

doi: 10.11823/j.issn.1674-5795.2024.03.05

# 柔性可穿戴压电超声传感器研究进展

张敏<sup>1,2</sup>, 修坤皓<sup>1,2</sup>, 孙敬尧<sup>1,2</sup>, 王子莹<sup>1,2\*</sup>, 赵丽滨<sup>1,2\*</sup>

(1.河北工业大学机械工程学院, 天津 300401; 2.先进智能防护装备技术教育部重点实验室, 天津 300401)

**摘要:** 介绍了柔性可穿戴压电超声传感器压电层、背衬层、匹配层、封装层、电极层的结构设计和材料选择, 论述了利用有限元分析(Finite Element Analysis, FEA)技术进行柔性可穿戴压电超声传感器模拟设计的优势, 阐述了电极图案化等柔性可穿戴压电超声传感器制造领域中的关键技术, 分析了柔性可穿戴压电超声传感器在深层组织成像、血流动力学监测、促进骨损伤恢复、辅助透皮给药等领域的应用情况。展望了柔性可穿戴压电超声传感器的发展方向, 指出未来可通过应用高性能信号处理技术、改进超声探测成像算法、优化传感器结构设计方案等手段, 进一步提升柔性可穿戴压电超声传感器的测量准确性、使用安全性和集成化程度, 促进该类传感器市场化、产业化发展。

**关键词:** 可穿戴医疗监测; 柔性可穿戴电子; 超声传感器; 医疗超声; 结构与材料设计

中图分类号: TH776; TP212.3; TB551 文献标志码: A 文章编号: 1674-5795 (2024) 03-0072-12

## Research progress on flexible wearable piezoelectric ultrasound transducers

ZHANG Min<sup>1,2</sup>, XIU Kunhao<sup>1,2</sup>, SUN Jingyao<sup>1,2</sup>, WANG Ziyang<sup>1,2\*</sup>, ZHAO Libin<sup>1,2\*</sup>

(1.School of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300401, China;

2.Key Laboratory of Advanced Intelligent Protective Equipment Technology — Ministry of Education, Tianjin 300401, China)

**Abstract:** The structural design and material selection of the piezoelectric layer, backing layer, matching layer, encapsulation layer, and interconnecting electrodes of flexible wearable piezoelectric ultrasound transducers are introduced, the advantages of the simulation design of the transducers using finite element analysis (FEA) technology are discussed, and key technologies in the transducers fabrication, such as electrode patterning, are described. The applications of this type of sensors in the fields of deep tissue imaging, haemodynamic monitoring, promoting the recovery of bone damage, and assisting transdermal drug delivery are analysed. The development direction of the sensors is outlooked, and it is pointed out that in the future, the measurement accuracy, safety and integration degree of flexible wearable piezoelectric ultrasound sensors can be further improved through the application of high-performance signal processing technology, improvement of ultrasound detection and imaging algorithm, and optimisation of the sensor structural design scheme, etc., so as to promote the marketable and industrial development of this kind of sensors.

**Key words:** wearable medical monitoring; flexible wearable electronics; ultrasound transducers; medical ultrasound; structure and material design

收稿日期: 2024-05-09; 修回日期: 2024-05-18

基金项目: 国家自然科学基金项目(52104189); 河北省基础研究重大项目(A2023202049); 河北省自然科学基金优秀青年科学基金项目(E2023202096)

引用格式: 张敏, 修坤皓, 孙敬尧, 等. 柔性可穿戴压电超声传感器研究进展[J]. 计测技术, 2024, 44(3): 72-83.

Citation: ZHANG M, XIU K H, SUN J Y, et al. Research progress on flexible wearable piezoelectric ultrasound transducers[J]. Metrology & Measurement Technology, 2024, 44(3): 72-83.



## 0 引言

柔性可穿戴医疗监测传感器<sup>[1-2]</sup>能够监测体温<sup>[3-5]</sup>、心率<sup>[6-7]</sup>、血压<sup>[8-9]</sup>、呼吸<sup>[10]</sup>、血氧<sup>[11-12]</sup>、血糖<sup>[13-14]</sup>等人体生命体征参数。如何利用柔性可穿戴医疗监测传感器实现人体深层组织结构(内脏、肌肉、骨骼等)状态、功能的持续监测,以获得更全面、更深入、更准确的生理信息,是科研工作者重点关注的问题。

