

【医工交叉与人机交互专题主编语】

医学与工程思维的交叉与融合,是开展原创性、引领性科技攻关的重要途径。本专题所展示的人机交互技术为医工交叉领域的最新研究,是多学科深度交叉融合的结果,也是通过医工交叉创新研究改善我国人民生命健康水平的具体体现。

人机交互技术包括在多水平、多维度的人-机双向信息传递与活动调控,属于典型的多学科交叉范畴。随着生物技术、计算机、机械电子、材料等工程技术与医学、生命科学的融合发展,使得利用声、光、电、化、力等多维手段,在“中枢-外周-效应/感受器-功能表现”多个水平对人体复杂功能神经活动进行准确解码、量化表征以及精细调控,进而解决临床重大难题成为可能。本专题首期5篇论文涉及脑和外周运动神经活动解码、人体步态和手精细动作评估量化以及触觉力反馈神经调控等前沿人-机交互技术,为我们展示了医工交叉创新的无限潜力和应用价值。

尽管多学科间壁垒依然存在,但目前已取得的成果使我们坚信,随着医工等多学科思维的进一步深度融合,以神经解码调控、人体感知反馈为目标的人机交互技术必将获得越来越多的关注。我们将围绕“健康中国”这一目标,切实推进科学研究更好地为社会服务。

——西安交通大学 徐光华,郑杨

面向脑卒中康复的气袋式 触觉反馈单元特性研究

张超宙¹, 李敏^{1,2}, 吴宗林¹, 何博¹, 谢俊^{1,2}, 徐光华^{1,2}

(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: 针对现阶段气袋式触觉反馈装置难以准确呈现交互效果及同时表征触觉力和触觉面积的问题,开展了气动触觉单元的静态特征和动态特征研究。依据气动触觉单元的几何约束条件建立了静态压力分布模型,类比电路电容放电模型构建了动态压力响应模型。制作了3种规格的气袋触觉单元并进行了特征实验测试,结果表明,静态压力分布模型的拟合触觉面积误差为6.94%,中型气袋(14.4 mm×9.4 mm)及以下规格的气动单元响应时间在0.5 s以内。采用中型气袋搭建了躯干触觉反馈系统,并进行了触觉感知实验,通过调节充气限制高度以表征不同的触觉面积,通过改变气袋气压大小以表征不同的触觉力。实验结果表明,被试者对其产生的触觉面积和触觉力感知识别率分别为87.25%和89.67%。气袋式触觉反馈单元特性研究为触觉反馈装置的设计参数选择提供了依据,可以使脑卒中患者在康复训练中快速感受到触觉面积和触觉力,从而提高患者的康复训练体验。

关键词: 气动触觉单元;静态特征;动态特征;触觉感知

中图分类号: TP203 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtuxb202306001 **文章编号:** 0253-987X(2023)06-0001-09

Characteristics of Air Bag Haptic Feedback Unit for Stroke Rehabilitation

ZHANG Chaozhou¹, LI Min^{1,2}, WU Zonglin¹, HE Bo¹,
XIE Jun^{1,2}, XU Guanghua^{1,2}

(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: Considering that existing air bag haptic feedback devices cannot accurately present the interaction effect and represent the haptic force and haptic area at the same time, the static characteristics and dynamic characteristics of the pneumatic haptic unit were studied. The static pressure distribution model was established based on the geometric constraints of the pneumatic haptic unit, and the dynamic pressure response model was developed by analogy with the circuit capacitive discharge model. Three types of air bag haptic units were produced, and the characteristics tests were carried out. The results showed that the fitted haptic area error of the static pressure distribution model was 6.94%, and the response time of pneumatic units of medium-sized air bag (14.4 mm×9.4 mm) and below was within 0.5 s. A torso haptic feedback system was developed using the medium-sized air bag, and haptic perception experiments were carried out as well. Different haptic areas were represented by adjusting the height of the inflation limit, and different haptic forces were represented by changing the air pressure of the air bag. The results showed that the recognition rates of haptic area and haptic force were 87.25% and 89.67%, respectively. The study on characteristics of air bag haptic feedback unit for stroke rehabilitation provides a basis for the selection of design parameters of the haptic feedback device which can enable stroke patients to quickly perceive the haptic area and haptic force during rehabilitation training to improve the rehabilitation training experience of patients.

