 、 Q_2 为 PNP 型三极管, Q_3 、 Q_4 为 NPN 型三极管, R_L 为负载即人体,Arduino 与 H 桥间通过光耦芯片隔离。该模块的控制原理如图 11(a)所示。

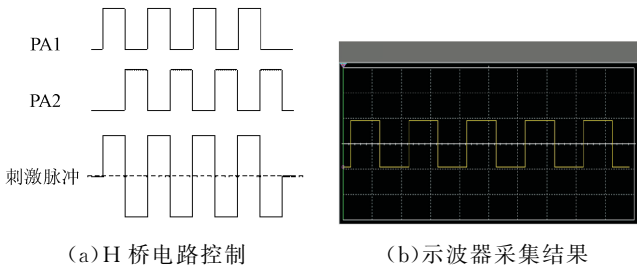


图 11 H 桥电路控制
Fig. 11 H-bridge circuit control

当 PA1 电平为高、PA2 电平为低时, Q_1 和 Q_4 导通, R_L 上电流方向从左至右。当 PA1 电平为低、PA2 电平为高时, Q_2 和 Q_3 导通, R_L 上电流方向从右至左。该模块与普通 H 桥相比, 只用两个串口控制, 不会存在 H 桥一侧三极管全部导通的情况, 控制更加方便。在 Multisim 软件中搭建相关电路进行仿真。为测试方便, 直接在两个端口输入方向相反的周期方波, 观察示波器的采集结果, 如图 11(b) 所示。

(3) 电极阵列。如前所述, 为了能够产生滑觉, 需要构建电极阵列来对指尖进行刺激。由于执行器需要贴合手指, 而指面又具有弧度, 因此采用柔性 FPC 材料来打印电极阵列。制成的电极阵列如图 12 所示。



图 12 本文制作的柔性电极阵列
Fig. 12 Flexible electrode arrays fabricated in this paper

电极阵列上的 13 个阳极构成阳极阵列, 并共用一个阴极, 所有电极均通过转接板与 H 桥模块相连。阳极的开关由 Arduino 控制, 处于阵列四周的每两个阳极由一个开关控制, 处于阵列中央的 5 个阳极单独由一个开关控制。该电极阵列可以产生竖直和水平两类, 正反共计 4 种方向的滑觉。当需要产生沿某方向的滑觉时, 按照顺序依次开启和关闭对应阳极的开关从而对滑觉进行模拟。

4 装置集成及性能测试

将设计制作完成的电刺激装置与指尖压觉反馈装置进行结合, 电极阵列直接与指尖皮肤贴合, 压觉反馈部分置于电刺激后方, 并与电极共同固定在指尖, 具体实现方式如图 13 所示。压觉反馈装置与电

刺激装置可独立工作, 也可共同协作完成指尖触觉刺激。

对本文触觉反馈装置进行测量, 其中单指的指尖压觉反馈装置质量为 7.2 g, 电极阵列质量为 7.6 g, 单指触觉反馈装置质量为 14.8 g。结合后触觉反馈装置长为 40 mm、宽为 30 mm。综上所述, 本文设计的触觉反馈装置具有质量轻、体积小特点, 能够满足五指触觉装置的安装使用需求。

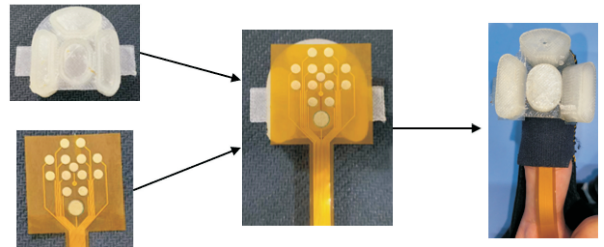


图 13 指尖触觉反馈刺激实现
Fig. 13 Realization of fingertip tactile feedback stimulation

4.1 压觉执行器性能测试

为了方便后续对气动执行器进行控制, 需要测试执行器的力学性能, 并拟合出气压-力关系曲线作为控制依据。3 种气室分别在各自的最大工作气压下进行实验, 搭建实验平台如图 14 所示。

