

控制与决策

Control and Decision

柔性触觉传感技术及其在医疗康复机器人的应用

程龙, 刘泽宇

引用本文:

程龙,刘泽宇. 柔性触觉传感技术及其在医疗康复机器人的应用[J]. *控制与决策*, 2022, 37(6): 1409–1432.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2021.1896>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

[基于接触状态感知发育的机器人柔性装配方法](#)

Flexible assembly method based on contact state perception development

控制与决策. 2021, 36(4): 876–884 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.1079>

[基于动态观测器零极点优化的网络控制系统故障检测](#)

Pole-zero optimization design of dynamic observer for fault detection of networked control systems

控制与决策. 2021, 36(6): 1351–1360 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.1107>

[含混合储能的互联电力系统传感器容错负荷频率控制](#)

Sensor fault-tolerant load frequency control for multi-area interconnected power system with hybrid energy storage system

控制与决策. 2021, 36(5): 1069–1077 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.1432>

[移动机器人运动规划中的深度强化学习方法](#)

Deep reinforcement learning for motion planning of mobile robots

控制与决策. 2021, 36(6): 1281–1292 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2020.0470>

[基于未知系统动态估计的机器人预设性能控制](#)

Unknown system dynamics estimator for prescribed performance control of robotic systems

控制与决策. 2021, 36(5): 1040–1048 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.1219>

柔性触觉传感技术及其在医疗康复机器人的应用

程 龙[†], 刘泽宇

(1. 中国科学院自动化研究所 复杂系统管理与控制国家重点实验室, 北京 100190; 2. 中国科学院大学, 北京 100049)

摘要: 柔性触觉传感器易于贴合皮肤等不规则表面, 相比刚性传感器具有更强的信号感知能力、更高的精度和更佳的穿戴舒适性, 在人机交互、医疗设备、可穿戴设备、健康监测等领域发挥着重要作用. 鉴于此, 从传感器不同工作原理出发, 对柔性触觉传感器进行系统地介绍和对比, 从结构优化的角度分析传感器性能优化方法, 整理出微结构、结构疏松化、多模态测量等 3 种电磁原理中的共性设计方法. 同时总结柔性触觉传感器在医疗康复机器人领域中的应用, 整理机器人控制、人机交互、医疗器械和生理信息监测等 4 种具体应用场景, 分析不同应用场景对传感器性能的不同需求, 如机器人控制需要高精度、短响应时间; 人机交互需要大面积、多模态等, 并给出部分结构优化设计与应用之间的关联. 最后简要介绍柔性触觉传感器信息提取和信息融合等智能信息处理方法, 并对柔性触觉传感器的发展趋势进行展望.

关键词: 柔性触觉传感; 传感器结构设计; 医疗机器人; 康复机器人; 传感数据处理; 多传感融合

中图分类号: TP273 **文献标志码:** A

DOI: 10.13195/j.kzyjc.2021.1896

引用格式: 程龙, 刘泽宇. 柔性触觉传感技术及其在医疗康复机器人的应用[J]. 控制与决策, 2022, 37(6): 1409-1432.

Flexible tactile sensing technology and its application in medical rehabilitation robots

CHENG Long[†], LIU Ze-yu

(1. State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China; 2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: Flexible tactile sensors are easy to fit irregular surfaces such as the skin. Compared with the rigid sensors, they have better signal perception ability, higher accuracy and better wearing comfort. Therefore, they play an important role in human-computer interaction, medical equipment, wearable devices, health monitoring and other fields. This review systematically introduces and compares flexible tactile sensors that categorized by different principles, analyzes sensor performance optimization methods from the perspective of structural optimization, and sorts out three common methods in electromagnetic-based principles: microstructure, structure loosening and multi-modal measurement. This review also summarizes applications in the field of medical rehabilitation robots, sorts out four specific application scenarios of robot control, human-computer interaction, medical equipment and physiological information monitoring, analyzes the different performance requirements of different application scenarios. For example, robot control requires high precision and short response time, human-computer interaction requires large area, multi-modality, etc. The relationship between structural optimization design and application is also given. Finally, this review briefly introduces the flexible tactile sensor information extraction, information fusion and other intelligent information processing methods, and prospects the development trend of the flexible tactile sensor.

Keywords: flexible tactile sensing; sensor structure design; medical robot; rehabilitation robot; sensing data processing; multi-sensor fusion

0 引言

2016年, 国务院印发的《“2030 健康中国”规划纲要》中指出^[1]: 要提供优质高效的医疗服务, 推动健康

科技创新等一系列举措. 随着我国人口老龄化问题日益严峻, 医疗康复领域的缺口逐年增大, 机器人辅助成为一个可行的解决方案. 对于医疗康复机器人,

收稿日期: 2021-11-03; 录用日期: 2022-01-28.

基金项目: 国家自然科学基金项目(62025307, U1913209); 北京市自然科学基金项目(JQ19020).

[†]通讯作者. E-mail: long.cheng@ia.ac.cn.

触觉反馈不可或缺:如果缺少触觉反馈,手术导致软组织损伤的概率会提高6倍^[2];对于康复机器人与可穿戴设备,触觉信息感知不仅可以提供力反馈^[3],也是实现人机交互^[4]、生理信息监测^[5]的重要手段。

触觉信息包括温度、湿度、形状、质地、表面振动、柔软程度等,人类处理这些信息时,使用触觉的准确率明显高于视觉和听觉^[6]。除了温湿度,其余信息主要通过皮肤探测压力和扭矩获取^[7]。因此,压力和扭矩是触觉信息的重要探测量^[8]。将触觉信息转换为可处理信号(一般为电信号)的传感器称为触觉传感器。与传统触觉传感器相比,柔性触觉传感器可以与皮肤表面紧密贴合,有助于更准确地感知各类人体信息,在可穿戴设备、健康监测等领域有重要价值。且随着材料和加工技术的进步,各类柔性电子器件的制造为柔性触觉传感器的应用铺平道路^[4]。

一般而言,触觉传感器在医疗康复机器人中的应用主要分为4类:机器人控制、人机交互、医疗器械和生理信息探测。^g

1) 在机器人控制领域,触觉传感器主要用于力反馈、运动意图识别等场景。柔性触觉传感器可以贴合不规则接触面,测量更精准,因此对传感器的要求主要是形变状态下的稳定性、高准确度和快速响应。

2) 在人机交互领域,触觉传感器从人或机器接收输入信息,并对另一方执行相应操作,实现人机信息交互。触觉信息输入的面积越大、传感的模式越丰富,可以实现的交互种类越多,因此对传感器的要求主要是大面积和多模态。

3) 在医疗器械领域,触觉传感器主要用于力反馈、触诊等医疗系统的实现。由于空间有限,传感器的体积受严格限制,且要求传感器准确度高、分辨率高、重复性好、具有生物相容性、可以承受消毒灭菌等极端环境^[9-10]。

4) 在生理信息探测领域,触觉传感器主要用于探测脉搏、呼吸等生理信息。由于生理信号比较微弱,传感器需要具有高灵敏,还要考虑用户佩戴的舒适性(轻薄)。

目前,柔性触觉传感器的主要研究难点在于高精度、高稳定性、大面积、低响应时间触觉传感的实现。不巧的是,传感器阵列的大面积和低响应时间是相互制约的^[11],需要通过优化硬件布局和并行算法同时实现,因此要真正实现这一目标,需要整个传感系统的共同优化。

将触觉信号引入机器人控制系统,对于机器人智能控制、非结构化空间环境感知尤为重要^[12]。机器人

系统的触觉信息处理分为3个层次^[12](图1):

1) 传感层,使用触觉传感器将各种形式的触觉信号转换成电信号,信号降噪、调制后输出至感知层进行处理;

2) 感知层,对传感层的输入信号进行信息提取、融合,获得交互对象的属性信息,并将信息输出至决策层进行控制决策;

3) 决策层,主要负责对输入的属性信息进行判断、决策,输出控制信号使机器人执行相应操作。

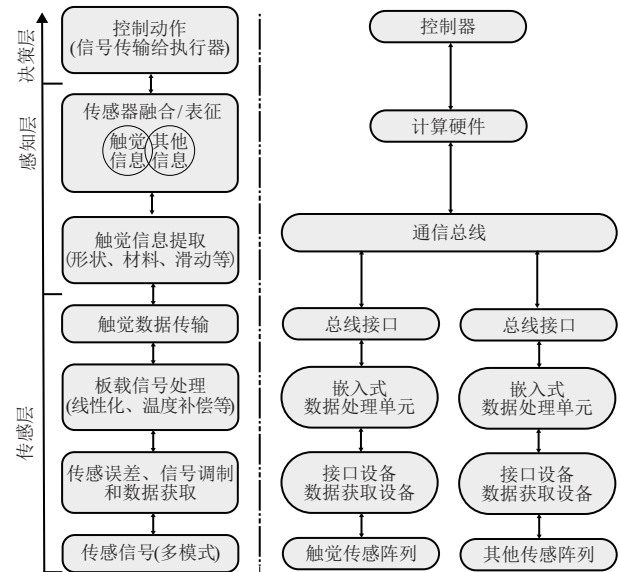


图1 触觉传感3层次及对应的硬件实现

在现有介绍多原理触觉传感器的综述中,文献[9,13]对常见的电磁学和光学原理的柔性触觉传感器及其应用进行了简要归纳,其中文献[9]还对不同原理的加工工艺进行了整理。文献[10,14]分别对电磁学和光学原理的触觉传感器在手术机器人和肿瘤探测中的应用进行了归纳。文献[15]从组装的角度出发,对触觉传感器进行了分类整理。文献[12]主要针对感知层,讨论了触觉信息的提取与融合。

本文主要讨论传感层和感知层:对于传感层,主要介绍传感器结构设计、传感信号处理;对于感知层,主要介绍传感信息提取、多传感融合等内容。同时简要介绍传感器信息提取和信息融合方法,并对柔性触觉传感器的发展趋势进行展望。与现有综述相比,本文主要有以下不同:

1) 设计方面,重点介绍不同原理柔性触觉传感器的结构设计,对共性的设计方法进行整理;

2) 应用方面,重点介绍触觉传感器在医疗康复机器人中的应用,整理出机器人控制、人机交互、医疗器械、生理信息探测4个具体应用方向;

3) 结合最新研究进展,补充通过热学信息感知接触力的新分类。

1 压阻式设计

1.1 原理与简介

基于压阻效应的柔性力触觉传感器是柔性力触觉传感器的重要分支. 导体或半导体的压阻效应可以表示为

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\mu + \pi E)\sigma. \quad (1)$$

其中: μ 为材料泊松比; E 为杨氏模量; σ 为外界应力, π 为压阻系数, 沿一个晶体方向计算, 其表达式为

$$\pi = \frac{\Delta\rho}{\rho}\varepsilon, \quad (2)$$

ε 为材料轴向应变, ρ 为材料电阻率.

当外界压力作用在压阻材料上时, 材料的电阻值发生改变, 通过测量阻值变化可以得到接触力. 常见的压阻材料有石墨烯、聚二甲基硅氧烷 (Polydimethylsiloxanes, PDMS) 以及各类高分子材料^[16-17]. 许多柔性压阻力传感器能达到 100 kPa^{-1} 级的灵敏度^[18-19], 在康复机器人的人机交互、可穿戴设备等方面有重要的应用潜力.

1.2 压阻式设计

柔性压阻式力触觉传感器的主要原理有半导体材料能带结构变化^[20]、导电高分子材料渗流效应^[21]、导电高分子材料隧穿效应^[22]、界面电阻变化^[23]等. 传感器一般由3部分组成: 柔性基底、电极和活性层材料. 基底主要保证机械结构的稳定性; 电极材料保证较大应变下的电导率和稳定性; 活性层材料提供足够的电荷传播路径和良好的弹性, 是传感器的核心部件^[24].

电极-敏感材料(介质)-基底(电极)3层结构是力触觉传感器最常见的结构设计^[24], 很多研究对该结构进行改进以提高性能. 近年来, 随着智能纺织^[25-26]等领域的兴起, 纤维形结构传感器的研究也逐渐增多, 纤维形结构传感器可以与纺线结合, 通过纺织手段实现智能可穿戴设备的制造.

材料方向的研究主要集中在高灵敏度、高重复性的敏感材料和高导电性能电极的制备^[16,18]. 敏感材料是目前柔性压阻式材料研究的重点, 其制备思路是将高电导率材料注入低杨氏模量的弹性材料中^[24]. 基底材料的基本要求是保证结构稳定, 具有一定柔性, 物理化学性质稳定. PDMS 满足上述要求, 是常见的基底材料^[27]. 对于电极材料, 目前研究的重点是提高导电性、提升信噪比, 碳纳米管、石墨烯等新型导电材料逐步得到应用^[18].

结构方向的研究以提高灵敏度和实现多变量测量为主. 一般情况下, 气体的形变远大于固体材料, 因

此可以在材料中加入空气腔, 降低材料的杨氏模量, 提高灵敏度. 实现方法主要有两种: 在接触面设计微型空腔结构和将整体结构疏松化^[25].

在接触面设置不同形状的微型空腔结构, 传感器受力后, 空腔压缩, 电极与敏感材料的接触面积增加, 可以显著提高灵敏度. 另外, 微结构的引入减小了初始状态下不同材料的接触面积, 从而显著降低材料粘弹性导致的迟滞^[18-19]. 通过调节微结构的几何参数, 还可以实现不同灵敏度传感器的定制^[28]. 普通的微结构形状有波浪形(图2(a))、圆柱形(图2(b))、金字塔形(图2(c))、棱柱形(图2(d))等^[29].

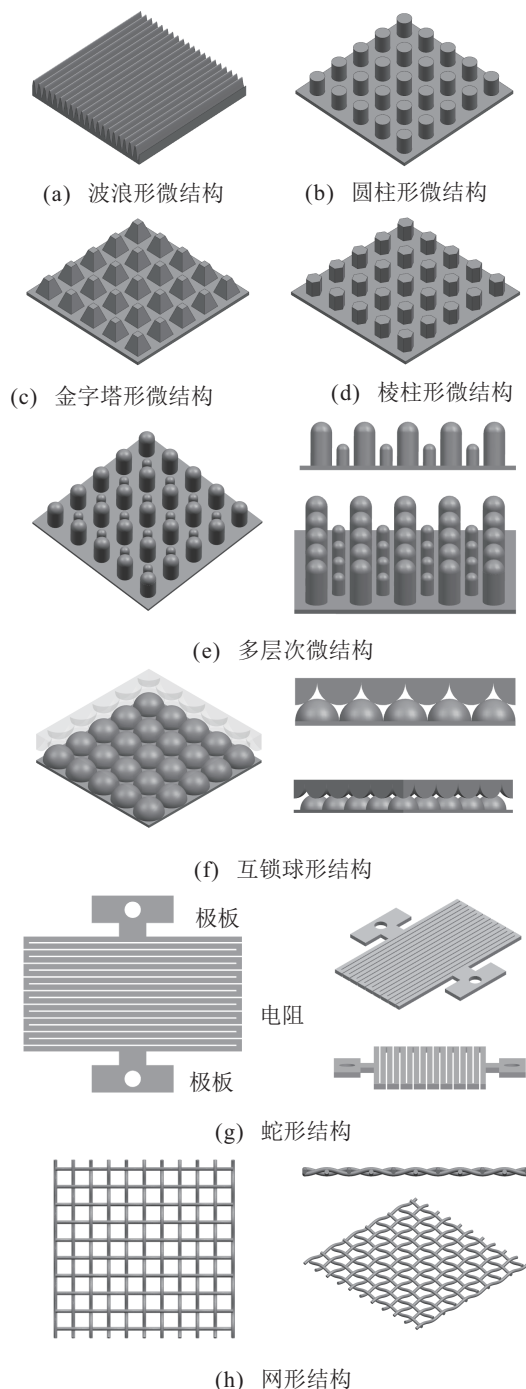


图 2 常规微结构、改进微结构和二维微结构示意图

普通的微型结构会导致受力时应变过于集中,传感器线性度下降,这一问题可以通过改进为多层次微型结构来解决(图2(e))^[30].多层次微结构可以实现应变分散,除了进一步提高灵敏度外,还可以实现更宽的线性范围^[30].然而普通的光刻机难以实现多层次的微结构刻蚀,研究人员利用荷叶、绿萝等叶片表面天然的多层次微结构进行制做:Shi等^[30]使用荷叶制做敏感层表面微结构,传感器线性区间提高至0~25 kPa;Zhao等^[31]使用绿萝制做表面微结构,传感器的分辨率达到0.5 Pa,低压区间(0~140 Pa)的灵敏度达到83.9 kPa⁻¹,但此方法制造传感器难以实现灵敏度的精准调控^[28].