Keywords: pneumatic haptic unit; static characteristics; dynamic characteristics; haptic perception

躯体感觉障碍是脑卒中引起的一种常见症状。据报道,高达 85% 的中风患者在患肢上有躯体感觉障碍^[1]。躯体感觉系统主要包括动觉(本体感觉)系统和触觉(皮肤)系统。神经解剖学和神经生理学相关研究表明,动觉和触觉系统在人类正常运动中发挥着关键作用^[2-3]。缺乏正常的感觉反馈,运动控制将难以控制、调节。研究表明,触觉刺激在恢复感觉和运动控制方面具有很大潜力^[1,4],触觉反馈技术可以在康复训练中添加任务特异性的反馈刺激,以诱发和调控神经可塑性,进而增强运动学习^[5]。目前,常用的触觉反馈技术主要应用于对手部指尖的触觉刺激^[6-7],对身体其余部位的触觉刺激研究还较为匮乏。

如今,利用触觉刺激为中枢神经疾病患者提供康复治疗的研究多以振动触觉反馈^[8-10]和电刺激触觉反馈^[11-13]的范式为主。这两种触觉刺激方式都

是感觉替代类反馈,即通过不同模态的感觉来传递感觉信息,不具备直观的触觉现实感受,对用户的学习和认知能力具有一定要求。然而,气动触觉装置则直接将触觉反馈信息转换为用户感受的信息,减小了认知负担,在提供真实触觉感知方面具有较大的优势。同时,气动触觉反馈方式具有柔顺性好、人机交互安全、舒适度高等优点^[14-15],能够很好地模拟皮肤触觉,在康复训练的应用中具有一定的优势。

气动触觉反馈装置能够实现柔性易变形的交互界面,通过使弹性结构充气后产生形变,进而对人体皮肤挤压来反馈压力。为解决注塑、注模或熔融沉积制造等比较复杂的制造工艺以及普遍存在的漏气问题,一些学者逐渐开始采用 LD-PE 或 TPU 气袋作为柔性触觉刺激执行器的基本单元。本文使用的气动触觉单元是由不可延展的柔性双层薄膜经热封机四周密封制成,如图 1 所示。Delazio 等^[16]

研发了由 26 个气袋和力传感器阵列构成的 Force Jacket,该触觉夹克可为上身提供精确定向的力和高频振动。Rognon 等^[17]开发了可为用户提供躯干触觉反馈的 Fly Jacket,在基于飞行稳定任务的实验中证明该装置可以提高用户的姿态感知能力。



图 1 气袋式气动触觉单元

Fig. 1 The air bag pneumatic haptic unit

文献[16]和[17]只关注触觉力大小的反馈,通过对气袋内部气压进行闭环控制来实现对气动触觉反馈装置力反馈效果的控制。然而,由于人体对力大小和接触面积都比较敏感^[18],只控制触觉单元的气压不足以准确表征触觉单元与皮肤之间的交互接触。因此,为了增强康复训练中的触觉感知,触觉反馈装置应能够同时对触觉力和触觉面积实现有效调节。在理想情况下,触觉反馈装置与皮肤的接触面积应尽可能大,但触觉面积过大可能会导致触觉单元的响应时间变长。此外,人体躯干的生物力学研究表明,不同部位可承受的压力阈值不同^[19],这就需要根据人体不同部位的生理结构特点来设计针对性的触觉刺激执行器。综上分析可知,为准确快速地呈现触觉感觉,对气动触觉单元的静态及动态特征研究是十分必要的。

因此,本文针对气袋式气动触觉单元的静态特征以及动态特征进行分析,分别对触觉面积和响应时间建立数学模型,并进行特性实验测试。结合课题组前期提出的躯干触觉反馈装置(见图 2)^[20]搭建了躯干触觉反馈系统,通过触觉感知实验验证其表征触觉力和触觉面积的能力。



图 2 分布式躯干触觉反馈装置^[20]

Fig. 2 Distributed torso haptic feedback device

1 气动触觉单元特性分析

气袋式气动触觉单元是康复触觉反馈装置的基本组成部分。由于气动触觉单元的触觉面积、触觉力以及响应时间都能对人体皮肤的触觉感知效果造成影响,因此本节进行静态和动态特征分析,探索气袋式触觉单元的参数对反馈效果的影响,为触觉反馈装置的设计奠定基础。

1.1 静态特征分析

常见的各种矩形密封袋(如牛奶百利包、茶包等)在使用过程中都是由两层可以弯曲变形但是不能拉伸的材料制成的。这种由不可拉伸变形材料制成的密封矩形袋在填充过程中的最大膨胀体积求解问题在几何学上被称为“纸袋问题”或“茶包问题”^[21]。虽然在无约束情况下的充气膨胀形状可以通过 3 个偏微分方程来描述,但是求解过程相当复杂。在充气过程中,本文做出如下假设。

(1)气动单元模型在未充气前由两个柔性、不可拉伸的矩形薄膜四周密封构成,充气膨胀后,其长边和短边都具有一定的曲率。

(2)气动触觉单元薄膜无弹性变形。

在以上假设下,当限制气袋单元的膨胀高度不变时,较小的气压便可以使气动触觉单元的体积膨胀到最大化,在此之后其形状不再随内部气压增大而变化。气动触觉单元的膨胀形状如图 3 所示。