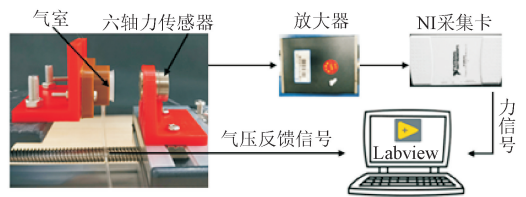


图 14 气动执行器力学性能测试
Fig. 14 Mechanical performance test of pneumatic actuator

每种气室各取 5 个进行测试, 每次实验将气室与传感器的中心对准, 通过软件对传感器调零。将各气室的最大工作气压设为目标气压, 从 0 以 0.5 kPa 的步长逐步升至目标气压, 在达到目标气压后再逐步降低气压至 0。每个执行器重复充放气 3 次, 记录输入气压及执行器工作面的接触力变化。根据实验数据分别绘制各气室的气压-力关系曲线, 并对各气室取平均并进行拟合, 结果如图 15 所示。从图中可以发现, 各气室均有较好的力学性能, 线性度较高, 迟滞现象较小。各气室力学性能较为统一, 中央气室最大接触力为 12.734 N, 指尖气室最大接触力为 9.674 N, 两侧气室最大接触力为 8.982 N。

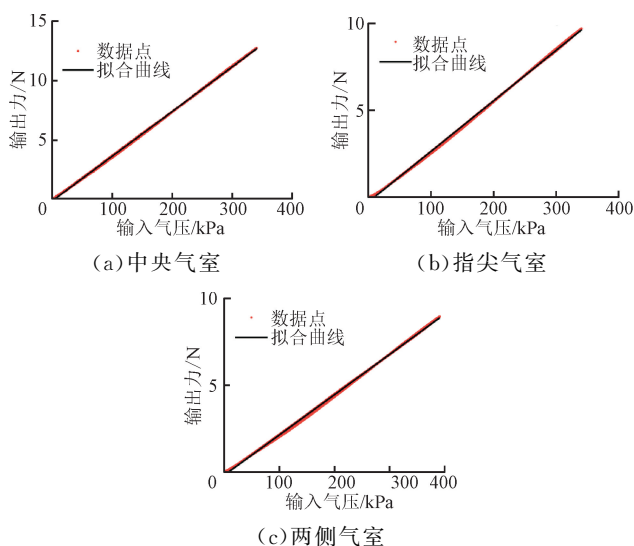


图 15 气压力关系拟合曲线

Fig. 15 Fitting curve of gas pressure relationship

由拟合而来的曲线,可以得到各气室的输入气压与执行器输出力的关系

$$\begin{cases} F_1 = 0.0767P - 0.1694 \\ F_2 = 0.02913P - 0.2957 \\ F_3 = 0.02311P - 0.1606 \end{cases} \quad (4)$$

式中: F_1 为中央气室执行器工作表面接触力; F_2 为指尖气室执行器工作表面接触力; F_3 为两侧气室执行器工作表面接触力; P 为执行器工作气压。

式(4)将作为后续指尖接触压觉反馈的控制依据,可见在实际使用时,需要对执行器进行一定气压的预加载。

与 Leonardis 等^[15]提出的三自由度指尖力反馈装置相比,本文提出的指尖接触压觉反馈装置在输出力大小及装置质量等方面具有一定的优势,且能够对不同方向的接触力进行模拟。

4.2 电刺激器有效性验证

在仿真环境下确保所设计的电刺激器能够正常工作后,用面包板搭建相关电路,并以主观问卷调查的形式对滑觉粗糙度模拟的有效性进行验证。本实验分为两部分,分别对物体表面粗糙度和滑觉的模拟进行测试。实验共有 8 位受试者参与,均在其右手大拇指指尖模拟滑觉或物体表面粗糙度,实验场景如图 16 所示。

4.2.1 粗糙度模拟有效性验证

在受试者将拇指指尖放置到指定位置,并使电极阵列弯曲至所有电极尽可能贴合手指后,接通电源。控制电流在 1 mA,保持占空比不变,控制电刺激的频率逐渐从 10 Hz 提升至 100 Hz,询问每一位受试者的主观感受。

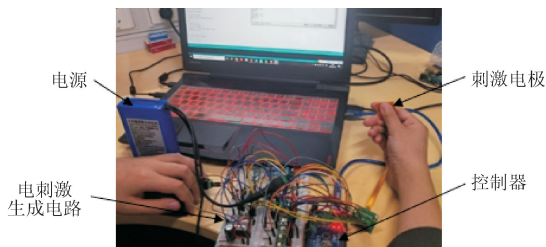


图 16 滑觉粗糙度有效性验证

Fig. 16 Effectiveness verification of slip roughness

所有受试者均表示,电刺激与振动反馈的感觉类似,且随着电刺激频率的提高,刺激中产生的颗粒感逐渐消失,振动的感觉越来越平滑。

随后测试受试者对电刺激频率即物体表面粗糙度的识别准确率。实验共分为 10 轮,每轮实验中频率为 20、50、80 Hz 的刺激各出现一次,且出现的顺序随机,由受试者判断当前出现刺激的频率,统计受试者的识别准确率。