除了多层次微结构外,还可以在两个接触面上都刻蚀出微结构形成互锁微结构,与单一微结构相比,互锁结构在受到外界压力时接触面积的变化更为明显^[32].Park等^[32]在介质薄膜和基板间引入互锁球形微结构,此结构类似于晶胞最密堆积方式(图2(f)),同时利用介质的隧穿效应实现0.2 Pa的极低检测限以及0~0.07 kPa低压区间内15.1 kPa⁻¹的灵敏度.Cao等^[33]将介质层设计为互锁的金字塔结构,实现0~300 Pa低压区间内-3.26 kPa⁻¹的灵敏度,同时实现最低15 μm的空间分辨率.

引入空气腔的第2种方法是整体结构的疏松化^[31].可以利用海绵^[16]、泡沫^[34]、橡胶^[35]等天然的多孔材料制做介质层,实现整体结构疏松化.Yao等^[36]将聚氨酯海绵浸泡在还原氧化石墨烯溶液中,使用碘化氢还原制得导电多孔海绵,做成的传感阵列检测限为9 Pa.另一方面,除天然材料外,也可以在介质层中加入纤维结构,实现致密材料的疏松化,提升传感器的灵敏度.Liu等^[37]在电极和褶皱石墨烯层间加入一层聚乙烯醇纳米线,实现介质层的疏松化.受压力后层间接触模式发生改变(点-点接触到面-面接触),从而提高传感器的灵敏度.结合褶皱石墨烯材料自身的疏松特性,传感器可以达到6000次以上循环的稳定性以及2.24 Pa的分辨率.

引入微结构和使用疏松结构的思路同样可以应用在2维设计中.Araromi等^[38]将各向异性电阻加工成蛇形结构,相当于在平面内引入互锁式微结构,增强形变效果(图2(g)),制造出的传感器有高灵敏度(应变系数>85 000)、高稳定性(循环次数>1 000)的特点.网状结构与致密二维结构相比,应变更为显著,将纤维式传感器与纺织物结合,灵敏度高,测量范围大,还可以实现大面积传感阵列(图2(h))^[39-40].Luo等^[40]基于同轴压阻纤维制做的智能触觉衣物实现了

最高1 024个传感器阵列,具有1.75 kPa⁻¹的灵敏度、0~87.5 kPa的高检测范围和1 000次以上的循环稳定性.传感阵列的信息处理使用触觉图方法,借用图像处理的手段实现接触模式的分类.目前智能衣物的主要问题是大量信号线对便携性的影响,因此还需要对高性能信号提取系统进行研究.

此外,实现多模态传感也是结构优化的一大目标,最常见的方法是通过将不同传感单元耦合在一起,提高传感能力,控制结构体积.Jung等^[41]在敏感材料侧面也布置电极,实现3维力的测量(图3(a)),且在每个接触面中都加入球形微结构,实现法向力0.017 3 kPa⁻¹,切向力0.165 kPa⁻¹的灵敏度.

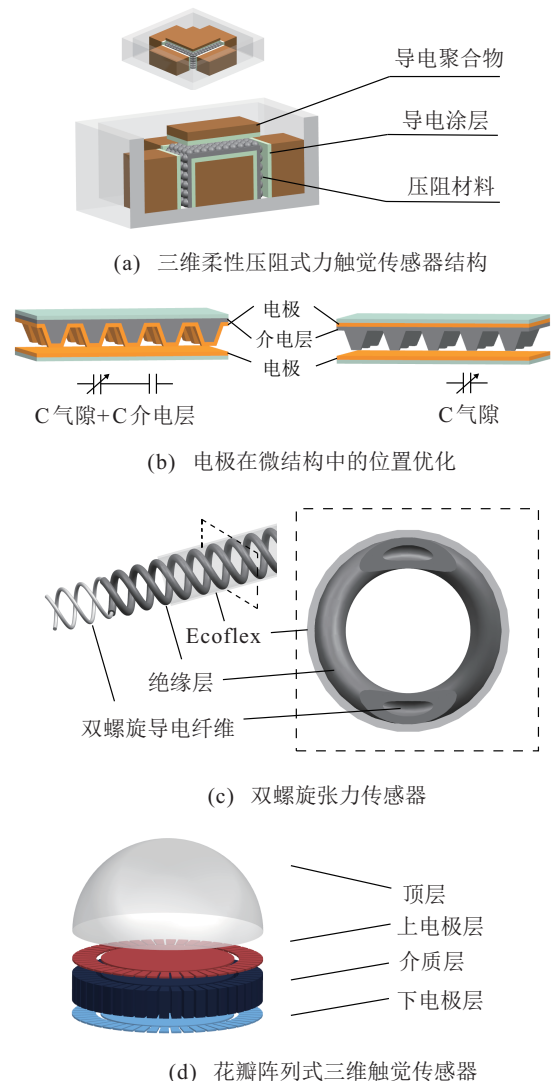


图3 压阻式和电容式原理设计示例

1.3 医疗康复机器人的应用

在人体信息监测领域,Jang等^[42]在压阻薄膜中加入鲨鱼皮微结构,与平面结构相比,传感器在低压力范围(0~500 Pa)的接触电阻降低了约700倍,灵敏度达到62.56 kPa⁻¹.根据传感器在挠动脉和指尖两点测量的脉搏信号,得到血管反射系数和刚度指数,

推得的血管年龄与受试者实际年龄相近,表明传感器精度可以满足脉搏信号的精准分析。Wajahat等^[43]将压阻柔性力触觉传感器印刷在手套上,实现手指运动检测、人体运动检测和机器人设备的远程控制,有助于偏瘫患者的康复治疗。该传感器将手指弯曲过程划分为4个阶段:0°~45°、45°~90°、90°~130°,可以实现基础的康复应用,但精度仍有不足。Tang等^[44]制造的压电式力触觉传感纤维突出稳定性,利用该纤维制造的可穿戴传感器实现人体运动检测、脉搏呼吸监测、眨眼监测等功能,该纤维具有大于300%的拉伸性和弯曲扭转等异常形变不敏感的特征,以及超过10000次循环的稳定性,能够显著提高使用寿命。

在机器人控制领域,Li等^[45]在上肢康复机器人中安装力触觉传感器,通过力触觉反馈避免患者长时间不运动发生痉挛造成伤害。传感器选型的主要参考依据是线性度,使用线性度较好的传感器时,直接利用简单线性关系便可将电信号转换为电机驱动电流大小,对于控制系统的简化有重要意义。Damilano等^[46]在手部外骨骼系统中验证了商用柔性压阻薄膜传感器(如FlexiForce、Sensortech^[47])的电容变化用于触觉感知的可能性,该方法可以结合电阻式和电容式原理的主要优点,实现高灵敏度、低成本、低功耗的触觉信息探测。

在人机交互领域,Esposito等^[48]使用3个压阻传感器手臂环粘贴在小臂的桡侧腕屈肌、尺侧腕屈肌、趾伸肌上,实现小臂肌肉运动检测,并可对腕运动、手指运动和握拳等动作进行准确分类。该系统通过测量手臂肌肉运动的间接方式,减轻用户手腕和手掌的佩戴负担,降低传感系统对用户肢体活动的限制。

在医疗器械领域,Bandari等^[49]制做出一种压阻光学混合式触觉传感器,可以放置在手术机器人钳夹内侧实现异常组织检测,传感器中间设置空腔,使用时同时对左右两边传感单元的数值进行比较,异常组织导致的两侧读数最高偏离可以达到3%。Alekyia等^[50]使用MEMS技术制做出边长2 mm、厚度30 μm的方形薄膜压阻传感器,灵敏度达到0.21 mV/N,可以实现气管软骨组织的刚度测量,测量结果较malacic模型有显著提升,对术前评估有重要意义。

1.4 小结

基于压阻原理设计的柔性力触觉传感器具有测量范围大、空间分辨率高、可以结构化设计等优点^[8,10]。但压阻材料有延迟大的弊端^[13],探测时电路始终处于导通状态,能耗较高^[51]。

2 电容式设计

2.1 原理与简介

基于电容原理设计的柔性力触觉传感器通过电容变化反映接触力大小,与MEMS工艺结合紧密。以平行板电容器为例,电容值表示为

$$C = \frac{Q}{U} = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{S}{d} \quad (3)$$

其中: Q 为电荷量, U 为极板间电压, ϵ_0 为介电常数, ϵ_r 为介质的相对介电系数, d 为极板间距, S 为极板相对面积。除介电常数 ϵ_0 外,改变其他量均可使电容值产生变化。当外力作用在极板(或介质)时,极板(或介质)发生偏移,极板间距、相对面积或介电系数发生改变会引起电容值变化。基于电容式设计的传感器通过测量电容变化得到极板(或介质)位移,结合材料参数得到接触力。

2.2 电容式设计

与压电式触觉传感器类似,在电极-介质层-电极3层结构中加入不同形状的微型空腔可以显著提高传感器的灵敏度。由于空气的介电常数较小,加入空腔后相同压力和厚度下有更小的初始电容和更大的变化值,灵敏度更高^[52-53]。微结构的形状有多种:金字塔形^[54]、柱形^[55]、倾斜柱形^[56]、波浪形^[57]、不定形^[58]等。Tee等^[59]发现基底表面为金字塔结构时,材料的机械灵敏度较正方体结构高,通过调整侧壁角可以将有效压缩模量降低近10倍。Zhang等^[55]发现,传感器的线性度和灵敏度受弹性模量影响较大,受微结构高度影响较小,相同灵敏度下,柱形微结构的传感器有更高的线性度,金字塔形微结构有更大的测量范围。此外,微结构密度、大小等几何参数均可根据性能需求进行调整^[55,59]。

由于介质与电极材料的理化性质不同,二者间的黏着性较差,相同压力下空腔大小难以保持一致,稳定性难以保证。可以通过将微结构布置在介质中间(两接触面为相同材料),而不是介质与电极接触面之间(两接触面为不同材料)^[60]解决此问题。此外,传感器响应速度受介电材料自身粘弹性的限制,Huang等^[54]将导电材料涂在金字塔凸起的表面(图3(b))实现纯气隙的压力传感器,响应时间降至40 ms,在低压区(0~3 kPa)实现4.5 kPa⁻¹的灵敏度。

除了加入微型空腔,疏松化也是提高传感器灵敏度的一个重要手段。Sharma等^[61]使用MXene复合纳米支架作为传感器介电层,介电常数增加至40,压缩模量降低至实心材料的58%,传感器的测量范围达到0~400 kPa,具有超过10000次的重复性。Wei等^[62]在制做介电材料过程中加入NaCl晶体,固化后

加入水中使之溶解,在介质中留下直径 $100\ \mu\text{m} \sim 300\ \mu\text{m}$ 的空腔,传感器的线性区间达到 $10\ \text{kPa}$,检测限达到 $4\ \text{Pa}$,重复性超过 $11\ 000$ 次。

结构疏松化的思路对于纤维形传感器同样具有参考意义, Lee 等^[63] 制作出一款双螺旋电容式张力传感器(图3(c)),该传感器具有生物相容性,可以制成缝线测量结缔组织张力,灵敏区间内实现了约 12 的灵敏度 $((\Delta C/C_0)/\Delta S)$,电容相对变化与应力变化的比值。同时,在一端设计 RLC 共振电路进行数据无线读取,实现筋膜、韧带等组织康复情况的准确监测。这一思路可以借鉴在手术机器人中测量缝合线拉力,作为触觉的延伸。

结构的改进还可以实现3维力测量,提高传感器测量能力,一般有2种思路,第1种是通过极板的组合实现3维方向上传感器压力的紧凑组合。Kim 等^[64] 将变间距的电容传感器嵌入在手术机器人钳夹中,探测钳夹受力。该传感器设计了3个空腔,每个空腔对应一个变间距位移传感器,微小位移经方向校正、解耦后得到钳夹位移,进一步得到钳夹外力/力矩/夹取力(共5个自由度)。第2种是使用多个传感单元的组合,利用附加结构将切向力转换为法向力,通过多个传感单元组合判断力的大小和方向。Fang 等^[65] 设计了花瓣阵列电容式触觉传感器,用于探测指尖受力(图3(d))。阵列中间圆形点为主要感应点(定量),周围一圈为24个同轴辅助感应点(定方向),可以探测3维力,实现大范围($0 \sim 30\ \text{N}$)、高精度($0.05\ \text{N}$)测量。此设计体现了通过材料刚性将剪切力转换为正应力,实现正应力、剪切力双变量测量的设计思路。Liang 等^[66] 利用4个传感单元的组合,通过顶部的 PDMS 凸块实现切向力到法向力的转换,传感器的切向灵敏度达到 $0.583\ \text{N}^{-1} ((\Delta C/C_0)/F)$,电容相对变化与切向力的比值。

除传统的电容式力触觉传感器外,还有基于场效应管(field effect transistor, FET)的柔性电容式力触觉传感器。早在2004年,Someya 等^[67] 便提出这一设计,主要原理是通过门电容变化测量外力大小,门电容的变化通过漏极电流检测,此设计是电子皮肤的一种实现路径。近年来 FET 与有机材料结合,做成有机场效应管(OFET)^[68-69],具有柔性、经济性、灵敏度高等优点,但其寿命短、迟滞长^[70]。

2.3 医疗康复机器人的应用

在人机交互领域,Gu 等^[3] 设计了一款具有触觉反馈功能的智能假肢,通过布置在指尖处的水凝胶柔性电容式触觉传感器(图3(d)),智能假肢可以根据传

感信号对电脉冲进行编码,反向刺激人体。人体根据刺激作出反应,输出不同肌电信号被假肢读取并进行相应驱动。人体作为反馈闭环的一部分,实现人机双向交互,体现了假肢的智能性。触觉传感器作为假肢对外界环境感知的基础,是智能假肢系统必不可少的一部分。

Ozioko 等^[71] 制做出可以放置于手心的 8×8 柔性电容式触觉传感阵列,通过大面积触觉阵列,用户可以将意图通过手写的方式传递给机器人,实现聋盲人与机器人的触觉交互。此研究可以进一步拓展,通过识别压力大小实现更多交互方式。Yao 等^[72] 使用电容式柔性3维触觉传感器,对机器人抓取过程中的抓取力和滑动摩擦力进行检测,避免抓取力不足导致滑动,也避免抓取力过大导致被夹物品损坏。

此外,在医疗器械领域,除前文提到的用于手术钳力反馈^[64]、组织张力实时监测^[63] 等应用外, Naidu 等^[73] 制做出 $2\ \text{mm} \times 2\ \text{mm}$ 的电容式触觉传感阵列,实现 $1\ \text{kPa}$ 的分辨率,在硅胶模型中可以探测 $10\ \text{mm}$ 深度处直径 $6\ \text{mm}$ 的肿瘤。传感器制做简单,成本低廉,可以一次性使用,避免消毒导致的性能下降,所需的信号线少,便于集成在手术机器人系统中。

在健康监测领域,Sharma 等^[61] 设计的大范围柔性电容式传感器实现桡动脉脉搏、呼吸、肌肉运动和眼睛抽搐等多种生理信息的探测,该传感器在高压环境下依然具有大于 $10\ 000$ 次的重复性,实现了高灵敏、稳定可靠的人体信息监测。此研究为薄膜式触觉传感器重复性差、可靠性低的问题提供了解决思路。

2.4 小结

整体上,电容式原理的柔性力触觉传感器有灵敏度高、测量精度高、分辨率高、与 MEMS 集成方便等优势,但此类传感器重复性差、易受外界电磁场干扰^[10],设计时要充分考虑对外界电磁场的屏蔽效果^[74]。

3 压电式/摩擦电设计

3.1 原理与简介

压电效应在触觉传感中的应用分为两类:被动压电触觉传感和主动压电触觉传感。

被动触觉传感利用正压电效应,压电材料在外力(矩)作用下产生表面电荷,电荷密度可表示为

$$\sigma_i = \sum_j d_{ij} T_j. \quad (4)$$

其中: σ_i 为表面电荷密度, d_{ij} 为压电系数矩阵(一般为6维,3个正应力维度和3个剪切力维度), T_j 为作用的外力(矩)。式(4)常写为矩阵形式。由于电荷密度难

以用仪器探测,但电流很容易探测,被动触觉传感常用于动态力探测,通过探测压电电流,可以得到压电材料所受外力(矩).