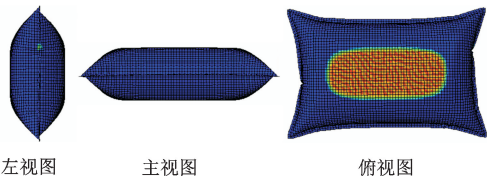


图 3 气动触觉单元的完全膨胀形状三视图

Fig. 3 Three views of the fully expanded shape of the pneumatic haptic unit

气动触觉单元建模示意如图 4 所示。图中, W 为气动单元矩形短边长度。由俯视图几何约束条件,得到剖面周长 $2L$ 恒定的约束条件为

$$2L = 2d + \pi \left[3 \left(\frac{h}{2} + a \right) - \sqrt{\left(\frac{3h}{2} + a \right) \left(\frac{h}{3} + 3a \right)} \right] \quad (1)$$

式中: L 为气动单元矩形长边长度; h 为充气限制高度即剖面矩形高度; d 为长表面接触长度; a 为左右两侧的椭圆弧长半轴长度。

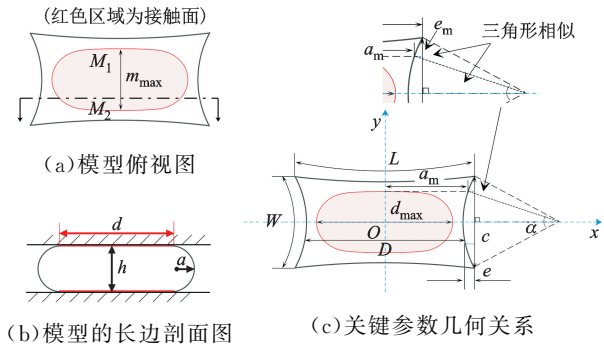


图 4 气动触觉单元建模示意

Fig. 4 Modeling diagram of the pneumatic haptic unit

建立平面直角坐标系 xoy ,如图 4(c) 所示。根据假设条件,模型两侧是一个恒定曲率半径为 R 、弧长为 W 的圆弧。当圆弧上的点由一侧向中间移动时,两侧圆弧之间的投影距离 $D = d + 2a$ 逐渐减小,接触长度 d 逐渐增加。 d 达到极大值 $d_{\max}$ 时,剖面侧边圆弧半径 $r = h/2$,此时有 $D_{\min} = d_{\max} + h$,定义 e 为最短投影距离 $D_{\min}$ 与长轴 L 之间的差值

$$e_{\max} = (L - D_{\min})/2 = (L - d_{\max} - h)/2 \quad (2)$$

将圆弧角 $\alpha = W/R$ 代入弦高公式得到

$$e_{\max} = \frac{L - d_{\max} - h}{2} = R \left(1 - \cos \frac{W}{2R} \right) \quad (3)$$

$$d_{\max} = L - \pi r \quad (4)$$

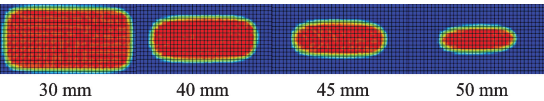
根据式(3)、(4)可以求出 R 的数值解以及弦长 $c = 2R\sin(W/2R)$ 。

当 d 取最小值 $d_{\min} = 0$ 时,剖面过 M_1 或 M_2 点,依据周长 $2L$ 恒定的约束条件可得 $a = a_m$ 以及 $e = e_m = (L - 2a_m)/2$ 。由图 4(c)局部放大图,根据三角形相似得到触觉面积的最大宽度

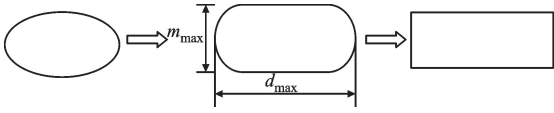
$$m_{\max} = 2 \left(e_m + R \cos \frac{W}{2R} \right) \cdot \sqrt{\frac{R^2}{(R \cos(W/2R) + e_m)^2} - 1} \quad (5)$$

由 Abaqus 软件仿真分析触觉面积形状随着充气限制高度渐变情况,如图 5 所示。本文认为,触觉面积形状变化类似于椭圆渐变为矩形的过程。定义渐变系数为 k_h , $k_h = \pi/4$ 表示椭圆, $k_h = 1$ 表示矩形, k_h 的取值与充气限制高度 h 有关,由此可得触觉面积