统计结果表明,所有受试者对物体表面粗糙度(电刺激频率)的识别准确率均为 100%,即本文提出的指尖触觉反馈刺激方法可以有效地对物体表面粗糙度进行模拟。

4.2.2 滑觉模拟有效性验证

本文预设的滑觉方向有左-右、右-左、下-上、上-下 4 种,实验前先由受试者自行训练一段时间,当受试者认为已经熟悉各滑觉方向后开始实验。

实验同样分为 10 轮,每轮 4 种滑觉方向按照随机顺序依次出现,由受试者判断当前模拟的滑觉方向,统计受试者准确识别和粗略识别的准确率。所谓准确识别是指受试者准确判断出当前滑觉的方向,比如左-右或右-左。粗略识别则指的是受试者能够判断出当前模拟的滑觉方向是水平还是竖直。假设当前滑觉方向是左-右,而受试者判断结果为右-左也认为受试者粗略识别正确。统计结果如图 17 所示。

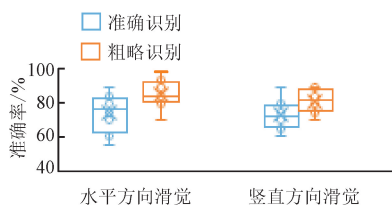


图 17 受试者滑觉识别准确率

Fig. 17 The accuracy rate of slide recognition of subjects

所有受试者对水平方向及竖直方向均具有较高的粗略识别准确率。与之相比,4种方向的准确识别率要稍低一些。这可能是因为,本文设计的电极阵列在电极排布方面存在一定问题,导致阵列在每种方向上的刺激间隔较短,使得受试者产生了混淆。Rahimi等^[26]同样采用电极阵列的方式对滑觉进行模拟,但是因为采用印制电路板制作执行器,电极与指面贴合不够紧密,因此水平方向的识别准确率要明显低于竖直方向。

5 结 论

本文提出了一种气动压觉与电刺激反馈结合的多模态指尖触觉装置,单指指尖触觉反馈装置质量为14.8 g、长为40 mm、宽为30 mm。本文触觉反馈装置利用电刺激触觉反馈完成对物体滑觉与粗糙度的感知,同时利用气动压觉反馈装置完成多维压觉力反馈。经实验结果表明,电刺激粗糙度识别准确率达到100%,滑觉粗糙识别率超过80%,气动压觉反馈单腔力反馈最大为12 N,由此该装置具质量轻、体积小、力反馈足、多模态等特点,能够满足康复训练中对指尖触觉反馈的需求。

在未来工作中,针对不同使用者生理条件差异所导致的模拟真实触觉效果有限,后续将进一步研究触觉生物模型及控制程序以改善本装置触觉模拟效果。此外,进一步开发具有更多模态的触觉反馈装置,并研究不同触觉反馈模式耦合关系以指导后续触觉装置改进,使不同模式触觉反馈装置能够进一步融合,以提供更为符合康复训练所需触觉反馈,以最终实现提升患者康复效果。

参考文献:

- [1] 贾杰. 脑卒中后左右制衡机制及其对上肢手功能康复的意义[J]. 中国康复理论与实践, 2018, 24(12): 1365-1370.
JIA Jie. Implication of left-right coordination and counterbalance for rehabilitation of upper limbs and hand function post stroke (review) [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice, 2018, 24(12): 1365-1370.
- [2] CHEN Xiaoshi, GONG Li, WEI Liang, et al. A wearable hand rehabilitation system with soft gloves [J]. IEEE Transactions on Industrial Informatics, 2021, 17(2): 943-952.
- [3] CHEN Lijun, FENG Yanggang, CHEN Baojun, et al. Improving postural stability among people with lower-limb amputations by tactile sensory substitution [J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2021, 18(1): 159.
- [4] 贾杰. 脑卒中上肢康复: 手脑感知与手脑运动 [J]. 中国康复医学杂志, 2020, 35(4): 385-389.
JIA Jie. Upper limb rehabilitation in stroke: hand-brain perception and hand-brain movement [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2020, 35(4): 385-389.
- [5] NORWOOD M F, LAKHANI A, WATLING D P, et al. Efficacy of multimodal sensory therapy in adult acquired brain injury: a systematic review [J/OL]. Neuropsychology Review, 2022 [2023-01-22]. <https://doi.org/10.1007/s11065-022-09560-5>.
- [6] SHU Xiaokang, CHEN Shugeng, MENG Jianjun, et al. Tactile stimulation improves sensorimotor rhythm-based BCI performance in stroke patients [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2019, 66(7): 1987-1995.
- [7] BOLOGNINI N, RUSSO C, EDWARDS D J. The sensory side of post-stroke motor rehabilitation [J]. Restorative Neurology and Neuroscience, 2016, 34(4): 571-586.
- [8] UMEKI N, MURATA J, HIGASHIJIMA M. Effects of training for finger perception on functional recovery of hemiplegic upper limbs in acute stroke patients [J]. Occupational Therapy International, 2019, 2019: 6508261.
- [9] CARLSSON H, LINDGREN I, ROSEN B, et al. Experiences of SENSory relearning of the UPPER limb (SENSUPP) after stroke and perceived effects: a qualitative study [J]. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2022, 19(6): 3636.
- [10] WANG Yancheng, CHEN Jianing, MEI Deqing. Recognition of surface texture with wearable tactile sensor array: a pilot study [J]. Sensors and Actuators: A Physical, 2020, 307: 111972.
- [11] 赵璐, 刘越, 冯卓萃. 触觉再现技术研究进展 [J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2018, 30(11): 1979-2000.
ZHAO Lu, LIU Yue, MA Zhuoluo. Research progress of tactile representation technology [J]. Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics, 2018, 30(11): 1979-2000.
- [12] JUNG Y H, KIM J H, ROGERS J A. Skin-integrated vibrotactile interfaces for virtual and augmented reality [J]. Advanced Functional Materials, 2021, 31(39): 2008805.
- [13] GIRI G S, MADDAHI Y, ZAREINIA K. An application-based review of haptics technology [J]. Robotics,

- 2021, 10(1): 29.
- [14] HU Zhenkai, YOON C H, PARK S B, et al. Design of a haptic device with grasp and push-pull force feedback for a master-slave surgical robot [J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2016, 11(7): 1361-1369.
- [15] LEONARDIS D, SOLAZZI M, BORTONE I, et al. A 3-RSR haptic wearable device for rendering fingertip contact forces [J]. IEEE Transactions on Haptics, 2017, 10(3): 305-316.
- [16] SCHEGGI S, MELI L, PACCHIEROTTI C, et al. Touch the virtual reality: using the leap motion controller for hand tracking and wearable tactile devices for immersive haptic rendering [C]//ACM SIGGRAPH 2015 Posters. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2015: 31.
- [17] PERUZZINI M, GERMANI M, MENGONI M. Electro-tactile device for texture simulation [C]//Proceedings of 2012 IEEE/ASME 8th IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2012: 178-183.
- [18] YING Ming, BONIFAS A P, LU Nanshu, et al. Silicon nanomembranes for fingertip electronics [J]. Nanotechnology, 2012, 23(34): 344004.
- [19] FERRARI L M, KELLER K, BURTSCHER B, et al. Temporary tattoo as unconventional substrate for conformable and transferable electronics on skin and beyond [J]. Multifunctional Materials, 2020, 3(3): 032003.
- [20] LEE Y, PARK J, CHOE A, et al. Mimicking human and biological skins for multifunctional skin electronics [J]. Advanced Functional Materials, 2020, 30(20): 1904523.
- [21] HANDLER A, GINTY D D. The mechanosensory neurons of touch and their mechanisms of activation [J]. Nature Reviews Neuroscience, 2021, 22(9): 521-537.
- [22] LEE Y R, TRUNG T Q, HWANG B U, et al. A flexible artificial intrinsic-synaptic tactile sensory organ [J]. Nature Communications, 2020, 11(1): 2753.
- [23] 杜松怀. 人体电阻等值电路的分析 [J]. 电气时代, 1995(5): 19-20.
- DUSonghuai. Analysis of human body resistance equivalent circuit [J]. Electric Age, 1995(5): 19-20.
- [24] POLETTI C J, VAN DOREN C L. A high voltage, constant current stimulator for electrocutaneous stimulation through small electrodes [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1999, 46(8): 929-936.
- [25] SZETO A Y J, SAUNDERS F A. Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1982, BME-29(4): 300-308.
- [26] RAHIMI M, JIANG Fang, YE Cang, et al. Dynamic spatiotemporal pattern identification and analysis using a fingertip-based electro-tactile display array [C]//2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2019: 8132-8137.

(编辑 杜秀杰)