在医学领域中,常用的人体内部组织成像方式有超声成像<sup>[15]</sup>、X射线成像(X-radiation, X-ray)<sup>[16]</sup>、计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)<sup>[17]</sup>和磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)<sup>[18]</sup>。其中, X-ray和CT采用X射线进行测量,具有放射性,长期或频繁使用会增加患癌风险。MRI成本高昂、检查时间较长且不适用于有金属植入物的患者。超声成像具有分辨力高、成本较低、实时性好、无辐射、非入侵、安全性高等优点<sup>[19-20]</sup>,因此超声成像设备在医学领域获得了广泛应用。

传统超声成像设备采用刚性探头进行测量,使用时在探头与人体皮肤间填充超声耦合剂,以提升成像质量。传统超声成像设备需要依赖专业医学工作人员手动操作,灵活性差,且无法实现长期持续监测,使用时患者的舒适度较低。为解决这些问题,贴合人体皮肤表面曲率的柔性可穿戴压电超声传感器应运而生。柔性可穿戴压电超声传感器可非侵入地监测深层组织的结构与功能,更全面地获取人体生理信息,更准确地监测早期病变(例如肿瘤、囊肿、结石等),有助于实现疾病早期干预和治疗,提高治愈率。

传统柔性可穿戴传感器根据电阻、电容或电感的变化检测人体表面的物理量(如应变、压力、温度等),从而检测人体表皮生理信号,不包含成像技术,而柔性压电超声传感器则能够实现非侵入式成像,可快速获取高分辨力的内部组织结构和形态图像,从而快速、准确地实现诊断。传统可穿戴传感器功能单一,而柔性可穿戴压电超声传感器基于超声波的多功能性,能够实现深层组织成像、血流速度测量、加速透皮给药、促进伤口愈合等功能,为开展个性化智能医疗提供了全

新的选择。

柔性可穿戴压电超声传感器的结构和材料直接影响其所发射超声波的各项性能参数,从而影响监测准确性。本文阐述柔性可穿戴压电超声传感器的工作原理及关键参数,介绍柔性可穿戴压电超声传感器结构设计及材料领域的最新研究进展,归纳柔性可穿戴压电超声传感器在医疗领域中的应用情况,最后展望柔性可穿戴压电超声传感器未来的发展方向,为该领域的研究人员提供借鉴。

## 1 柔性可穿戴压电超声传感器结构设计和材料选择

柔性可穿戴压电超声传感器通常为多层结构设计,包含背衬层、顶部电极、压电层、底部电极、匹配层和封装层,如图1所示。

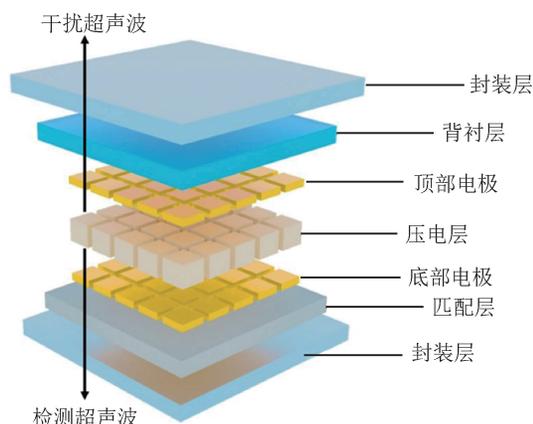


图1 柔性可穿戴压电超声传感器结构

Fig.1 Flexible wearable piezoelectric ultrasound transducer structure

压电材料是柔性可穿戴压电超声传感器的核心功能材料,柔性可穿戴压电超声传感器利用压电材料的逆压电效应和正压电效应实现超声波的发射和接收<sup>[21]</sup>,高性能的压电材料能够实现电场和超声波之间的高效能量转换,因此优化压电材料的性能是研究热点方向之一。为了提高穿戴舒适性并确保机械稳定性与电气绝缘性,通常采用柔性聚合物材料对柔性可穿戴压电超声传感器进行封装,形成封装层。优化超声器件的柔性和可拉伸性是另一个研究热点方向。

为了提升传感性能,柔性可穿戴压电超声传感器通常采用二维矩形阵列方式设计。柔性可穿

戴压电超声传感器的性能参数包括工作频率、机械耦合系数、电阻抗、声阻抗、方向特性、带宽、发射效率、灵敏度以及分辨力等。为使上述参数满足应用要求,研究人员针对柔性可穿戴压电超声传感器各层组件的材料选择、结构设计和制造技术开展探索。