$$S = k_h d_{\max} m_{\max} \quad (6)$$



(a)不同充气高度下皮肤接触面的应力分布云图



(b)触觉单元面积形状渐变趋势

图 5 气动触觉单元面积形状渐变趋势

Fig. 5 Pneumatic haptic unit area shape gradient trend

依据有限元仿真拟合求解渐变系数 k_h , 结果如表 1 所示。

表 1 触觉面积及渐变系数结果

Table 1 Haptic area and gradient coefficient results

h/cm	$d_{\max}/\text{cm}$	$m_{\max}/\text{cm}$	仿真触觉面积/ cm^2	渐变系数
0.00	14.400 0	9.400 0	135.36	1.000 0
1.00	12.829 2	8.463 2	107.74	0.992 3
2.00	11.258 4	7.517 8	81.34	0.961 0
2.25	10.865 7	7.316 2	75.15	0.945 3
2.50	10.473 0	7.122 7	68.14	0.913 5
2.75	10.080 3	6.934 3	60.60	0.867 0
3.00	9.687 6	6.748 8	55.91	0.855 2
3.25	9.294 9	6.570 3	49.20	0.805 6
3.50	8.902 2	6.386 9	42.86	0.753 8
3.75	8.509 5	6.208 0	38.25	0.724 1
4.00	8.116 8	6.027 6	31.88	0.651 6
4.25	7.724 1	5.850 0	28.55	0.631 8
4.50	7.331 4	5.669 4	22.34	0.537 5
4.75	6.938 7	5.490 1	17.51	0.459 6
5.00	6.546 0	5.3075	13.99	0.402 7

采用 4 次多项式拟合渐变系数 k_h

$$f(h) = p_1 h^4 + p_2 h^3 + p_3 h^2 + p_4 h + p_5 \quad (7)$$

拟合函数曲线如图 6 所示。在 95% 置信区间内,拟合常数分别为 $p_1 = 0.001 515$, $p_2 = -0.016 88$, $p_3 = 0.026 37$, $p_4 = -0.018 71$, $p_5 = 1$ 。拟合确定系数 $R_{\text{square}} = 0.996 1$, 标准差 $I_{\text{RMSE}} = 0.014 42$, 表明

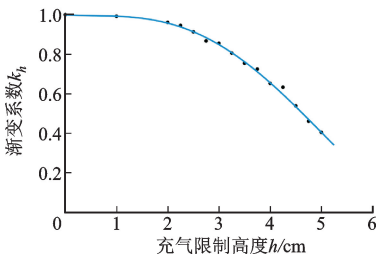


图 6 渐变系数 k_h 拟合曲线

Fig. 6 Asymptotic coefficient fitting curve

该4次多项式拟合在 $[0,5]$ 区间范围内能够获得比较理想的拟合效果。

因此,由式(6)、(7)可得气动触觉单元的压力分布模型,触觉面积 S 取决于充气限制高度 h 、气动单元的平面展开面积,即 L 、 W 。可以通过调节气动触觉单元的充气限制高度改变其触觉面积的大小。

1.2 动态特征分析

本小节对气动触觉单元的动态响应时间进行分析。Usevitch等^[22]开发了一种无压力源的柔性气动触觉设备,该设备中的气体储能器与触觉执行器能够在用户运动过程中进行动态调整,向用户呈现不同的感觉。将气动执行器和储能器的气体流动动态过程看作电路中两电容间的电流流动过程。本文在此基础上改进,参照电路的工作特点,将气动执行器和储能器的气体流动动态过程看作电路中两电容间的电流流动过程,对该系统的动态响应过程进行阻抗建模,如图7所示。

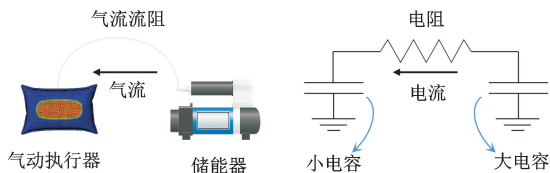


图7 流体通路和电路模型的类比

Fig. 7 Fluid pathway and circuit model analogy

类比电容电路模型,在气动触觉单元的加压过程中,输入压力可以表示为由硬件设备如包括气管、阀门等所产生的气体流阻 F_r 和由气动触觉单元产生气体的电容效应 F_c 的组合

$$P_{in} = F_r(\dot{m}) + F_c(m) \quad (8)$$

式中: P_{in} 表示气动单元的输入压力,kPa; F_r 表示流体阻力与质量流量 $\dot{m}$ 的函数; F_c 表示气体的电容效应与气动单元内流体质量 m 的函数。

气体的流动方程可近似为不可压缩流动^[23],在硬件设备中的流动阻力或者压力损耗表为

$$F_r(\dot{m}) = P_{in} - P_{out} = K \frac{RT}{P_{in}A^2} \dot{m}^2 \quad (9)$$

式中: P_{out} 表示气动触觉单元的输出(内部)气压,kPa; K 为流体阻力系数,取决于系统的硬件; $R = 8.314 \text{ J}/(\text{mol} \cdot \text{K})$ 为通用气体常数; T 为气体温度, K ; A 为气管的横截面积。