主动触觉传感利用逆压电效应,压电材料在其一阶谐振频率下被激励,谐振频率为

$$f_0 = \frac{1}{2h} \sqrt{\frac{K}{\rho}}. \quad (5)$$

其中: h 为压电材料厚度, K 为压电材料刚度系数, ρ 为压电材料密度. 施加外力时,谐振频率发生偏移,有

$$\frac{\Delta f}{f_0} = \frac{f - f_0}{f_0} = AF. \quad (6)$$

其中: f 为新共振频率, f_0 为初始共振频率, F 为外力, A 为常数. 通过探测频率变化可得到外力^[75].

摩擦电效应是指敏感材料相互运动时会产生电荷转移与积累,材料间的开路电压可以表示为

$$V_{OC} = \frac{Q}{S\varepsilon_0} (d_0 + x(t)) + \frac{\sigma x(t)}{\varepsilon_0}. \quad (7)$$

其中: V_{OC} 为开路电压, Q 为转移电荷总量, σ 为电荷密度, ε_0 为真空介电系数, d_0 为两种接触材料的初始间隙, $x(t)$ 为电极间移动距离. 摩擦电荷密度与材料本身的性质和环境有关,外界压力会改变 x 、 σ 和 Q , 具体函数关系可参见文献[76],通过探测电压变化可以得到敏感材料的形变,结合材料参数可以推得压力大小.

3.2 压电式/摩擦电式设计

从材料的角度看,压电特性更特殊,材料的选择更有限. 常见的压电材料有石英^[77]、氧化锌^[78-79]、铅钛酸铅(lead zirconate titanate, PZT)^[75,80]、聚偏二氟乙烯(polyvinylidene difluoride, PVF2)^[81]、聚偏氟乙烯(polyvinylidene fluoride, PVDF)^[82-83]、纤维素纳米原纤维薄膜^[84]等. 近年来随着材料技术的发展,许多传统压电材料被改进,例如PVDF材料韧性不足,加入铂等材料改进之后可制成压电纤维,用于可穿戴设备^[85]. 材料的选择或改造主要根据需求、制造成本、使用寿命等因素综合考量.

从结构设计的角度看,微结构和疏松化的设计思路对于压电/摩擦电式触觉传感器仍然适用,尤其是对于摩擦电式触觉传感器,加入微结构或疏松化设计后,增大压力的同时会增加材料间接触面积,可以显著提高转移电荷密度,提高灵敏度.

Pan等^[86]利用光刻技术在中间层引入等距六角棱柱微结构(图2(d)),微结构的空分辨率达到 $2.7 \mu\text{m}$,传感器灵敏度为 12.88 GPa^{-1} . Lin等^[87]在敏感材料表面加入波浪形微结构(图2(a)),实现低压下($0 \sim 5.2 \text{ kPa}$) 0.77 V/Pa 的灵敏度和小于 80 ms 的响应

时间. Murat等^[88]对圆柱微结构的直径、间距比、长径比等设计参数进行深入研究,提出微结构的设计原则是在微结构电信号不串扰的情况下间距最小.

改进微结构在摩擦电式触觉传感器中同样适用,Ha等^[89]使用互锁形微结构(图2(f)),将摩擦电式触觉传感器的功率密度提高到 $46.7 \mu\text{W}/\text{cm}^2$,传感器灵敏度达到 0.55 V/kPa ,对于弯曲的灵敏度达到 $0.1 \text{ V}/(^{\circ})$.

网状结构(图2(h))由于其良好的延展性、疏松结构带来的高灵敏度和大面积传感的可行性备受关注. 随着材料技术的发展,摩擦纳米发电机(triboelectric nanogenerator, TENG)^[90]纤维材料的断裂伸长率逐步提高,可以实现更大的传感范围,适应更高的初始应变,使得摩擦电纤维织物成为可能. Ghosh等^[85]设计了一款基于Pt-PVDF-NFs的一维压电纤维,材料断裂伸长率从 15% 提升至 115% ,实现更大的传感范围,可适应更高的初始应变. Dong等^[91]使用超弹性液态金属摩擦电纤维,织造出具有形变探测的能力的纺织物,且在 36 cm^2 大小的样品上实现 490 V 的开路电压和 175 nC 的短路转移电荷.

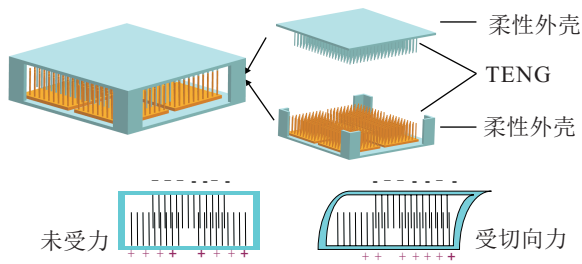
经过优化结构的压电/摩擦电式触觉传感器同样可以实现三维力测量. Ren等^[92]在接触面使用毛刺微结构以有效提高灵敏度. 毛刺结构分为田字形的4部分,借用变面积式电容传感器的原理,切向受力时,各部分毛刺间的接触面积发生变化,感应电流改变(图4(a)). 此设计实现法向 51.43 kPa/V ($0 \sim 150 \text{ MPa}$),切向 2.5 N/V ($3 \sim 40 \text{ N}$)的分辨能力.

压电式传感器常与悬臂梁结合实现接触力探测,但悬臂梁设计容易受机械自身刚度的影响. Ju等^[93]设计了一款基于主动压电效应的微型触觉传感器,整体尺寸小于 8 mm ,可放入导管中制做成微创触诊机械臂. 该设计最主要的特点是其螺旋形的悬臂结构(图4(b)),可以最大限度地降低悬臂梁刚度对共振的影响,敏感区间的分辨率达到 0.4 Hz/kPa .

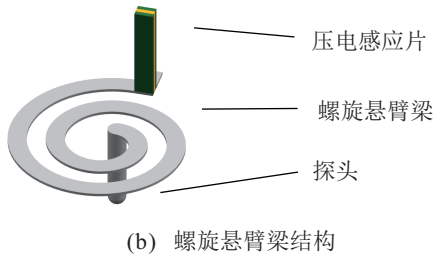
压电材料也常与集成器件结合, Birkoben等^[94]提出一种基于神经元模型和压电场效应管的自适应尖峰触觉传感器,传感器使用氮化铝铌(AlScN)材料,灵敏度极高. 外围集成电路将机械量编码到一系列尖峰中,同时不断调整输出频率,为触觉信息在神经接口的应用提供了可能.

3.3 医疗康复机器人的应用

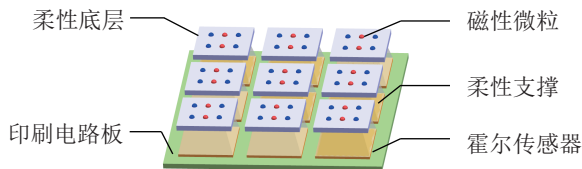
在机器人控制领域, Ma等^[95]将柔性压电式力触觉传感器安装在下肢康复机器人绑带处,用于测量



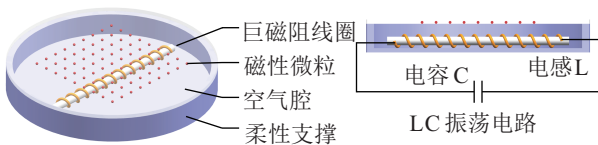
(a) 三维摩擦电式触觉传感器结构图及切向力测量原理



(b) 螺旋悬臂梁结构



(c) 磁性三维力触觉传感器结构图及外力对磁场影响



(d) GMI 磁性力触觉传感器结构

图4 压电/摩擦电和磁学式原理设计示例

身体与外骨骼间的作用力,实现佩戴者运动意图的判断,确定走路姿态,为控制系统提供依据,还通过传感反馈实现辅助力大小的修正,运动意图判断的准确率达到92%。

在人机交互领域,Zhu等^[96]将柔性压电式力触觉传感器布置在智能手套中,借助布置在食指、拇指和手掌的多个触点,该手套可以感知8个方向的方向和切向力,实现手指弯曲状态检测(分辨率为30°)、VR手术操作控制、食指虚拟光标、抓取物体识别等应用。该系统探测功能较为完善,充分挖掘了人机交互中的应用,完成度较高。Liu等^[97]使用PZT材料制造大面积、高通量柔性触觉传感器,将该传感器组装成电子皮肤手套,可以实现受力大小与位置判断、运动检测、灵巧手控制等应用。

在生理信息探测领域,Chu等^[98]使用等效压电系数4 100 pC/N的柔性压电传感器制做脉象仪,该脉象仪可对寸、关、尺3点进行脉象分析,并通过压力袖带施加不同压力模拟中医触诊过程。该系统能分辨正常脉搏和心率失常脉搏,实现脉搏信号的医学评

估,但限于数据集规模,准确率(90%)还可以进一步提高。Lin等^[87]制做出大面积自供电智能床单,该床单使用摩擦电传感器输出的电能连续监测睡眠姿势,根据使用者睡姿、起床次数等信息评估睡眠质量;此外,该系统还可以实现落床报警等功能,开创了无创睡眠监测新途径。

在医疗器械领域,Sun等^[99]通过柔性压电薄膜实现大范围(0~100 kPa)、响应时间短(5 ms)、可靠性高、成本低廉、安装方便的柔性触觉传感器,结合实时检测和分类皮肤运动特征的算法,实现面部运动信息的可靠解码,为罹患肌萎缩侧索硬化(amyotrophic lateral sclerosis, ALS)等疾病的患者提供与外界交流的机会。此外,还有布置在探测导管尖端实现力反馈(触诊)^[93]、胃肠运动监测^[100]等医疗器械的应用。

3.4 小结

总体而言,压电式被动触觉传感设计具有灵敏度高、线性度高、测量精度高的特点,但受原理和测量条件限制,只能探测动态响应^[9-10];压电式主动触觉传感设计具有灵敏度高、动态范围大、线性度高等特点,但其读出电路的设计较为复杂^[9]。摩擦电式传感器可以实现自发电,且灵敏度高、响应时间短,但其信号微弱,对放大电路的性能有严格要求,且由于原理所限只能探测动态响应^[76]。

4 磁学式设计

4.1 原理与简介

磁学式力触觉传感器的测量过程是外力作用导致磁极移动,磁场发生变化,通过霍尔(Hall)效应^[101]、巨磁阻抗(giant magneto-impedance, GMI)效应^[102]、巨磁阻(giant magneto-resistance, GMR)效应^[103]等对磁场变化进行探测。

霍尔效应指通电导体放置在垂直方向的磁场中,在垂直于磁场和电流的方向上产生感应电压 V_H ,有

$$V_H = \frac{IBR_H}{d}. \quad (8)$$

其中: I 为导体内通过的电流, B 为外磁场强度, R_H 为导体的霍尔系数, d 为磁场方向上导体厚度。

巨磁阻效应是磁阻效应的一种,是指材料电阻随外界磁场变化而变化,巨磁阻抗效应则是交流阻抗随外界磁场变化而变化。两种效应的解析结果较为复杂,此处不展开。

4.2 磁学式设计

此类传感器设计的重点和难点是在柔性层中布置磁极,布置得当时,可以同时满足力和空间的高精度测量。磁极的制做方法一般是在柔性层的加工过

程中加入磁性粉末,然后通过脉冲磁化器等手段对磁性进行固定^[101],或者柔性层加工时直接加入永磁体粉末充分混合^[102].

Yan等^[101]制做出由柔性磁膜、有机硅弹性体层和霍尔传感器组成的磁性力触觉传感器(图4(c)). 柔性磁膜内分布有磁化粉末,产生正弦周期性磁场,磁膜受外力作用时,磁化粉末发生位移,磁场变化由霍尔传感器阵列探测. 通过解析算法,该阵列的空间分辨率可达0.1 mm,法向力灵敏度为0.01 kPa⁻¹,切向力灵敏度为0.1 ~ 0.27 kPa⁻¹. 磁学式设计优势在于可以通过磁场的巧妙设计,结合传感阵列的解析算法,实现多模态测量,避免前述原理中相对复杂的机械结构设计.

结构疏松化和微结构设计的思路对于磁学原理的设计仍然适用. Wu等^[102]使用巨磁阻抗(GMI)材料探测磁膜形变,通过LC振荡电路探测信号(图4(d)). 柔性支撑圆柱壳设计体现了结构疏松化的思想,有助于提高传感器的灵敏度和测量范围,传感器灵敏度为4.4 kPa⁻¹,最低检测限仅为0.3 Pa. LC振荡电路可以产生数字脉冲信号,可以通过经皮神经电刺激引发疼痛感^[104],该传感器对于智能假肢触觉反馈有潜在应用.

微结构的设计对于传感器灵敏度的提升和低压力条件下信噪比的提升有极大贡献. Ge等^[103]制做出带锥形微结构的柔性永磁体触觉传感器,磁体受力形变后磁场发生变化,引发巨磁电阻变化. 该设计可以阵列化,且可以通过外磁场实现接近(磁阻降低)和接触(磁阻升高)两种不同的反馈. 该设计能够实现最高5.22 %/kPa的灵敏度(($\Delta R/R_0$)/ ΔP ,磁阻相对变化与压强变化的比值),且由于锥形微结构的设计,该平台在240 Pa的小压力下表现出高于80的信噪比.

此外,液态磁铁^[105]可以通过外界磁场调节铁磁

液滴的分布,理论上具有调节硬度的功能,这为目前难以实现的硬度反馈提供了新思路. 还可以通过设计电路产生交变磁场使小磁体振动,实现触觉转移和触觉增强^[106].

4.3 医疗康复机器人的应用

由于磁学传感器对外界电磁干扰极其敏感,在实际医疗条件中的适用性有限,磁学原理的触觉传感器很少应用在医疗器械中.

在生理信息探测领域,Song等^[107]使用共振小磁体和压阻式压力传感器的组合,实现人体组织硬度的测量. 磁体受振荡电路激发产生周期性振动,与不同硬度的目标接触时振幅发生不同程度的改变,贴在振动腔表面的压阻传感器输出电压相应变化,由此判断皮肤弹性模量. 该系统可以在人体组织弹性模量范围内(≤ 500 kPa)达到0.04 μ V/kPa的灵敏度,实现皮肤病变的精确诊断. Oh等^[108]使用集成磁突触的触觉传感系统实现脉搏监测,该系统灵敏度极高,只需要施加10 Pa的触摸压力即可实现有效探测,但系统的信号强度和采样率都不满足脉搏信号的精细分析,还需进一步优化.