根据气体通路中的电容模型,气体的电容效应 F_c 与气动触觉单元的输出气压 P_{out} (内部)相等。由于气动触觉单元的不可拉伸性:当体积在未能达最

大膨胀形状体积 V_{max} 时,内部气压等于大气压强 P_{atm} ;当气动触觉单元达到最大膨胀体积时,根据质量守恒定律以及理想气体定律 $P_{out}V_{max} = mRT$,输出气压与质量 m 有关

$$P_{out} = \begin{cases} P_{atm}, & m < \frac{P_{atm}V_{max}}{RT} \\ \frac{mRT}{V_{max}}, & m \geq \frac{P_{atm}V_{max}}{RT} \end{cases} \quad (10)$$

在气动触觉单元充气过程中,默认膨胀至最大体积。只考虑 $m \geq P_{atm}V_{max}/RT$,代入式(8)得到

$$P_{in} = K \frac{RT}{P_{in}A^2} \dot{m}^2 + \frac{RT}{V_{max}} m \quad (11)$$

$$|\dot{m}| = \sqrt{\frac{P_{in}A^2}{KRT} \left| P_{in} - \frac{RT}{V_{max}} m \right|} \quad (12)$$

$$\dot{P}_{out} = \sqrt{\frac{P_{in}RT}{V_{max}^2} \frac{A^2}{K} |P_{in} - P_{out}|} \quad (13)$$

式(13)即为气动触觉单元的动态响应速度,当输入气源气压 P_{in} 不变时,响应速度与在当前状态下能达到的最大体积有关。

综上分析可知,气动触觉单元的最大充气膨胀体积主要受两方面因素影响:当气动触觉单元相同时,最大充气膨胀体积与限制高度有关;当充气限制高度一定时,最大充气膨胀体积与气动单元在未充气时的平面展开面积有关。

2 触觉单元特性实验测试

2.1 静态特征实验测试

设计实验测量气动触觉单元在不同充气限制高度下的触觉面积,进而验证压力分布数学模型的有效性。压力分布模型测试实验如图8所示。气动触觉单元尺寸为 $15 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} \times 0.1 \text{ mm}$,密封宽度3 mm规格的低密度聚乙烯气袋(LD-PE),通过SMC电磁比例阀ITV0010(压力范围 $0.001 \sim 0.1 \text{ MPa}$,重复精度小于等于 $\pm 0.5\%$ 满量程,灵敏度小于等于 0.2% 满量程,迟滞小于等于 0.5% 满量程)使气袋气压保持恒定 6 kPa 。通过图8(a)所示的升降实验台调整每次测试的充气限制高度 h ,并将坐标纸置于气动单元之下。然后,对触觉单元进行充气,使其膨胀变形并与坐标纸接触,坐标纸受压部分被气动单元覆盖。采用如图8(b)所示的颜料喷笔使未接触气动单元的部分染上墨水。染色后的坐标纸如图8(c)所示,中间空白部分即表示气动单元的压力分布区域。坐标纸单个网格面积为 1 mm^2 ,由此计算得到真实接触面积。每个充气限制高度 h 进行5次实验,最终取平均值作为此充气限制高度下的压力分布面积。

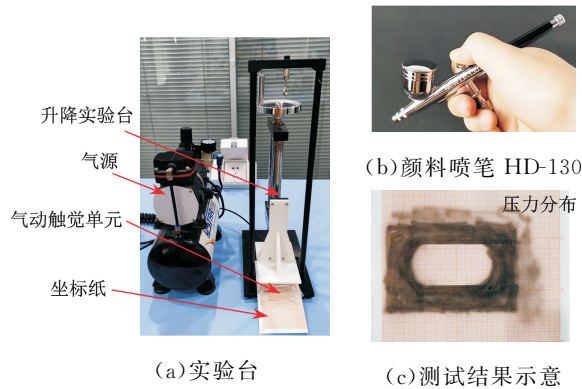


图 8 压力分布模型测试实验

Fig. 8 Pressure distribution model test experiment

压力分布模型测试实验结果如表 2 所示。可以看出,实验触觉面积接近拟合触觉面积,平均相对误差为 6.94%,符合作为压力分布控制的精度要求。

表 2 压力分布模型测试实验结果

Table 2 Experimental results of pressure distribution model

充气限制高度/cm	实验触觉面积/cm ²	渐变系数 k_h	拟合触觉面积/cm ²	面积相对误差/%
3.00	51.06	0.848 2	55.45	8.60
3.50	40.17	0.761 2	43.28	7.74
4.00	32.60	0.654 6	32.03	-1.76
4.50	22.44	0.532 9	22.15	-1.30
5.00	16.56	0.402 6	13.99	-15.53