在人机交互和机器人控制领域,Hellebrekers等^[109]利用柔性磁学力触觉电子皮肤实现书写内容分类,为聋哑人士交流与交互提供帮助. Alfadhel等^[110]使用磁性纳米复合纤维制做柔性触觉传感器,利用纤维疏松结构形变引起磁场变化实现对表面微小形变的感知,系统使用灵敏度为57 Ω /Oe的微型巨磁传感器进行检测. 对于盲文触点,纤维的变形能产生6 Oe的磁场变化,信噪比达到7,可以实现盲文阅读功能. 此外,Yan等^[101]设计的三维磁学触觉传感器可以实现机器人远程精准操控(穿针引线),Ge等^[103]制造的柔性永磁体触觉传感器可以实现机器人对接近和触碰的触觉反馈.

表1 传感器性能提高设计思路(电磁原理)

结构优化种类	意义	压阻	电容	电压/摩擦电	磁学	
加入微结构	单一微结构	提高灵敏度、提高分辨率、缩短响应时间	文献[29]	文献[54]	文献[86]	文献[103]
	多层次微结构	提高线性度	文献[31-32]	文献[111]	文献[89]	-
结构疏松化	提高灵敏度、提高分辨率、缩短响应时间	文献[37]	文献[61-62]	文献[112]	文献[102]	
多变量测量	法向、切向力测量单元耦合	实现多维力感知	文献[41]	文献[64]	文献[92]	文献[101]
	切向力转换为法向力		文献[113]	文献[66]	文献[114]	-
	构建阵列或电场实现	提高感知能力	文献[11]	文献[115]	文献[116]	文献[101]
	力与位置/滑动多模态感知					

4.4 小结

磁学原理的优势是传感阵列的空间分辨率和力分辨率可以同时保持较高水平^[101]. 但一般情况下磁化强度会逐渐降低, 导致灵敏度的下降和使用寿命的降低, 且磁场耦合一般较为严重, 阵列拓展时需重新标定. 另外, 磁学传感器对外界电磁场敏感, 设计时需要考虑屏蔽效果.

表1对基于电磁原理的力触觉传感器性能提高方法进行了归纳.

5 光学原理设计

5.1 原理与简介

基于电磁原理的传感器会存在一定程度的电磁相容性问题. 相比之下, 光波导体积小、易集成, 且具有良好的电磁和生物相容性, 因此在医疗机器人中得到广泛应用^[10].

首先从电磁波传播的物理模型进行分析, 有

$$I(x, t) = I_0 \cos(kx - \omega t + \psi_0). \quad (9)$$

定点测量时, x 和 t 看作固定值, 此时有3个变量, 分别对应3种探测方法: 以 I_0 为变量, 即变光强测量; 以 k 、 ω 为变量, 即变频率(波长)测量; 以 ψ_0 为变量, 即变相位测量.

5.2 变光强式设计

考虑光在介质中的传播模型^[117], 当光波导发生弯曲时, 接收端光强会发生变化. 以光纤为例, 接收端光强可表示为

$$P(s) = P_0 e^{-\gamma s}. \quad (10)$$

其中: s 为光纤弯曲部分的长度; P_0 为弯曲部分输入端光强; γ 为衰减系数, 其大小与光纤材料、几何形状、弯曲程度有关. 施加外力时, 光波导产生形变, 衰减系数、通光长度及通光面积发生改变, 导致接收端的光照强度改变, 通过探测接收端光强可以得到外力.

虽然电磁原理中的很多设计思路不能直接用于光学原理设计中, 但是放大形变、集成设计的思想仍有用武之地. Ahmadi 等^[118] 根据光波导变形原理制造出能同时测量压力和位置的触觉传感器, 压力作用在传感器上时, 上横梁发生微小形变并通过附着的大曲率短圆柱放大光纤形变. 此外, 由于圆柱位置不同, 3根光纤对应的接触点不同(图5(a)), 通过检测不同光纤的光强可以确定外力作用位置. 此设计信号处理容易, 无需复杂算法, 线性度高.

基于光纤变形的力传感器需要解决光纤粘弹性导致的测量误差和相位延迟的问题, 对此 Avellar 等^[119] 使用 Maxwell 粘弹性模型^[120] 对传感器进行补

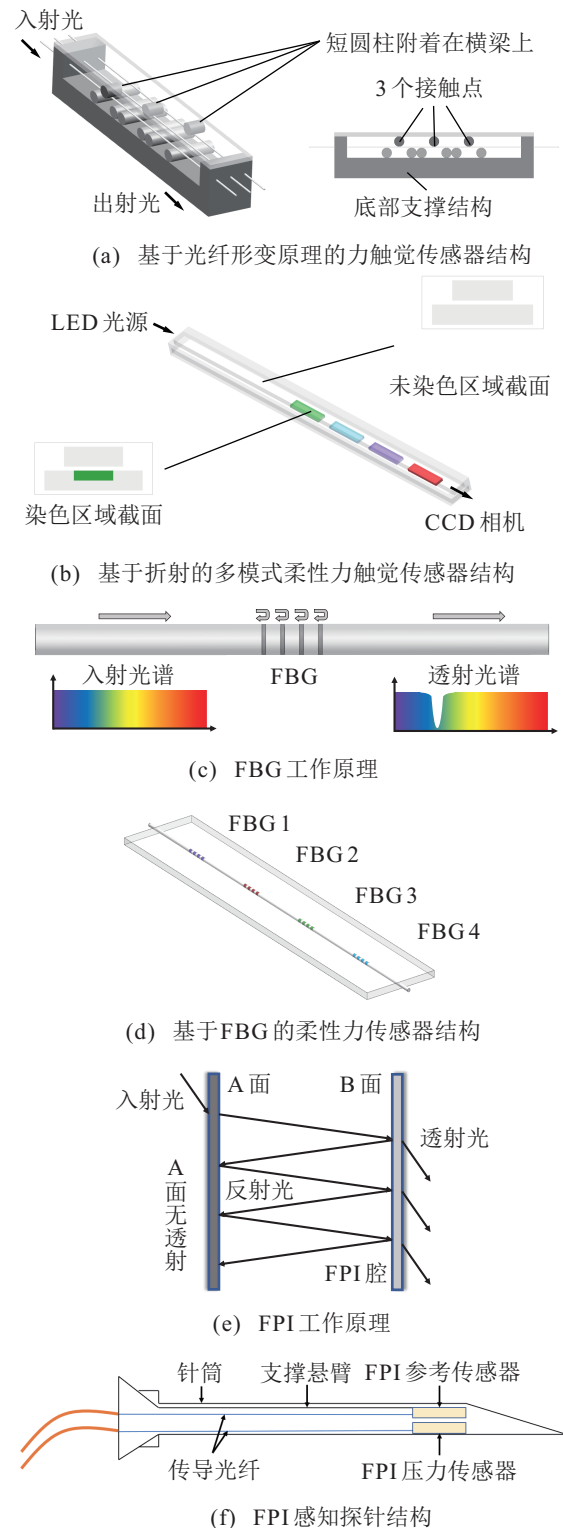


图5 光学设计原理图及设计示例

偿, 将粘弹性带来的迟滞降低约65%.

光纤形变导致的光强变化值有限, 文献[118]的传感器灵敏度仅为5.5 mV/N, 因此需要考虑在光路中加入反射或折射. 这种设计更加灵活, 测量范围及空间分辨率更高, 但对结构的密封性有严格的要求.

Noh 等^[121] 制做出基于光反射原理的3维力触觉传感器. 传感器尖端布置有反光镜. 光源的光从输入光纤传播至反光镜, 反射后被3根接收光纤接收. 受

外力时,反光镜位置发生改变,引起3根接收光纤光强的改变,从而得到尖端的三维形变,进而得到三维力.传感器的轴向力测量范围为 $-1.5\text{ N}\sim 0\text{ N}$,径向力测量范围为 $-0.5\text{ N}\sim 0.5\text{ N}$.

除了反射,折射光路设计也可以实现高分辨率测量. Bai等^[122]设计了一款多模式柔性力触觉传感器,发光二极管发出的白光经过分段染色的光波导后,使用CCD(charge coupled device,电荷耦合器件)相机分析两光芯颜色和光强.不同受力模式(拉伸、弯曲、挤压)下,光路的折射方式不同,两光芯的颜色光强不同.分段染色的设计可以实现根据光芯颜色判断受力位置,实现受力模式和形变位置多模态测量(图5(b)).同时使用矢量解耦模型对颜色和光强信息进行解耦,实现拉伸、弯曲、挤压3种形变模式的高分辨率探测,传感器的拉伸灵敏度为 0.1 mm ,压力灵敏度为 0.14 N .

Back等^[123]借鉴分布式传感的设计思路,设计等压强结构(类似压强和总体积保持不变的气球)将触头部分的形变转移到后端集中处理,避免了信号处理等电路集中在触头导致体积过大的问题,同时后端截面积较前端小($S_{\text{back}} < S_{\text{front}}$),等压结构($S_{\text{front}} \times l_{\text{front}} = S_{\text{back}} \times l_{\text{back}}$)使得后端位移大于前端($l_{\text{back}} > l_{\text{front}}$),从而放大形变,提高了分辨率.

整体而言,变光强设计的传感器设计简单,容易组装,且探测仪器可以使用普通相机或CCD传感器,价格相对低廉^[10].变光强设计的传感器普遍对温度不敏感,但对光源稳定性要求较为严格,且光纤的非预期形变会导致误差.

5.3 变波长式设计(基于光纤布拉格光栅)

变波长测量主要利用光纤布拉格光栅(fiber bragg grating, FBG)^[124],该光栅是光纤芯折射率的周期性调制.光在折射率变化处发生反射,而折射率变化的周期性确保只有特定波长的光得到增强(图5(c)),该波长为

$$\lambda_B = 2\Lambda n_e. \quad (11)$$

其中: n_e 为光纤的有效折射率, λ_B 为反射光谱中心波长, Λ 为FBG周期长度.一般情况下光纤折射率的改变不明显,因此反射光谱中心波长的偏移主要原因是FBG周期长度改变,其变化主要受轴向拉力和温度影响,即

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (\alpha_f + \xi)\Delta T + (1 - P_e)\Delta\varepsilon. \quad (12)$$

其中: α_f 为FBG伸展系数, ξ 为FBG热光系数, P_e 为FBG弹性光系数.一般而言, $1\text{ }^\circ\text{C}$ 温度变化引起的光

谱中心波长变化约为 10^{-5} Pa 轴向应变引起的变化,因此在精度要求较高时,温度引起的误差必须进行补偿^[125].

由于FBG对轴向应变极为敏感,基于FBG原理的力传感器最高可以实现 5.7 mN 的分辨率^[125],对于多数FBG传感器,其设计的重点不是实现更高的灵敏度,而是通过与机械结构的巧妙结合或者多FBG集成实现多模态传感.

Zarrin等^[126]在手术钳上放置2个FBG探测不同的力,光纤置于抓钳中性轴,一个FBG位于尖端,测量钳夹的夹取力;另一个置于固定段,利用钳夹尖端可活动部分的移动带动此FBG轴向拉伸,测量钳夹的轴向力.选择中性轴可以避免夹取物体时钳夹弯曲导致轴向力测量的误差,该设计综合考虑了机械刚度和灵敏度,系统分辨率为 0.04 N .

Massari等^[127]在1根光纤中加入4个不同周期长度的FBG并使用人体硅胶进行封装,制成柔性力传感器(图5(d)),此研究还使用神经网络从4个波长频移信号中提取压力强度和作用位置信息,准确率分别为 97% 和 99% .但由于光纤沿1个维度,力作用位置只能进行1维上的判断.

FBG触觉传感器具有体积小、重量轻、耐腐蚀^[128]、抗电磁干扰、抗光源功率波动、鲁棒性好^[129]等特点,但信号分析需要光谱分析仪(optics spectrum analyzer, OSA),其价格昂贵、体积庞大且处理时间长.另外FBG受温度影响大,高精度测量时需要补偿^[10].

5.4 变相位式设计(基于法布里-珀罗腔)

相比于FBG触觉传感器,基于变相位测量的法布里-珀罗干涉(Fabry-Perot interferometry, FPI)触觉传感器一般使用较少.FPI腔一般由两个严格平行的反射平面(A、B面)组成,光从A面入射后在腔内不断反射,同时B面发生反射和透射(图5(e)).

相邻透射光之间相位差为定值,与腔体大小、入射光角度等因素有关,透射光之间发生干涉,探测干涉光强可以得到相位差,进而推得形变与外力^[130],可表示为

$$\Delta L = 2(d + \Delta d). \quad (13)$$

其中: ΔL 为光程差, d 和 Δd 分别为原始和变化的腔体长度.相位差可表示为

$$\phi = \frac{2\pi\Delta L}{\lambda}. \quad (14)$$

根据相位差可以得到相干光的光照强度

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \phi. \quad (15)$$

因此变相位原理的测量量是光照强度.除平行板腔

体外,还有球形^[131]、与光纤结合^[132]等多种FPI腔,测量原理与平行板式类似。

Mo等^[130]设计出FPI力感知探针,其结构为嵌套结构(图5(f)). FPI一端固定在内层针顶部,随内层针滑动,另一端固定在外层针内,从而可探测内外层针相对位移,结合材料参数可得轴向力. 此系统设计考虑了温度补偿,实现室温到体温的温度区间内(23°C~37.5°C)的接触力探测,测量范围0~8N,分辨率为0.3N. 温度补偿是使用FPI进行高精度的力测量时不可忽略的一点。

基于FPI的力传感器具有灵敏度高、测量范围可调、结构优化方便、生物和电磁兼容性好、信号处理简单等一系列优点. 由于其探测的物理量为光照强度,探测仪器造价较低,系统较为简单^[9-10]. 但平行板式的FPI对反射面的平行程度有极为严格的要求,热膨胀系数不匹配会降低稳定性^[131],环境变化或灭菌后需重新校准确定校准系数. 此外,传统FPI的开放式设计不适合体内环境^[10].

表2对基于光学原理的力触觉传感器性能提高方法进行了归纳。

表2 传感器性能提高设计思路(光学原理)

提高性能类别	设计思路	代表案例
提高灵敏度	通过杠杆、等压空腔等结构放大形变	文献[123,133]
降低温度影响	设置校正传感器	文献[130,134]
	使用球形FPI腔	文献[131]
多变量测量	多根FBG集成在一根光纤内,实现1维方向力、位置双变量测量	文献[127]
	与特殊机械结构(如轮轴结构)结合,实现力、力矩双变量测量	文献[129]
	反射型FPI与FBG结合,实现温度和力双变量测量	文献[135]
降低机械结构影响	悬浮粘贴,降低径向力干扰	文献[128]

5.5 基于图像信息的设计

还有一类传感器通过图像信息获取触觉信息: 传感器柔性层有不同标记点,受压力后标记点发生偏移,使用相机记录各标记点的位移获取触觉信息(如Gelsight^[136]). 此类传感器识别精度高,可以直接获取表面纹理等信息,但由于需要进行图像处理等大运算量计算,响应速度较慢. 此外,由于需要安装相机,传感器体积较大,对此有研究使用“复眼”结构减小体积^[137]. 目前的研究已经实现滑动触觉检测^[138]、硬度和剪切力估计^[139],为灵巧手控制提供基础. Sferrazza等^[140]还发现仿真光流数据训练出的网络在真实场景中仍有高准确度,网络有良好的迁移性。

5.6 医疗康复机器人的应用

基于光学原理的触觉传感器由于高精度、良好的生物相容性以及小体积等优势广泛应用于医疗机器人中^[125]. Li等^[128]利用5个独立悬浮的FBG十字阵列实现高灵敏度微创手术触诊系统,该系统实现0.93 mN的力分辨率,可以判断刚度比大于0.1、埋深小于10 mm的肿瘤组织. 还有前文介绍的手术钳夹轴向力探测^[126]、探针力触觉反馈^[130]、核磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)引导的介入手术力触觉反馈^[141]等应用。

在生理信息监测领域,He等^[142]将变光强式触

觉传感器布置在手部外骨骼中,通过对光纤的环绕重叠,提高灵敏度至0.3 V/N,在不影响驱动的情况下监测手指交互力,实现中风患者康复效果评估. Bai等^[122]将折射式光波导触觉传感器安装在手套上,实现关节弯曲角度探测和关节受力探测. 该传感器对于弯曲角度的分辨率达到0.5°,远高于薄膜式传感器的分辨能力,且可以实现关节受力位置的探测,但由于颜色解耦芯片的限制,只能判断受力的色块位置(分辨率为20 mm),无法实现更精准地判断。

在人机交互领域,Gelsight等基于图像信息设计的触觉传感器可以通过相机获取接触物品厚度、纹理等表面结构信息,从而可以根据相关信号的时序序列获取表面滑动信息. Li等^[138]使用Gelsight实现接触情况下的滑动检测,滑动信息可以为机械臂抓握力调整、精细操控提供反馈. 通过训练深度神经网络对抓握对象进行分类,在对不可见物品的抓握测试中,神经网络实现88.03%的分类准确率。

5.7 小结

整体上,基于光波导的触觉传感器有良好的抗电磁干扰性、灵敏度和精度^[10,141];光波导(一般为光纤)为分布式传感,自身体积小,灵活性强,便携性好^[141]. 但光波导原理的触觉传感器对光源、探测器的要求较为严格,整体价格偏高^[10].