2.2 动态特征实验测试

由触觉单元的动态特性模型可知,气动触觉单元的动态响应速度取决于充气限制高度和平面展开面积。本小节对 3 种不同平面展开面积的气动触觉单元进行动态响应测试,具体包括大规格 10 mm×20 mm、中规格 14.4 mm×9.4 mm 和小规格 8 mm×8 mm 的 3 种气袋。通过称取加满水的质量获得其对应的最大体积。每种规格的气动触觉单元完成 5 种充气限制高度测试,充气高度分别为 30、35、40、45、50 mm。图 9 为气动触觉单元动态压力响应实验装置。在实验开始前对气泵加压,并通过电磁比例阀 ITV0010 调节初始气压,使其在每次实验中的压力保持为 12 kPa 恒定。实验开始时立即开启阀门,气动触觉单元膨胀,同时采用气压传感器 RSCM17100KP040 (量程 0~40 kPa,采样频率 500 Hz,精度±1%)。持续读取气动单元内部气压数据。在气压传感器数据中获取气压稳定时的时间作为本次实验的气压响应时间。

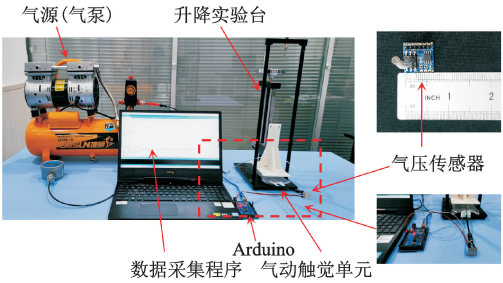


图 9 气动触觉单元动态压力响应实验

Fig. 9 Dynamic pressure response experiments with pneumatic haptic units

图 10 为 3 种规格的气动触觉单元在 5 种充气高度实验下的动态响应时间。可以看出:当输入压力一定时,气动触觉单元的响应时间随着体积的增大而增加;相比于充气限制高度,气动单元的平面展开面积规格对响应时间的影响更为明显。在本实验结果中,中小型规格的气动单元响应时间均在 0.5 s 以内。2 Hz 的最低频率对于辅助人类运动是必不可少的^[24-25],因此中小型及以下规格的气动单元均能提供及时有效的刺激反馈,可用于康复训练中的低频自主运动。

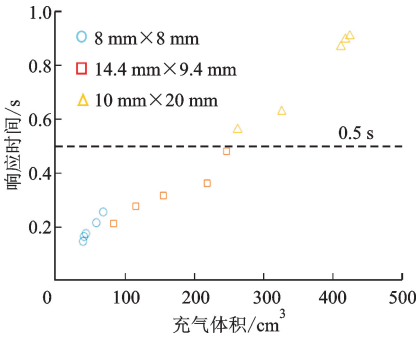


图 10 气动单元在不同充气限制高度下的响应时间

Fig. 10 Response time of pneumatic units at different filling limit heights

3 躯干触觉反馈系统搭建及感知实验验证

采用中型气袋和分布式触觉反馈装置搭建躯干触觉反馈系统,通过感知实验测试系统表征其触觉力和触觉面积的能力。

3.1 躯干触觉反馈系统搭建

本文使用课题组前期提出的分布式躯干触觉反馈装置(见图 2)^[20]。图 11 为触觉刺激执行器,可通过鲍登线和弹簧调整气袋的充气限制高度。

由于人体躯干的前胸上部以及后背上部较为平坦,为产生足够大的触觉感知面积,应采用较大平面展开面积的气动触觉单元作为触觉刺激执行器的设计基础。同时,根据动态压力响应实验,为保证气动单元响应时间小于 0.5 s,采用中型规格气袋。

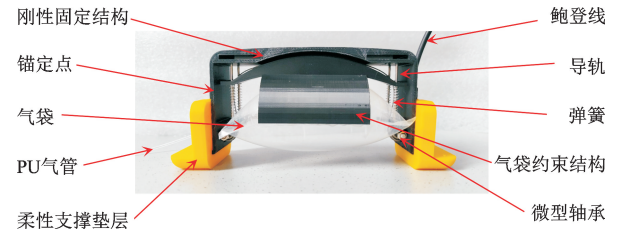


图 11 触觉刺激执行器结构示意图

Fig. 11 Schematic diagram of the haptic stimulation actuator structure

躯干触觉刺激执行器的驱动控制如图 12 所示。通过电机驱动鲍登线运动,以调整气动单元的充气膨胀高度来实现触觉面积的改变;通过改变电磁比例阀输入到气动触觉单元内部的气压,以实现触觉力的控制。

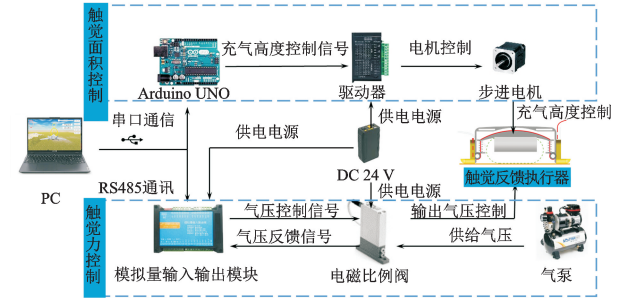


图 12 躯干触觉反馈控制原理图

Fig. 12 Schematic diagram of torso haptic feedback control

3.2 躯干触觉感知实验验证

验证实验包括触觉力感知实验和触觉面积感知实验。在触觉面积感知实验中,触觉刺激执行器提供 5 种大小的触觉面积(S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 、 S_5),对应的充气限制高度 h 分别为 30、35、40、45、50 mm,并保持触觉力始终为 8 N。在触觉力感知实验中,触觉刺激执行器提供 5 种强度的触觉力(F_1 、 F_2 、 F_3 、 F_4 、 F_5),分别为 4、6、8、10、12 N,并充气限制高度 $h=40$ mm,即触觉面积不变。实验前,对触觉面积对应的电机行程以及触觉力对应的电磁阀电压进行标定。