6 热触觉信息感知和其他原理设计

6.1 热触觉信息感知

除力学信息外,热学信息对于触觉感知也至关重要:人体皮肤组织中分布着大量机械感受器、温度或热刺激感受器^[143-144].热学对于物体识别必不可少:人区分硬度、粗糙程度相近的金属和塑料时,往往通过“金属更凉”来判断,这利用了不同介质导热性的差异.从模式分类的角度看,热学信息为分类增加新的有效维度,提升分类性能^[145].

基于热学原理的设计主要考虑如何联系压力信号和热导率,材料与结构的设计思路可以借鉴压阻效应.Hirai等^[146]借助两种不同导热性材料(液态金属、空气),将液态金属封装在弹性膜内,通过注射器向腔内注射更多的液态金属时,整体导热率增加(图6(a)).此设计虽是热反馈模块,但是改变热导率的思路可为基于热学原理的力触觉传感设计提供借鉴.

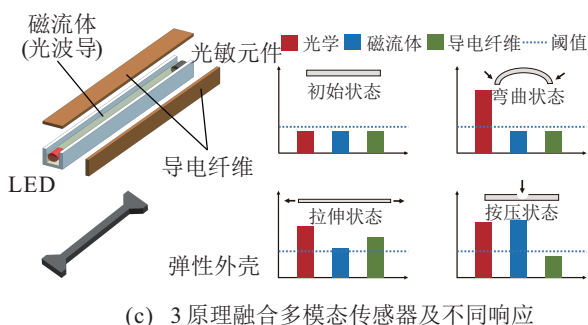
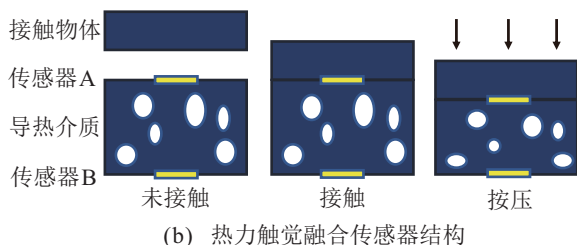
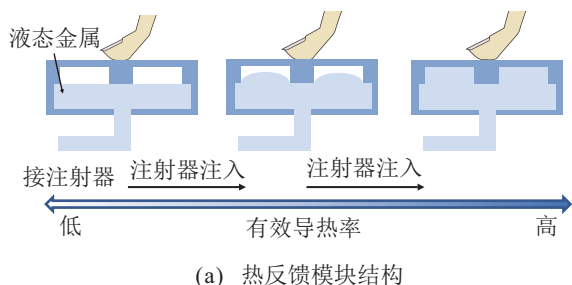


图6 热学式和多原理融合设计示例

使用热学原理探测触觉的好处是可以将热触觉和力触觉的探测能力集成在一个传感器内.Li等^[147]制做出基于热传导的触觉传感器(图6(b)).温度传感器A探测接触面温度,用于分析接触物品的热导率;温度传感器B探测环境温度,用来矫正误差;A与B的测量值之差反应导热介质的热导率.与压阻效应的

渗流效应类似,介质受外界压力时,内部空腔压缩,导热通道增加,热导率增加,传感器A和B的温度差降低.通过此设计,该传感器可以同时获得热学和力学触觉信息,物体分类识别能力较力触觉传感器高^[147].

尽管基于热学原理的触觉传感是可行的^[147],但热触觉信息往往作为力传感器的补充.这是因为基于热学原理的传感器更容易受外界温度影响:电磁学、光学等原理传感器可通过多种屏蔽手段降低外界影响,但对于热学原理的触觉传感器,需要与外界环境交互,环境温湿度的影响难以降低.尽管可以通过矫正传感器和主动加热的方法降低外界环境温度变化的影响^[147],但效果有限.另外,热平衡建立所需时间相对较长,传感器响应时间较其他原理大.目前基于热学原理的力触觉传感器的研究相对较少,但可以同时测热学和力学触觉信息,是此类传感器独一无二的优势.

在生理信息监测领域中,Oh等^[5]同时使用力触觉和热触觉实现久卧患者接触力和接触点温度监控,同时通过床下布置感应电路实现无线供电,及时提醒护工,避免褥疮的产生.在人机交互领域中,Osawa等^[148]提出热反馈系统,为护理、康复机器人提供热触觉反馈,交互更安全.Wade等^[149]将热触觉传感器和压电触觉传感器集成在机器人操作臂前端,能够区分人体和非人体,实现更精准地交互.

6.2 其他原理设计

触觉传感器的实现还可以基于振动信号^[150-151]、基于涡流效应^[152]、基于电感^[153-154]等多种原理.

前文指出,振动信息也是触觉的一部分,人体表面的振动包含很多有价值的生理信息,通过对振动信号的捕捉和分析,可以实现各种生理信息的无创监测.Chun等^[150]使用ADAM(advanced acousto-mechanic)传感器捕捉皮肤表面的高频振动,最高探测范围达到1600 Hz.通过探测高频振动可以实现抓挠动作的捕捉,对于皮肤病治疗效果的无创监测有实际意义.Lee等^[151]使用放置在胸骨切迹处的柔性无线振动传感器捕捉人体生理信息,探测范围从皮肤细微振动(10^{-3} m/s^2)到人体的宏观运动(10 m/s^2).传感器可以实现睡眠质量监测,对打鼾部位、咳嗽、呼吸等事件均可以实现连续监测与评估.此外,振动信息也可以用来探测接触面的弹性模量^[107].

基于涡流效应的力触觉传感器原理与磁学原理类似,交变电流通过感应线圈产生交变磁场,交变磁场会使附近的导体表面产生涡流,涡流产生的磁场与感应线圈产生的磁场相反,从而降低线圈磁通

量,增加电阻.导体与线圈之间距离可以通过探测感应线圈的电感得到,进而通过导体的位移得到接触力.Wang等^[152]通过此原理,结合类似文献[92]的多模态传感设计思路制做出基于涡流效应的3维柔性触觉传感器,3个方向上的分辨率都可以达到0.3 mN.

基于电感的传感器也是一类变磁路式传感器.此类传感器的测量过程是:电感线圈受外力发生运动,周围的磁场发生改变,通过电磁感应原理测量磁场的变化.Kawasetu等^[154]制做的电感原理触觉传感器可以通过底面上4个电感线圈测量上方铁磁圆柱体的运动,该传感器的电感变化与三维力之间是单调线性关系,法向力与切向力的单调关系相反,但此设计的灵敏度较低,只有约0.27 nH/N.

表3对柔性触觉传感器在医疗康复机器人领域的应用进行简要归纳,表4对不同原理的力触觉传感器性能进行横向对比.随着材料、加工工艺的进步,不同原理的传感器性能差异逐渐减小^[28],表4对重要参数和传感原理的特点进行归纳,给出不同原理下相应性能较优的案例.传感原理特点主要参考文献[9-10,168],“-”表示缺少相应数据.

表3 柔性触觉传感器在医疗康复机器人领域的应用

应用种类	具体应用	参考案例
机器人控制	力闭环控制	文献[47,155]
	手术机器人力反馈	文献[141,156]
	长时间静止检测	文献[45]
	机器人精细控制	文献[101]
	运动意图识别	文献[157]
人机交互	聋盲人手写信息输入	文献[71]
	ALS患者面部运动信息输入	文献[99]
	智能假肢触觉重建	文献[3,158]
	机器人区分交互对象	文献[148-149]
医疗器械	手术钳夹力反馈	文献[64]
	微创手术触诊	文献[49,93]
	探针力反馈	文献[130]
	筋膜组织张力测量	文献[63]
生理信息监测	脉搏信息	文献[108]
	呼吸信息	文献[159]
	眨眼信息	文献[44]
	胃肠运动信息	文献[100]
	关节弯曲信息	文献[96]
	皮肤硬度信息	文献[107]
	卧床压力温度信息	文献[5]

表4 基于不同原理的力触觉传感器性能横向对比

传感器性能	压阻式	电容式	压电式	磁学式	光波导	热学式
最小分辨能力	0.2 Pa ^[32]	0.04 Pa ^[160]	13 mPa ^[161]	0.3 Pa ^[102]	0.93 mN ^[128]	—
灵敏度	851 kPa ⁻¹ ^[19]	30.2 kPa ⁻¹ ^[162]	0.77 V/Pa ^[87]	4.4 kPa ⁻¹ ^[102]	23.1 pm/mN ^[163]	117 mV/kPa ^[147]
响应时间	< 10 ms ^[164]	25 ms ^[162]	< 5 ms ^[165]	15 ms ^[101]	—	400 ms ^[147]
测量范围	0~59 kPa ^[32]	0~400 kPa ^[61]	0~2.5 MPa ^[166]	0~120 kPa ^[101]	0~5 000 N ^[167]	0~75 kPa ^[147]
特点	灵敏度高 功耗大	分辨能力高 噪声大	自发电 仅动态传感	动态响应好 电磁相容性差	分辨率高 读数装置复杂	热、力触觉 功耗大

7 多传感融合

7.1 传感层融合

多传感融合可以体现在图1中不同的传感层次上.在传感层有2种传感信息融合方式,第1种借助不同的传感原理实现同一种信号的探测^[169],此处的融合是传感层中传感信号层级的融合,目的是借助不同信号完成更准确的传感信息输出.例如,触觉传感中的力学信息包含了压力、力矩等不同力学量,反映在形变上则为挤压、拉伸、弯曲.目前的力触觉传感器最难区分的是拉伸和弯曲这两种信息,除了在光波导中设计特殊光路,借助不同形变对光路的不同进行区

分的方法外^[122],还可利用不同传感原理对各类形变敏感程度不同进行区分.

Kim等^[169]将光学、微流控和导电织物阻值变化这3种传感原理融合在一个传感器内,通过3种原理对挤压、拉伸、弯曲3种形变模式的响应不同进行区分(图6(c)).由于光学信号对3种形变模式均有反应,形变强度可以基于光学信号进行探测.Kim还使用机器学习的方法进行解耦,对于不同的信号及其组合模式,识别准确度可达95.3%.该传感器可用于人机交互、远程控制等领域,也可与驱动器结合实现实时反馈.

第2种是传感层中不同触觉数据的融合,例如力触觉信息和热触觉信息的融合^[147],此处多传感融合的目的是使触觉信息更全面,识别判断更精准.通过巧妙的设计,在1个传感器中实现力、热两种触觉信息的融合提取.

事实上,触觉包括温度、形状、质地、表面振动、柔软程度等一系列信息,力学信息只是其中一部分^[170].某些分类问题中仅使用力学信息很难区分,引入热触觉信息对于准确度的提高很有必要.此外,在人机交互、手术机器人、可穿戴设备等领域,更加全面的触觉均有助于提高系统鲁棒性和交互能力^[148-149].

7.2 感知层融合

除了触觉信息,人体还通过视觉、听觉、嗅觉等信息与外界交互,将不同种类的信息在感知层的层次进行融合,即图1中感知层内传感器融合/表征,可以为决策层提供更加丰富的信息,进行更合理地决策,目前研究最广的是视触融合.

早在2002年,Ernst等^[171]便对人类视觉和触觉信息融合的统计模型进行研究.近年来在深度学习等方法的帮助下,感知层视触信息融合的研究进展迅速,常用的视触融合框架如图7所示,主要的研究内容是信息提取网络和融合层网络结构.Gao等^[172]构建了一个最基础的视触融合模型,触觉和视觉信息提取网络为卷积神经网络(convolutional neural networks, CNN),融合层为简单的全连通层,实现信息叠加.该网络结构简单,但分类效果提升显著,也证实了视觉信息和触觉信息在分类任务中具有互补性.Zheng等^[173]在信息提取网络中使用全卷积网络(fully convolutional networks, FCN)替换CNN,提高CNN+滑动窗的效率,触觉和视觉信息经各自FCN网络后进入融合网络,同时将触觉信号变到频域中处理.融合层随机抽取触觉和视觉特征,经连接、卷积后,最终结果由最大投票决定.

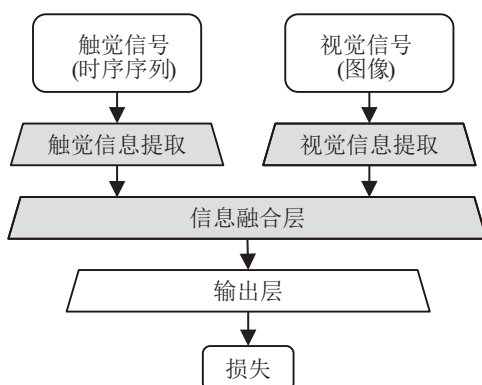


图7 视触融合网络框架

8 信息提取算法

信息提取算法范围广泛,根据应用场景不同,提取的信息也不同:抓取识别中,需要从触觉信号中提取物体的硬度、粗糙度、导热率等信息;力反馈闭环控制中,只需对触觉信号进行降噪后输出,此时没有严格意义上的信息提取算法.

根据算法设计原理不同,信息提取算法可分为模型驱动算法和数据驱动算法两大类,在信息提取之前,需要对信号进行预处理,主要包括模数转换、信号分帧、信号降噪、平滑处理等^[9,169].

8.1 模型驱动算法

模型驱动是指对噪音/有效信号的产生进行建模与分析,分析物理过程,推导物理量关系^[127,174].其优势在于可解释性强,只要与实际结果的误差在允许范围内,模型的全部信息便可直接得出.但如果实际模型较为复杂,所建立的模型难以简化,则会导致信噪比低、信息提取效果不理想.模型驱动方法需要解决3个问题:物理模型的建立与简化、物理过程的分析、测量结果的分析.

物理模型的建立和物理过程分析可以通过理论假设、实际建模、实验分析完成(如超弹性力学中标准件实验^[175],也可以通过有限元分析(finite element analysis, FEA)软件辅助完成^[88],考虑到时间及成本因素,一般使用FEA软件辅助分析.

对于测量结果的分析,常见方法有最小二乘估计^[176]、最大似然估计^[177-178]、贝叶斯估计^[179]、卡尔曼滤波^[180]、状态空间模型^[181-182]等.降噪可通过带通滤波^[183]等方法实现,对于硬件结构的研究有助于构建更合理的模型.例如,弹性材料可能会导致硬件产生低通滤波现象^[184],测量低频振动时需要补偿^[185].

此外,很多视觉信息处理和匹配的方法可以借用在触觉信息处理中.对于传感器阵列,粒子滤波和直方图滤波可应用于触觉图的构建^[186-187],大规模触觉传感阵列还可以直接借用图像处理的方法进行处理^[40,188].对于特殊的响应函数,可以借用视觉信息匹配方法与标准函数进行比对分析,例如使用尺度不变特征变换(scale invariant feature transform, SIFT)方法将软弹性磁流体帽状响应函数与高斯差分函数(difference of gaussians, DoG)拟合^[189].

8.2 数据驱动算法

数据驱动算法从数据入手,建立数据关联模型.理论上,只要给出一定规模的数据集就可以实现数据驱动,其优势在于无需进行复杂的建模和分析,甚至可以进行无监督特征提取,数据规模足够时无需

单独的降噪步骤. 数据驱动方法需要解决3个问题: 数据处理算法的选取、数据集的构建和数据维度的选择、结果的可解释性.

常用的信息提取方法有贝叶斯回归^[127,190]、聚类(K -nearest neighbor, KNN)^[191]、支撑向量机(support vector machines, SVM)^[188]、随机森林^[192-193]等方法. KNN可用于带噪声数据, 而且相对其他数据驱动方法可解释性较强, 因此广泛应用于触觉传感信息提取^[9], 但KNN需要解决聚类个数选取的问题, 尤其在数据量较大时难以直观判断.

无监督特征提取算法中, 最常见的是基于深度学习的特征提取方法, 如循环神经网络(recurrent neural network, RNN)^[194]、卷积神经网络(CNN)^[195]等. Madry等^[196-197]提出了时空分层匹配追踪算法(spatio-temporal hierarchical matching pursuit, ST-HMP), 该算法在抓取稳定性评估和对象识别方面取得了良好的结果. Cao等^[198]将触觉数据分解为空间和时间线程, 结合随机平铺卷积网络, 提出3线程随机镶嵌卷积网络(3T-randomized tiling convolutional networks, 3T-RTCN)模型. 触觉信号相比视频信号维数低, 多样性少, 多层RTCN对识别率提升作用不大, 因此采用3线程: 空间线、时间线(触觉流堆叠)、时间线(强度差叠加), 通过这一方法实现触觉识别的时空特征表示和融合, 识别精度、鲁棒性和容错性方面均有提升, 还可以结合稀疏编码等技术^[199]对数据进行降维. Moïn等^[200]使用超维计算方法^[201], 通过FPGA(field-programmable gate array, 现场可编程逻辑门阵列)实现可穿戴阵列设备的手势识别, 其并行处理特征可有效降低系统延时. 数据驱动算法常需要对数据进行降维, 常用方法有贝叶斯压缩感知^[202]、主成分分析(principal component analysis, PCA)^[182,188,191]等, 降维结果可对模型进行解释修正(确定最相关因素).

9 总结与展望

本文对柔性触觉传感系统及数据处理方法进行了系统地介绍和对比, 同时总结了此类传感器在医疗康复机器人的应用. 柔性触觉传感器的范畴很广, 其中力触觉传感器的研究和应用相对全面. 对于力触觉, 能否准确度量触觉的其他信息, 如粗糙度、硬度等仍是挑战. 热触觉在物体识别分类等场景下是力触觉的良好补充, 但受制于热平衡建立效率, 应用较为有限.

在医疗与康复机器人领域, 触觉传感器的应用十分常见. 随着材料和加工工艺的进步, 柔性、稳定性

高、响应时间短、测量精度高、多模态的传感器已经成为现实, 但大面积、多模态、低时延、易携带、精确稳定的传感阵列还仍有待技术突破, 这是目前研究的重点, 也是实现电子皮肤的必经之路^[203]. 现有的技术需要在感知能力、便携性、面积、续航能力、成本等多方面做出妥协, 如何解决“鱼与熊掌不可兼得”的问题还有待深入研究.

除了感知能力, 柔性传感系统能否对人体进行反馈, 实现感知反馈一体化^[204], 甚至直接与神经信号结合^[205], 通过调制触觉传感信号, 使传感系统的信号能直接被大脑处理, 最终实现触觉恢复, 为偏瘫、截瘫、截肢患者带来福音, 为虚拟现实等技术的进一步发展提供动力, 这都是柔性触觉传感技术可能的发展方向.

除前文所提到的问题, 模块化设计也需要考虑. 模块化设计可以使传感阵列更灵活, 满足不同的应用需求. 对于传感器系统, 模块化设计与特异化设计都是简化系统所必须的^[206-207]. 模块化设计在传感器系统设计之初可以方便地辅助设计, 在收集数据之后对贡献不大的部分予以剔除, 简化结构, 实现设计特异化^[206]. 另外, 随着智能设备和可穿戴设备等逐渐普及, 传感器的数据量会呈指数级增长, 实现数据格式化输出, 也可以对数据集的构建、新传感器的设计提供帮助^[207].

触觉传感的应用可以提高机器人操作精度, 增强人机交互效果. 目前基于各种原理的触觉传感系统都已取得显著成果, 但要实现能与人类皮肤相比的电子皮肤, 还需在材料、结构等方面进行更加深入地研究. 相信随着新材料、新技术的出现, 柔性触觉传感在面积、精度、响应时间等方面可以取得全面进步, 人类距离更加全面的人机交互、更加智能的人机协同更进一步.

参考文献(References)

- [1] 中共中央国务院. “健康中国2030”规划纲要[EB/OL]. (2016-11-10)[2021-07-17]. http://www.gov.cn/gongbao/201611/20/content_5133024.htm.
- [2] Wagner C R, Stylopoulos N, Howe R D. The role of force feedback in surgery: Analysis of blunt dissection[C]. Proceedings 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. Orlando, 2002: 68-74.
- [3] Gu G, Zhang N, Xu H, et al. A soft neuroprosthetic hand providing simultaneous myoelectric control and tactile feedback[J]. Nature Biomedical Engineering, 2021: 1-10.
- [4] Wang C Y, Xia K L, Wang H M, et al. Advanced carbon for flexible and wearable electronics[J]. Advanced Materials,

- 2019, 31(9): 1801072.
- [5] Oh Y S, Kim J H, Xie Z, et al. Battery-free, wireless soft sensors for continuous multi-site measurements of pressure and temperature from patients at risk for pressure injuries[J]. *Nature Communications*, 2021, 12(1): 1-16.
- [6] Lederman S J, Klatzky R L. Haptic perception: A tutorial[J]. *Attention, Perception & Psychophysics*, 2009, 71(7): 1439-1459.
- [7] Maneo T, Kobayashi K, Yamazaki N. Relationship between the Structure of human finger tissue and the location of tactile receptors[J]. *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 1998, 41(1): 94-100.
- [8] Tiwana M I, Redmond S J, Lovell N H. A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2012, 179: 17-31.
- [9] Zou L, Ge C, Wang Z J, et al. Novel tactile sensor technology and smart tactile sensing systems: A review[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2017, 17(11): 2653.
- [10] Bandari N, Dargahi J, Packirisamy M. Tactile sensors for minimally invasive surgery: A review of the state-of-the-art, applications, and perspectives[J]. *IEEE Access*, 2019, 8: 7682-7708.
- [11] Zhang Y Z, Ye J H, Lin Z K, et al. A piezoresistive tactile sensor for a large area employing neural network[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2018, 19(1): 27.
- [12] Luo S, Bimbo J, Dahiya R, et al. Robotic tactile perception of object properties: A review[J]. *Mechatronics*, 2017, 48: 54-67.
- [13] Chi C, Sun X G, Xue N, et al. Recent progress in technologies for tactile sensors[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2018, 18(4): 948.
- [14] Won C H, Lee J H, Saleheen F. Tactile sensing systems for tumor characterization: A review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(11): 12578-12588.
- [15] Dahiya R S, Mittendorfer P, Valle M, et al. Directions toward effective utilization of tactile skin: A review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2013, 13(11): 4121-4138.
- [16] Chen W F, Yan X. Progress in achieving high-performance piezoresistive and capacitive flexible pressure sensors: A review[J]. *Journal of Materials Science & Technology*, 2020, 43: 175-188.
- [17] Wang Z, Dong C, Wang X, et al. Highly sensitive integrated flexible tactile sensors with piezoresistive Ge₂Sb₂Te₅ thin films[J]. *NPJ Flexible Electronics*, 2018, 2(1): 1-16.
- [18] Li X, Wang W D, Wu L J, et al. Wearable, self-cleaning, wireless integrated tactile sensory system with superior sensitivity[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2021, 331: 113027.
- [19] Wang Z R, Wang S, Zeng J F, et al. High sensitivity, wearable, piezoresistive pressure sensors based on irregular microhump structures and its applications in body motion sensing[J]. *Small*, 2016, 12(28): 3827-3836.
- [20] Pereira V M, Castro Neto A H, Peres N M R. Tight-binding approach to uniaxial strain in graphene[J]. *Physical Review B*, 2009, 80(4): 045401.
- [21] Wang S, Chen G R, Niu S Y, et al. Magnetic-assisted transparent and flexible percolative composite for highly sensitive piezoresistive sensor via hot embossing technology[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019, 11(51): 48331-48340.
- [22] Maheshwari V, Saraf R F. High-resolution thin-film device to sense texture by touch[J]. *Science*, 2006, 312(5779): 1501-1504.
- [23] Gao L, Zhu C X, Li L, et al. All paper-based flexible and wearable piezoresistive pressure sensor[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019, 11(28): 25034-25042.
- [24] 李凤超, 孔振, 吴锦华, 等. 柔性压阻式压力传感器的研究进展[J]. *物理学报*, 2021, 70(10): 100703. (Li F C, Kong Z, Wu J H, et al. Advances in flexible piezoresistive pressure sensor[J]. *Acta Physica Sinica*, 2021, 70(10): 100703.)
- [25] Mokhtari F, Cheng Z X, Raad R, et al. Piezofibers to smart textiles: A review on recent advances and future outlook for wearable technology[J]. *Journal of Materials Chemistry A*, 2020, 8(19): 9496-9522.
- [26] Chen G R, Li Y Z, Bick M, et al. Smart textiles for electricity generation[J]. *Chemical Reviews*, 2020, 120(8): 3668-3720.
- [27] Jo B H, van Lerberghe L M, Motsegood K M, et al. Three-dimensional micro-channel fabrication in polydimethylsiloxane (PDMS) elastomer[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2000, 9(1): 76-81.
- [28] Sun X G, Liu T Z, Zhou J, et al. Recent applications of different microstructure designs in high performance tactile sensors: A review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(9): 10291-10303.
- [29] Park J, Kim J, Hong J, et al. Tailoring force sensitivity and selectivity by microstructure engineering of multidirectional electronic skins[J]. *NPG Asia Materials*, 2018, 10(4): 163-176.
- [30] Shi J D, Wang L, Dai Z H, et al. Multiscale hierarchical design of a flexible piezoresistive pressure sensor with high sensitivity and wide linearity range[J]. *Small*, 2018, 14(27): 1800819.
- [31] Zhao T T, Li T K, Chen L L, et al. Highly sensitive flexible piezoresistive pressure sensor developed using biomimetically textured porous materials[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019, 11(32): 29466-29473.
- [32] Park J, Lee Y, Hong J, et al. Giant tunneling piezoresistance of composite elastomers with interlocked microdome arrays for ultrasensitive and multimodal

- electronic skins[J]. *ACS Nano*, 2014, 8(5): 4689-4697.
- [33] Cao Y D, Li T, Gu Y, et al. Fingerprint-inspired flexible tactile sensor for accurately discerning surface texture[J]. *Small*, 2018, 14(16): 1703902.
- [34] Lv L X, Zhang P P, Xu T, et al. Ultrasensitive pressure sensor based on an ultralight sparkling graphene block[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2017, 9(27): 22885-22892.
- [35] Pang Y, Tian H, Tao L Q, et al. Flexible, highly sensitive, and wearable pressure and strain sensors with graphene porous network structure[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2016, 8(40): 26458-26462.
- [36] Yao H B, Ge J, Wang C F, et al. A flexible and highly pressure-sensitive graphene-polyurethane sponge based on fractured microstructure design[J]. *Advanced Materials*, 2013, 25(46): 6692-6698.
- [37] Liu W J, Liu N S, Yue Y, et al. Piezoresistive pressure sensor based on synergistical innerconnect polyvinyl alcohol nanowires/wrinkled graphene film[J]. *Small*, 2018, 14(15): 1704149.
- [38] Araromi O A, Graule M A, Dorsey K L, et al. Ultra-sensitive and resilient compliant strain gauges for soft machines [J]. *Nature*, 2020, 587 (7833): 219-224.
- [39] Liu M M, Pu X, Jiang C Y, et al. Large-area all-textile pressure sensors for monitoring human motion and physiological signals[J]. *Advanced Materials*, 2017, 29(41): 1703700.
- [40] Luo Y, Li Y, Sharma P, et al. Learning human - environment interactions using conformal tactile textiles[J]. *Nature Electronics*, 2021, 4(3): 193-201.
- [41] Jung Y, Lee D G, Park J, et al. Piezoresistive tactile sensor discriminating multidirectional forces[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2015, 15(10): 25463-25473.
- [42] Jang H H, Park J S, Choi B. Flexible piezoresistive pulse sensor using biomimetic PDMS mold replicated negatively from shark skin and PEDOT: PSS thin film[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2019, 286: 107-114.
- [43] Wajahat M, Lee S, Kim J H, et al. Flexible strain sensors fabricated by meniscus-guided printing of carbon nanotube-polymer composites[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2018, 10(23): 19999-20005.
- [44] Tang Z H, Jia S H, Wang F, et al. Highly stretchable core-sheath fibers via wet-spinning for wearable strain sensors[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2018, 10(7): 6624-6635.
- [45] Li X, Zhong J P. Upper limb rehabilitation robot system based on internet of things remote control[J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 154461-154470.
- [46] Damilano A, Lince A, Appendino S, et al. Commercial tactile sensors for hand exoskeletons: Practical considerations for ultra-low cost and very-low complexity read-out[J]. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, 2016, 19(5): 49-56.
- [47] Lebosse C, Renaud P, Bayle B, et al. Modeling and evaluation of low-cost force sensors[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2011, 27(4): 815-822.
- [48] Esposito D, Andreozzi E, Gargiulo G D, et al. A piezoresistive array armband with reduced number of sensors for hand gesture recognition[J]. *Frontiers in Neurorobotics*, 2020, 13: 114.
- [49] Bandari N M, Ahmadi R, Hooshiar A, et al. Hybrid piezoresistive-optical tactile sensor for simultaneous measurement of tissue stiffness and detection of tissue discontinuity in robot-assisted minimally invasive surgery[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2017, 22: 077002.
- [50] Alekya B, Sitaramgupta V V S N, Pandva H J. Stiffness characterization of healthy and deficient tracheal cartilage segments using micromachined piezoresistive force sensor[C]. *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*. Berlin, 2021: 1-5.
- [51] Chen W J, Gui X C, Liang B H, et al. Structural engineering for high sensitivity, ultrathin pressure sensors based on wrinkled graphene and anodic aluminum oxide membrane[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2017, 9(28): 24111-24117.
- [52] Surapaneni R, Guo Q, Xie Y, et al. A three-axis high-resolution capacitive tactile imager system based on floating comb electrodes[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2013, 23(7): 075004.
- [53] Mannsfeld S C B, Tee B C K, Stoltenberg R M, et al. Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers[J]. *Nature Materials*, 2010, 9(10): 859-864.
- [54] Huang Y C, Liu Y, Ma C, et al. Sensitive pressure sensors based on conductive microstructured air-gap gates and two-dimensional semiconductor transistors[J]. *Nature Electronics*, 2020, 3 (1): 59-69.
- [55] Zhang W, Sun W H, Xiao W L, et al. Numerical simulation analysis of microstructure of dielectric layers in capacitive pressure sensors[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(9): 3260-3266.
- [56] Luo Y S, Shao J Y, Chen S R, et al. Flexible capacitive pressure sensor enhanced by tilted micropillar arrays[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019, 11(19): 17796-17803.
- [57] Ma L Q, Shuai X T, Hu Y G, et al. A highly sensitive and flexible capacitive pressure sensor based on a micro-arrayed polydimethylsiloxane dielectric layer[J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2018, 6(48): 13232-13240.
- [58] Li T, Luo H, Qin L, et al. Flexible capacitive tactile sensor based on micropatterned dielectric layer[J]. *Small*, 2016, 12(36): 5042-5048.
- [59] Tee B C K, Chortos A, Dunn R R, et al. Tunable flexible pressure sensors using microstructured elastomer