实验选取 6 位健康被试,在每次实验中要求被试佩戴 Honeywell 隔音耳塞以免受到电机和电磁比例阀等噪声产生的干扰。实验开始之前,每位被试先进行 5~8 min 的熟悉适应预实验,在该阶段被试可以自由熟悉感知每种触觉力强度或者触觉面积。被试在两次正式实验的间隔休息时间为 5~10 min,

实验场景如图 13 所示。实验中随机激活前胸和后背共 4 个触觉刺激执行器中的任意两个,每次实验提供 5 种面积或者力强度的触觉刺激伪随机序列。每次刺激完后,被试者在键盘上选择所感知的触觉面积类型,实验重复 40 次。

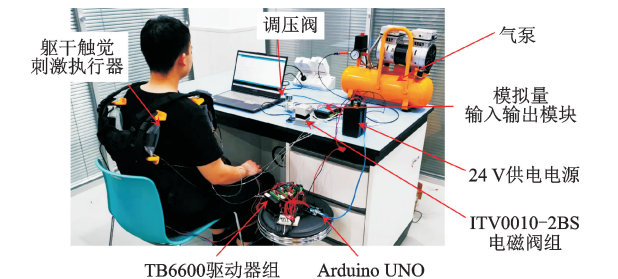


图 13 躯干触觉感知实验

Fig. 13 Haptic perception experiments on the trunk

触觉感知实验结果如图 14 所示。以图 14(b)触觉力感知实验结果为例,当实际施加的触觉力为 F_1 时,用户识别为 F_1 的准确率为 92.08%,误识别成 F_2 的情况占 7.92%。触觉面积感知的平均识别率为 87.25%,触觉力感知的平均识别率为 89.67%。实验结果表明,使用中型气袋规格的躯干触觉反馈装置表征的指定触觉力和触觉面积能够被有效感知。

实际施加的 触觉面积	S_5	0	0	0.020 8	0.095 8	0.883 3
	S_4	0	0.033 3	0.066 7	0.854 2	0.045 8
	S_3	0	0.062 5	0.862 5	0.054 2	0.020 8
	S_2	0.066 7	0.866 7	0.058 3	0.008 3	0
	S_1	0.895 8	0.091 7	0.012 5	0	0
		S_1	S_2	S_3	S_4	S_5
被试感知的触觉面积						

(a)躯干触觉面积识别准确率

实际施加的触觉力	F_5	0	0	0	0.054 2	0.945 8
	F_4	0	0.008 3	0.079 2	0.875 0	0.041 7
	F_3	0	0.083 3	0.862 5	0.050 0	0.004 2
	F_2	0.058 3	0.879 2	0.062 5	0	0
	F_1	0.920 8	0.079 2	0	0	0
		F_1	F_2	F_3	F_4	F_5
被试感知的触觉力						

(b)躯干触觉力识别准确率

图 14 躯干触觉感知实验结果

Fig. 14 Results of haptic perception experiments on the trunk

4 结 论

本文对气袋式气动触觉单元的静态特征及动态特征进行分析,建立了对应的数学模型,研究了其参数对触觉面积和响应时间的影响机理,并进行了压力分布模型和动态压力响应实验测试。结果表明:接触面积与气动单元展开平面的面积以及充气限制高度有关;单元展开平面的面积越大,所能提供的接触面积也就越大,但是动态响应时间越长。将中型气袋应用于躯干触觉反馈,进行了触觉感知实验,实验表明,被试者对其产生的触觉面积和触觉力感知识别率分别为 87.25% 和 89.67%。本文所建立的模型可用于指导基于气袋式的触觉刺激装置的设计,针对人身体不同部位的特点进行设计。此外,通过调整充气限制高度可以改变触觉面积,使用户在康复训练过程中同时感知触觉力和触觉面积,提高触觉感知效果,并且结合虚拟现实游戏可以进一步增加康复趣味性。在未来的工作中将以此为参考,优化设计基于气袋式的躯干、上肢触觉刺激装置,并结合虚拟现实进一步开展综合康复技术研究。

参考文献:

- [1] YEKUTIEL M. Sensory re-education of the hand after stroke [M]. Hoboken, NJ, USA: Wiley, 2002.
- [2] GHEZ C, GORDON J, GHILARDI M F, et al. Roles of proprioceptive input in the programming of arm trajectories [J]. Cold Spring Harbor Symposia on Quantitative Biology, 1990, 55: 837-847.
- [3] COLLINS D F, CAMERON T, GILLARD D M, et al. Muscular sense is attenuated when humans move [J]. The Journal of Physiology, 1998, 508(2): 635-643.
- [4] SMITH P S, DINSE H R, KALISCH T, et al. Effects of repetitive electrical stimulation to treat sensory loss in persons poststroke [J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2009, 90(12): 2108-2111.
- [5] MINOGUE J, JONES M G. Haptics in education: exploring an untapped sensory modality [J]. Review of Educational Research, 2006, 76(3): 317-348.
- [6] 张海涛. 气动触觉感知再现装置的研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2007.
- [7] MINAMIZAWA K, FUKAMACHI S, KAJIMOTO H, et al. Wearable haptic display to present virtual mass sensation [C]//ACM SIGGRAPH 2007 sketches. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2007: 43.
- [8] 李莅圆, 吴涓, 宋爱国. 基于穿戴型振动触觉数据腰

带的方位提示实验研究 [J]. 东南大学学报(自然科学版), 2009, 39(S2): 82-86.

LI Liyuan, WU Juan, SONG Aiguo. Directional cueing experiments of wearable vibrotactile belt [J]. Journal of Southeast University(Natural Science Edition), 2009, 39(S2): 82-86.

- [9] 袁丽, 李航真, 胥泽华, 等. 触觉振动反馈训练对脑卒中后偏瘫患者平衡及行走功能的影响 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2022, 44(10): 888-893.
YUAN Li, LI Hangzhen, XU Zehua, et al. Tactile vibration feedback training can improve the balance and walking of stroke survivors [J]. Chinese Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2022, 44(10): 888-893.
- [10] CASINI S, MORVIDONI M, BIANCHI M, et al. Design and realization of the CUFF: clenching upper-limb force feedback wearable device for distributed mechano-tactile stimulation of normal and tangential skin forces [C]//2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2015: 1186-1193.
- [11] 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.
- [12] 贺凯, 于鹏, 赵亮, 等. 电触觉皮肤机理仿真与刺激模式量化评估 [J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(4): 920-930.
HE Kai, YU Peng, ZHAO Liang, et al. Quantitative evaluation of electrotactile feeling for the cutaneous nervous mechanism simulation and stimulation method [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(4): 920-930.
- [13] GALOFARO E, D'ANTONIO E, LOTTI N, et al. Rendering immersive haptic force feedback via neuromuscular electrical stimulation [J]. Sensors, 2022, 22(14): 5069.
- [14] 颜泽荣. 基于气囊阵列的柔性机器人皮肤设计及触觉感知研究 [D]. 重庆: 重庆大学, 2020.
- [15] WANG Haoyu, CHENG Xiang, HUANG Pei, et al. A soft electro-hydraulic pneumatic actuator with self-sensing capability toward multi-modal haptic feedback [J]. Actuators, 2022, 11(3): 74.
- [16] DELAZIO A, NAKAGAKI K, KLATZKY R L, et al. Force jacket: pneumatically-actuated jacket for embodied haptic experiences [C]//Proceedings of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2018: 320.
- [17] ROGNON C, KOEHLER M, DURIEZ C, et al. Soft

- haptic device to render the sensation of flying like a drone [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2019, 4(3): 2524-2531.
- [18] AMBROSI G, BICCHI A, DE ROSSI D, et al. The role of contact area spread rate in haptic discrimination of softness [C]//*Proceedings of 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1999: 305-310.
- [19] RIVA G. Virtual reality in neuro-psycho-physiology: cognitive, clinical and methodological issues in assessment and rehabilitation [M]. Amsterdam, Netherlands: IOS Press, 1997.
- [20] LI Min, WU Zonglin, ZHAO Chenguang, et al. Facial expressions-controlled flight game with haptic feedback for stroke rehabilitation: a proof-of-concept study [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2022, 7(3): 6351-6358.
- [21] ROBIN A. Paper bag problem [J]. *Mathematics To day-Bulletin of the Institute of Mathematics and Its Applications*, 2004, 40(3): 104-107.
- [22] USEVITCH N S, STANLEY A A. Cutting the cord: soft haptic devices without a pressure source [C]//2019 2nd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2019: 49-55.
- [23] RENNELS D C, HUDSON H M. Pipe flow: a practical and comprehensive guide [M]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2012.
- [24] BROOKS T L. Telerobotic response requirements [C]//1990 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1990: 113-120.
- [25] JARRETT C, MCDAID A. Modeling and feasibility of an elastomer-based series elastic actuator as a haptic interaction sensor for exoskeleton robotics [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2019, 24(3): 1325-1333.

(编辑 陶晴)