- geometries for intuitive electronics[J]. *Advanced Functional Materials*, 2014, 24(34): 5427-5434.
- [60] Ruth S R A, Beker L, Tran H, et al. Rational design of capacitive pressure sensors based on pyramidal microstructures for specialized monitoring of biosignals[J]. *Advanced Functional Materials*, 2020, 30(29): 1903100.
- [61] Sharma S, Chhetry A, Sharifuzzaman M, et al. Wearable capacitive pressure sensor based on MXene composite nanofibrous scaffolds for reliable human physiological signal acquisition[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(19): 22212-22224.
- [62] Wei P Q, Guo X L, Qiu X B, et al. Flexible capacitive pressure sensor with sensitivity and linear measuring range enhanced based on porous composite of carbon conductive paste and polydimethylsiloxane[J]. *Nanotechnology*, 2019, 30(45): 455501.
- [63] Lee J, Ihle S J, Pellegrino G S, et al. Stretchable and suturable fibre sensors for wireless monitoring of connective tissue strain[J]. *Nature Electronics*, 2021, 4(4): 291-301.
- [64] Kim U, Kim Y B, So J, et al. Sensorized surgical forceps for robotic-assisted minimally invasive surgery[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2018, 65(12): 9604-9613.
- [65] Fang B, Chen Y, Sun F C, et al. A petal-array capacitive tactile sensor with micro-pin for robotic fingertip sensing[C]. *The 3rd IEEE International Conference on Soft Robotics*. New Haven, 2020: 452-457.
- [66] Liang G H, Wang Y C, Mei D Q, et al. Flexible capacitive tactile sensor array with truncated Pyramids as dielectric layer for three-axis force measurement[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2015, 24(5): 1510-1519.
- [67] Someya T, Sekitani T, Iba S, et al. A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-effect transistors for artificial skin applications[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2004, 101(27): 9966-9970.
- [68] Zang Y, Zhang F, Huang D, et al. Flexible suspended gate organic thin-film transistors for ultra-sensitive pressure detection [J]. *Nature Communications*, 2015, 6: 6269.
- [69] Wang J, Jiang J F, Zhang C C, et al. Energy-efficient, fully flexible, high-performance tactile sensor based on piezotronic effect: Piezoelectric signal amplified with organic field-effect transistors[J]. *Nano Energy*, 2020, 76: 105050.
- [70] Dahiya R S, Adami A, Collini C, et al. POSFET tactile sensing arrays using CMOS technology[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2013, 202: 226-232.
- [71] Ozioko O, Navaraj W T, Yogeswaran N, et al. Tactile communication system for the interaction between deafblind and robots[C]. *The 27th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*. Nanjing, 2018: 416-421.
- [72] Yao T Y, Guo X H, Li C C, et al. Highly sensitive capacitive flexible 3D-force tactile sensors for robotic grasping and manipulation[J]. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 2020, 53(44): 445109.
- [73] Naidu A S, Patel R V, Naish M D. Low-cost disposable tactile sensors for palpation in minimally invasive surgery[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2017, 22(1): 127-137.
- [74] Hooshair A, Najarian S, Dargahi J. Haptic telerobotic cardiovascular intervention: A review of approaches, methods, and future perspectives[J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2020, 13: 32-50.
- [75] Krishna G M, Rajanna K. Tactile sensor based on piezoelectric resonance[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2004, 4(5): 691-697.
- [76] Wang Z L, Lin L, Chen J, et al. Triboelectric nanogenerators[M]. Berlin: Springer International Publishing, 2016: 4-9.
- [77] Zhang Z H, Kan J W, Yu X C, et al. Sensitivity enhancement of piezoelectric force sensors by using multiple piezoelectric effects[J]. *AIP Advances*, 2016, 6(7): 075320.
- [78] Wu W Z, Wen X N, Wang Z L. Taxel-addressable matrix of vertical-nanowire piezotronic transistors for active and adaptive tactile imaging[J]. *Science*, 2013, 340(6135): 952-957.
- [79] Kumar M, Singh R, Kang H, et al. An artificial piezotronic synapse for tactile perception[J]. *Nano Energy*, 2020, 73: 104756.
- [80] Lee J, Choi W, Yoo Y K, et al. A micro-fabricated force sensor using an all thin film piezoelectric active sensor[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2014, 14(12): 22199-22207.
- [81] Bhuvana S, Prathiksha H, Sindhu V, et al. Design and analysis of piezoelectric cantilever based vibration sensor[C]. *IEEE International Conference on System, Computation, Automation and Networking*. Pondicherry, 2018: 1-6.
- [82] Saha S, Yauvana V, Chakraborty S, et al. Synthesis and characterization of polyvinylidene-fluoride (PVDF) nanofiber for application as piezoelectric force sensor[J]. *Materials Today: Proceedings*, 2019, 18: 1450-1458.
- [83] Magniez K, Krajewski A, Neuenhofer M, et al. Effect of drawing on the molecular orientation and polymorphism of melt-spun polyvinylidene fluoride fibers: Toward the development of piezoelectric force sensors[J]. *Journal of Applied Polymer Science*, 2013, 129(5): 2699-2706.
- [84] Rajala S, Siponkoski T, Sarlin E, et al. Cellulose nanofibril film as a piezoelectric sensor material[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2016, 8(24): 15607-15614.
- [85] Ghosh S K, Mandal D. Synergistically enhanced

- piezoelectric output in highly aligned 1D polymer nanofibers integrated all-fiber nanogenerator for wearable nano-tactile sensor[J]. *Nano Energy*, 2018, 53: 245-257.
- [86] Pan C, Dong L, Zhu G, et al. High-resolution electroluminescent imaging of pressure distribution using a piezoelectric nanowire LED array[J]. *Nature Photonics*, 2013, 7(9): 752-758.
- [87] Lin Z M, Yang J, Li X S, et al. Large-scale and washable smart textiles based on triboelectric nanogenerator arrays for self-powered sleeping monitoring[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(1): 1704112.
- [88] Murat Koç, Akça E. Design of a piezoelectric based tactile sensor with bio-inspired micro/nano-pillars[J]. *Tribology International*, 2013, 59: 321-331.
- [89] Ha M, Lim S, Cho S, et al. Skin-inspired hierarchical polymer architectures with gradient stiffness for spacer-free, ultrathin, and highly sensitive triboelectric sensors[J]. *ACS Nano*, 2018, 12(4): 3964-3974.
- [90] Soin N, Shah T H, Anand S C, et al. Novel "3-D spacer" all fibre piezoelectric textiles for energy harvesting applications[J]. *Energy Environ Sci*, 2014, 7(5): 1670-1679.
- [91] Dong C, Leber A, Das Gupta T, et al. High-efficiency super-elastic liquid metal based triboelectric fibers and textiles[J]. *Nature Communications*, 2020, 11: 3537.
- [92] Ren Z W, Nie J H, Shao J J, et al. Fully elastic and metal-free tactile sensors for detecting both normal and tangential forces based on triboelectric nanogenerators[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(31): 1802989.
- [93] Ju F, Wang Y M, Zhang Z, et al. A miniature piezoelectric spiral tactile sensor for tissue hardness palpation with catheter robot in minimally invasive surgery[J]. *Smart Materials and Structures*, 2019, 28(2): 025033.
- [94] Birkoben T, Winterfeld H, Fichtner S, et al. A spiking and adapting tactile sensor for neuromorphic applications[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10: 17260.
- [95] Ma W G, Zhang X D, Yin G. Design on intelligent perception system for lower limb rehabilitation exoskeleton robot[C]. *The 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence*. Xi'an, 2016: 587-592.
- [96] Zhu M L, Sun Z D, Zhang Z X, et al. Haptic-feedback smart glove as a creative human-machine interface (HMI) for virtual/augmented reality applications[J]. *Science Advances*, 2020, 6(19): eaaz8693.
- [97] Liu Y M, Zheng H X, Zhao L, et al. Electronic skin from high-throughput fabrication of intrinsically stretchable lead zirconate titanate elastomer[J]. *Research: Washington DC*, 2020, 2020: 1085417.
- [98] Chu Y, Zhong J W, Liu H L, et al. Human pulse diagnosis for medical assessments using a wearable piezoelectric sensing system[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(40): 1803413.
- [99] Sun T, Tasnim F, McIntosh R T, et al. Decoding of facial strains via conformable piezoelectric interfaces[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2020, 4(10): 954-972.
- [100] Dagdeviren C, Javid F, Joe P, et al. Flexible piezoelectric devices for gastrointestinal motility sensing[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2017, 1(10): 807-817.
- [101] Yan Y C, Hu Z, Yang Z B, et al. Soft magnetic skin for super-resolution tactile sensing with force self-decoupling[J]. *Science Robotics*, 2021, 6(51): eabc8801.
- [102] Wu Y Z, Liu Y W, Zhou Y L, et al. A skin-inspired tactile sensor for smart prosthetics[J]. *Science Robotics*, 2018, 3(22): eaat0429.
- [103] Ge J, Wang X, Drack M, et al. A bimodal soft electronic skin for tactile and touchless interaction in real time[J]. *Nature Communications*, 2019, 10: 4405.
- [104] Osborn L E, Dragomir A, Betthausen J L, et al. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain[J]. *Science Robotics*, 2018, 3(19): eaat3818.
- [105] Liu X B, Kent N, Ceballos A, et al. Reconfigurable ferromagnetic liquid droplets[J]. *Science*, 2019, 365(6450): 264-267.
- [106] Yu X, Xie Z, Yu Y, et al. Skin-integrated wireless haptic interfaces for virtual and augmented reality[J]. *Nature*, 2019, 575(7783): 473-479.
- [107] Song E, Xie Z, Bai W, et al. Miniaturized electromechanical devices for the characterization of the biomechanics of deep tissue[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2021, 5(7): 759-771.
- [108] Oh S, Jung Y, Kim S, et al. Remote tactile sensing system integrated with magnetic synapse[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 16963.
- [109] Hellebrekers T, Chang N, Chin K, et al. Soft magnetic tactile skin for continuous force and location estimation using neural networks[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2020, 5(3): 3892-3898.
- [110] Alfadhel A, Khan M A, Cardoso de Freitas S, et al. Magnetic tactile sensor for Braille reading[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(24): 8700-8705.
- [111] Liu J, Yang Y, Peng J, et al. Fully soft pressure sensor based on bionic spine-pillar structure for robotics motion monitoring[J]. *Soft Robotics*, 2021: 2021Aug18.
- [112] Lin M F, Xiong J Q, Wang J X, et al. Core-shell nanofiber mats for tactile pressure sensor and nanogenerator applications[J]. *Nano Energy*, 2018, 44: 248-255.
- [113] Sun X G, Sun J H, Li T, et al. Flexible tactile electronic skin sensor with 3D force detection based on porous CNTs/PDMS nanocomposites[J]. *Nano-Micro Letters*, 2019, 11(1): 1-14.
- [114] Chen T, Shi Q F, Yang Z, et al. A self-powered six-axis tactile sensor by using triboelectric mechanism[J]. *Nanomaterials: Basel, Switzerland*, 2018, 8(7): 503.
- [115] Kim K, Song G, Park C, et al. Multifunctional woven

- structure operating as triboelectric energy harvester, capacitive tactile sensor array, and piezoresistive strain sensor array[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2017, 17(11): 2582.
- [116] Chen H T, Song Y, Guo H, et al. Hybrid porous micro structured finger skin inspired self-powered electronic skin system for pressure sensing and sliding detection[J]. *Nano Energy*, 2018, 51: 496-503.
- [117] Gauthier R C, Ross C. Theoretical and experimental considerations for a single-mode fiber-optic bend-type sensor[J]. *Applied Optics*, 1997, 36(25): 6264-6273.
- [118] Ahmadi R, Packirisamy M, Dargahi J, et al. Discretely loaded beam-type optical fiber tactile sensor for tissue manipulation and palpation in minimally invasive robotic surgery[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2012, 12(1): 22-32.
- [119] Avellar L, Delgado G, Rocon E, et al. Polymer optical fiber-embedded force sensor system for assistive devices with dynamic compensation[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(12): 13255-13262.
- [120] Lakes R. *Viscoelastic materials*[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2009: 22-23.
- [121] Noh Y, Liu H B, Sareh S, et al. Image-based optical miniaturized three-axis force sensor for cardiac catheterization[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(22): 7924-7932.
- [122] Bai H D, Li S, Barreiros J, et al. Stretchable distributed fiber-optic sensors[J]. *Science*, 2020, 370(6518): 848-852.
- [123] Back J, Dasgupta P, Seneviratne L, et al. Feasibility study- novel optical soft tactile array sensing for minimally invasive surgery[C]. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Hamburg, 2015: 1528-1533.
- [124] Hill K O, Fujii Y, Johnson D C, et al. Photosensitivity in optical fiber waveguides: Application to reflection filter fabrication[J]. *Applied Physics Letters*, 1978, 32(10): 647-649.
- [125] Akinyemi T O, Omisore O M, Duan W K, et al. Fiber Bragg grating-based force sensing in robot-assisted cardiac interventions: A review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(9): 10317-10331.
- [126] Zarrin P S, Escoto A, Xu R, et al. Development of a 2-DOF sensorized surgical grasper for grasping and axial force measurements[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(7): 2816-2826.
- [127] Massari L, Schena E, Massaroni C, et al. A machine-learning-based approach to solve both contact location and force in soft material tactile sensors[J]. *Soft Robotics*, 2020, 7(4): 409-420.
- [128] Li T L, Shi C Y, Ren H L. A high-sensitivity tactile sensor array based on fiber Bragg grating sensing for tissue palpation in minimally invasive surgery[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2018, 23(5): 2306-2315.
- [129] Xiong L, Jiang G Z, Guo Y X, et al. A three-dimensional fiber Bragg grating force sensor for robot[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(9): 3632-3639.
- [130] Mo Z L, Xu W L. Temperature-compensated optical fiber force sensing at the tip of a surgical needle[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(24): 8936-8943.
- [131] Wei G Z, Jiang Q, Zhang T P. A flexible force sensor based on spheroidal Fabry-Perot micro-cavity[J]. *Optik*, 2019, 181: 483-492.
- [132] Hunger D, Steinmetz T, Colombe Y, et al. A fiber Fabry-Perot cavity with high finesse[J]. *New Journal of Physics*, 2010, 12(6): 065038.
- [133] Prasad A, Sebastian S, Asokan S. FBG tactile sensor for surface thickness and shape measurement[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(9): 10695-10702.
- [134] Silveira M L, Rocha H R O, Antunes P F C, et al. An optimized self-compensated solution for temperature and strain cross-sensitivity in FBG interrogators based on edge filter[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2021, 21(17): 5828.
- [135] Zhang X P, Peng W, Shao L Y, et al. Strain and temperature discrimination by using temperature-independent FPI and FBG[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2018, 272: 134-138.
- [136] Yuan W Z, Dong S Y, Adelson E H. GelSight: High-resolution robot tactile sensors for estimating geometry and force[J]. *Sensors: Basel, Switzerland*, 2017, 17(12): 2762.
- [137] Zhang Y Z, Chen X, Wang M Y, et al. Multidimensional tactile sensor with a thin compound eye-inspired imaging system[J]. *Soft Robotics*, DOI: 10.1089/soro.2020.0202.
- [138] Li J H, Dong S Y, Adelson E. Slip detection with combined tactile and visual information[C]. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Brisbane, 2018: 7772-7777.
- [139] Donlon E, Dong S Y, Liu M, et al. GelSlim: A high-resolution, compact, robust, and calibrated tactile-sensing finger[C]. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Madrid, 2018: 1927-1934.
- [140] Sferrazza C, Bi T, D'Andrea R. Learning the sense of touch in simulation: A sim-to-real strategy for vision-based tactile sensing[C]. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Las Vegas, 2021: 4389-4396.
- [141] Su H, Iordachita I I, Tokuda J, et al. Fiber-optic force sensors for MRI-guided interventions and rehabilitation: A review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2017, 17(7): 1952-1963.
- [142] He B, Li M, Chen J Z, et al. An intensity-modulated fiber optic pressure sensor for hand-exoskeleton interactive force detection[C]. *The 16th International Conference on Ubiquitous Robots*. Jeju, 2019: 750-754.

- [143] Johansson R S, Westling G. Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects[J]. *Experimental Brain Research*, 1984, 56(3): 550-564.
- [144] Purves D, Cabeza R, Huettel S A, et al. Principles of cognitive neuroscience[M]. The 2nd edition. Sunderland: Sinauer Associates, Inc, 2008: 110-111.
- [145] Hart P E, Stork D G, Duda R O. Pattern classification[M]. Hoboken: Wiley, 2000: 8-12.
- [146] Hirai S, Miki N. A thermal tactile sensation display with controllable thermal conductivity[J]. *Micromachines*, 2019, 10(6): 359.
- [147] Li G Z, Liu S Q, Wang L Q, et al. Skin-inspired quadruple tactile sensors integrated on a robot hand enable object recognition[J]. *Science Robotics*, 2020, 5(49): eabc8134.
- [148] Osawa Y, Katsura S. Rendering thermal sensation of fingertip by using spatial information of heat sources[C]. *IEEE/SICE International Symposium on System Integration*. Paris, 2019: 620-625.
- [149] Wade J, Bhattacharjee T, Williams R D, et al. A force and thermal sensing skin for robots in human environments[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2017, 96: 1-14.
- [150] Chun K S, Kang Y J, Lee J Y, et al. A skin-conformable wireless sensor to objectively quantify symptoms of pruritus[J]. *Science Advances*, 2021, 7(18): eabf9405.
- [151] Lee K, Ni X, Lee J Y, et al. Mechano-acoustic sensing of physiological processes and body motions via a soft wireless device placed at the suprasternal notch[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2020, 4(2): 148-158.
- [152] Wang H B, Kow J, de Boer G, et al. A low-cost, high-performance, soft tri-axis tactile sensor based on eddy-current effect[C]. *IEEE Sensors*. Glasgow, 2017: 1-3.
- [153] Yeon P, Kim M G, Brand O, et al. Optimal design of passive resonating wireless sensors for wearable and implantable devices[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(17): 7460-7470.
- [154] Kawasetsu T, Horii T, Ishihara H, et al. Flexible tri-axis tactile sensor using spiral inductor and magnetorheological elastomer[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(14): 5834-5841.
- [155] Zhu M, Sun Z, Chen T, et al. Low cost exoskeleton manipulator using bidirectional triboelectric sensors enhanced multiple degree of freedom sensory system[J]. *Nature Communications*, 2021, 12: 2692.
- [156] Abiri A, Pensa J, Tao A, et al. Multi-modal haptic feedback for grip force reduction in robotic surgery[J]. *Scientific Reports*, 2019, 9: 5016.
- [157] Zhu B B, Wan Z, Xu Y. The recognition of motion intention of knee joint based on piezoelectric signals[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2019, 1176: 052024.
- [158] Zollo L, Pino G D, Ciancio A L, et al. Restoring Tactile sensations via neural interfaces for real-time force-and-slippage closed-loop control of bionic hands[J]. *Science Robotics*, 2019, 4(27): eaau9924.
- [159] Sengupta D, Romano J, Kottapalli A G P. Electrospun bundled carbon nanofibers for skin-inspired tactile sensing, proprioception and gesture tracking applications[J]. *Npj Flexible Electronics*, 2021, 5: 29.
- [160] Yang J, Luo S, Zhou X, et al. Flexible, tunable, and ultrasensitive capacitive pressure sensor with microconformal graphene electrodes[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019, 11(16): 14997-15006.
- [161] Fan F R, Lin L, Zhu G, et al. Transparent triboelectric nanogenerators and self-powered pressure sensors based on micropatterned plastic films[J]. *Nano Letters*, 2012, 12(6): 3109-3114.
- [162] Xiong Y X, Shen Y K, Tian L, et al. A flexible, ultra-highly sensitive and stable capacitive pressure sensor with convex microarrays for motion and health monitoring[J]. *Nano Energy*, 2020, 70: 104436.
- [163] Li T L, Pan A Q, Ren H L. A high-resolution triaxial catheter tip force sensor with miniature flexure and suspended optical fibers[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2020, 67(6): 5101-5111.
- [164] Wang X W, Gu Y, Xiong Z P, et al. Silk-molded flexible, ultrasensitive, and highly stable electronic skin for monitoring human physiological signals[J]. *Advanced Materials*, 2014, 26(9): 1336-1342.
- [165] Lin L, Xie Y N, Wang S H, et al. Triboelectric active sensor array for self-powered static and dynamic pressure detection and tactile imaging[J]. *ACS Nano*, 2013, 7(9): 8266-8274.
- [166] Chen S W, Cao X, Wang N, et al. An ultrathin flexible single-electrode triboelectric-nanogenerator for mechanical energy harvesting and instantaneous force sensing[J]. *Advanced Energy Materials*, 2017, 7(1): 1601255.
- [167] Liu M Y, Zhang Z J, Zhou Z D, et al. A new method based on Fiber Bragg grating sensor for the milling force measurement[J]. *Mechatronics*, 2015, 31: 22-29.
- [168] Najjariyan S, Dargahi J, Mehrizi A A. Artificial tactile sensing in biomedical engineering[M]. New York: McGraw-Hill, 2009: 49-71.
- [169] Kim T, Lee S D, Hong T, et al. Heterogeneous sensing in a multifunctional soft sensor for human-robot interfaces[J]. *Science Robotics*, 2020, 5(49): eabc6878.
- [170] Dahiya R S, Valle M. Robotic tactile sensing: Technologies and system[M]. Berlin: Springer Science & Business Media, 2012: 3-5.
- [171] Ernst M O, Banks M S. Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion[J]. *Nature*, 2002, 415(6870): 429-433.
- [172] Gao Y, Hendricks L A, Kuchenbecker K J, et al. Deep

- learning for tactile understanding from visual and haptic data[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Stockholm, 2016: 536-543.
- [173] Zheng H T, Fang L, Ji M Q, et al. Deep learning for surface material classification using haptic and visual information[J]. IEEE Transactions on Multimedia, 2016, 18(12): 2407-2416.
- [174] Wang Y C, Chen J N, Mei D Q. Recognition of surface texture with wearable tactile sensor array: A pilot Study[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2020, 307: 111972.
- [175] Steck D, Qu J, Kordmahale S B, et al. Mechanical responses of ecoflex silicone rubber: Compressible and incompressible behaviors[J]. Journal of Applied Polymer Science, 2019, 136(5): 47025.
- [176] Lee J I, Lee S, Oh H M, et al. 3D contact position estimation of image-based areal soft tactile sensor with printed array markers and image sensors[J]. Sensors: Basel, Switzerland, 2020, 20(13): 3796.
- [177] Barbarossa S, Scutari G. Decentralized maximum-likelihood estimation for sensor networks composed of nonlinearly coupled dynamical systems[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2007, 55(7): 3456-3470.
- [178] Levin D, Habets E A P, Gannot S. Maximum likelihood estimation of direction of arrival using an acoustic vector-sensor[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2012, 131(2): 1240-1248.
- [179] Gao X B, Chen J G, Tao D C, et al. Multi-sensor centralized fusion without measurement noise covariance by variational Bayesian approximation[J]. IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, 2011, 47(1): 718-722.
- [180] Uddin R, Jamshaid A, Arfeen A. Smart design of surgical suture attachment force measurement setup using tactile sensor[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2021, 70: 1-12.
- [181] de Silva C W. Sensor systems: Fundamentals and applications[M]. Boca Raton: Taylor & Francis, CRC Press, 2016: 210-215.
- [182] de Cheveigné A, Simon J Z. Sensor noise suppression[J]. Journal of Neuroscience Methods, 2008, 168(1): 195-202.
- [183] Fukuda T, Tanaka Y, Kappers A M L, et al. Visual and tactile feedback for a direct-manipulating tactile sensor in laparoscopic palpation[J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2018, 14(2): e1879.
- [184] Shimojo M. Mechanical filtering effect of elastic cover for tactile sensor[J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1997, 13(1): 128-132.
- [185] Scimeca L, Maiolino P, Iida F. Soft morphological processing of tactile stimuli for autonomous category formation[C]. IEEE International Conference on Soft Robotics. Livorno, 2018: 356-361.
- [186] Pezzementi Z, Reyda C, Hager G D. Object mapping, recognition, and localization from tactile geometry[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Shanghai, 2011: 5942-5948.
- [187] Vezzani G, Pattacini U, Battistelli G, et al. Memory unscented particle filter for 6-DOF tactile localization[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2017, 33(5): 1139-1155.
- [188] Hughes J, Scimeca L, Maiolino P, et al. Online morphological adaptation for tactile sensing augmentation[J]. Frontiers in Robotics and AI, 2021, 8: 665030.
- [189] Kawasetsu T, Horii T, Ishihara H, et al. Mexican-hat-like response in a flexible tactile sensor using a magnetorheological elastomer[J]. Sensors: Basel, Switzerland, 2018, 18(2): 587.
- [190] Scimeca L, Hughes J, Maiolino P, et al. Action augmentation of tactile perception for soft-body palpation[J]. Soft Robotics, DOI: 10.1089/soro.2020.0129.
- [191] Scimeca L, Maiolino P, Bray E, et al. Structuring of tactile sensory information for category formation in robotics palpation[J]. Autonomous Robots, 2020, 44(8): 1377-1393.
- [192] Palermo F, Konstantinova J, Althoefer K, et al. Implementing tactile and proximity sensing for crack detection[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Paris, 2020: 632-637.
- [193] Huang S Y, Wu H. Texture recognition based on perception data from a bionic tactile sensor[J]. Sensors, 2021, 21(15): 5224.
- [194] Yuan W Z, Zhu C Z, Owens A, et al. Shape-independent hardness estimation using deep learning and a GelSight tactile sensor[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Singapore, 2017: 951-958.
- [195] Zou L, Zheng J N, Miao C Y, et al. 3D CNN based automatic diagnosis of attention deficit hyperactivity disorder using functional and structural MRI[J]. IEEE Access, 2017, 5: 23626-23636.
- [196] Madry M, Bo L F, Kragic D, et al. ST-HMP: Unsupervised Spatio-Temporal feature learning for tactile data[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Hong Kong, 2014: 2262-2269.
- [197] Richardson B A, Kuchenbecker K J. Improving haptic adjective recognition with unsupervised feature learning[C]. International Conference on Robotics and

- Automation. Montreal, 2019: 3804-3810.
- [198] Cao L L, Kotagiri R, Sun F C, et al. Efficient spatio-temporal tactile object recognition with randomized tiling convolutional networks in a hierarchical fusion strategy[C]. Proceedings of the 30th AAAI Conference on Artificial Intelligence. New York: AAAI, 2016: 3337-3345.
- [199] Roberge J P, Rispal S, Wong T, et al. Unsupervised feature learning for classifying dynamic tactile events using sparse coding[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Stockholm, 2016: 2675-2681.
- [200] Moin A, Zhou A, Rahimi A, et al. A wearable biosensing system with in-sensor adaptive machine learning for hand gesture recognition[J]. Nature Electronics, 2021, 4(1): 54-63.
- [201] Kanerva P. Hyperdimensional computing: An introduction to computing in distributed representation with high-dimensional random vectors[J]. Cognitive Computation, 2009, 1(2): 139-159.
- [202] Ji S H, Xue Y, Carin L. Bayesian compressive sensing[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2008, 56(6): 2346-2356.
- [203] Hammock M L, Chortos A, Tee B C K, et al. The evolution of electronic skin (E-skin): A brief history, design considerations, and recent progress[J]. Advanced Materials, 2013, 25(42): 5997-6038.
- [204] Ozioko O, Karipoth P, Hersh M, et al. Wearable assistive tactile communication interface based on integrated touch sensors and actuators[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2020, 28(6): 1344-1352.
- [205] Chun S, Kim J S, Yoo Y, et al. An artificial neural tactile sensing system[J]. Nature Electronics, 2021, 4(6): 429-438.
- [206] Ballard Z, Brown C, Madni A M, et al. Machine learning and computation-enabled intelligent sensor design[J]. Nature Machine Intelligence, 2021, 3(7): 556-565.
- [207] Zhou F, Chai Y. Near-sensor and in-sensor computing[J]. Nature Electronics, 2020, 3(11): 664-671.

作者简介

程龙(1982—),男,研究员,博士生导师,从事机器人智能控制、康复机器人等研究, E-mail: long.cheng@ia.ac.cn;

刘泽宇(1998—),男,硕士生,从事柔性触觉感知系统的研究, E-mail: liuzeyu2020@ia.ac.cn.

科研团队简介

程龙研究员科研团队立足于中国科学院自动化研究所复杂系统管理与控制国家重点实验室,长期专注于机器人智能控制方面的研究,一直倡导将前沿性基础研究成果与国家经济发展和人民健康重大需求紧密结合.团队近年来开发了基于光电原理的柔性触觉/位移传感器和带有力矩限制功能的微型串联弹性驱动器,研制了多款上肢/手部康复辅助机器人系统.考虑到患者-康复机器人构成的“人在环路”耦合系统中存在的不确定性因素,提出了基于神经网络和模糊逻辑等人工智能方法的机器人鲁棒自适应跟踪控制和柔顺阻抗控制算法,用于被动康复训练;面向主动康复训练,提出了几种患者运动意图识别方法,并根据患者运动意图提出了机器人按需辅助的主动控制策略.同时利用新型机器人传感技术,对患者的运动/肌力恢复情况给出了客观定量的评估.团队研制的康复机器人在中国康复中心、中国康复辅具中心等进行了50余例临床研究,验证了康复机器人的有效性,为推进康复机器人的产业化奠定了坚实的基础.

团队带头人程龙研究员获得国家杰出青年科学基金项目 and 北京市杰出青年科学基金项目资助,同时获得国际神经网络学会青年科学家奖、亚太神经网络学会青年科学奖、中国自动化学会青年科学家奖、中国科学院大学李佩优秀教师奖.曾获得国家自然科学二等奖、北京市科学技术一等奖、中国人工智能学会吴文俊人工智能自然科学一等奖、中国自动化学会自然科学一等奖/技术发明一等奖等科技奖励.担任IEEE CIS Beijing Chapter主席,北京自动化学会常务理事,北京人工智能学会常务理事.受邀担任“IEEE Transactions on Cybernetics”“IEEE Transactions on Automation Science and Engineering”《中国科学技术科学》《自动化学报》《控制与决策》《机器人》等国内外期刊的编委.目前团队发表SCI论文90余篇,论文谷歌学术被引6400余次.

(责任编辑: 郑晓蕾)