### 1.1 压电层材料优化策略

工作频率是柔性可穿戴压电超声传感器的关键参数,它决定了传感器所发射超声波的分辨力和传播深度,直接影响设备的性能和应用范围。工作频率越高,测量分辨力越高,但超声波的传播深度越浅。柔性可穿戴压电超声传感器的性能与压电材料的几何形状密切相关。压电片的厚度直接影响传感器的工作频率,压电片越薄,传感器的工作频率越高。欧洲电工标准化委员会(European Committee for Electrotechnical Standardization, CENELEC)规定医疗类超声器件的标准频率范围为0.5~15 MHz。因此,医疗用的超声传感器的压电片厚度约为几十至几百微米。此外,柔性可穿戴压电超声传感器的激发电压频率应与其工作频率一致,此时能量转化效率和灵敏度达到最大。

柔性可穿戴压电超声传感器中,压电材料的主要性能评估参数包括声阻抗、压电常数、介电常数和机械耦合系数。

#### 1) 声阻抗

人体组织的声阻抗约为1.5 MRayl。当压电材料的声阻抗参数远大于1.5 MRayl时,超声波会在人体皮肤组织界面大量反射,不能通过有效折射进入人体。压电材料的声阻抗取决于材料的密度和超声波在其中的速度,可通过开发声阻抗较低的新型压电材料实现声阻抗的匹配,同时这种方法有利于简化匹配层设计,有助于实现器件微型化。

#### 2) 压电常数

压电常数反映了压电材料在电场作用下产生机械应变的能力,是决定柔性可穿戴压电超声传感器工作频率的重要参数之一。压电常数的大小取决于材料性质和结构。

#### 3) 介电常数

压电材料的介电常数用于描述其在电场作用下的电容性质。介电常数的大小取决于材料性质

和晶体结构。设计柔性可穿戴压电超声传感器时,需要将超声器件与外部电路进行电阻抗匹配,以提高能量传输效率,而介电常数决定了柔性可穿戴压电超声传感器的电阻抗大小,因此研发过程中需要重点关注压电材料的介电常数。

#### 4) 机械耦合系数

机械耦合系数用于衡量压电材料的电能和机械能的转换能力,机械耦合系数越接近1,表明转换能力越强;越接近0,表明转换能力越弱。机械耦合系数与压电材料的种类、面积、厚度、排列方式、间距等有关。通常,压电材料的面积和厚度越大,其机械耦合系数越小。较高的机械耦合系数可以提高柔性可穿戴压电超声传感器的能量转换能力、带宽和灵敏度。

为提高柔性可穿戴压电超声传感器的使用舒适度,研究人员正在研发固有柔性的压电材料。已有文献报道了具有固有柔性的压电聚合物,但该材料的压电性能不如硬质压电材料<sup>[22-23]</sup>,导致利用该材料制造的超声传感器能量传输效率较低、灵敏度较差。另外,与硬质压电材料相比,柔性压电聚合物材料的制造成本较高、机械耐久性较差、电学性能较差,利用该材料制造的超声传感器目前无法实现广泛应用。

### 1.2 匹配层关键参数设计

压电材料的振动方向与电场的施加方向相同。电极施加电压脉冲信号时,由于逆压电效应,压电材料会产生纵向规律的振动,从而发射纵向传播的超声波(包括向背衬层传播的干扰超声波和向匹配层传播的检测超声波)。

声阻抗、衰减系数和厚度是匹配层材料的关键设计参数。如果压电材料与人体组织之间声阻抗不匹配,会影响超声传感的效果。可设置一层或多层匹配层以降低压电材料与人体组织之间声阻抗的差距。匹配层材料的衰减系数应尽可能小,避免匹配层吸收过多的超声波。此外,匹配层的厚度需设置为超声波在匹配层传播时波长的1/4,以减少超声波的反射,提高超声波的传播效率。

### 1.3 背衬层关键参数设计

背衬层材料的关键设计参数包括声阻抗和衰减系数。为防止干扰超声波在空气与压电材料交

界面产生大量反射,影响超声检测的准确性,需设计与压电材料声阻抗匹配的背衬层。在医疗应用领域中,超声传感器通常采用脉冲激发方式,在高电平时,实现超声波的激发;在低电平时,实现超声波的检测。严重的振铃现象将影响超声波的检测,导致超声图像上产生噪声或伪影。为了有效抑制振铃现象,可通过提高背衬层的超声波衰减系数来加速超声波在背衬层中的吸收,从而避免超声波在背衬层中的多次反射和散射。

#### 1.4 封装层柔性材料选择

选择柔性可穿戴压电超声传感器封装层材料时,除了考虑材料的柔韧性、生物相容性、耐热

性、化学稳定性之外,还应特别考虑其对超声波传输性能的影响。封装层材料的声阻抗应与人体组织的声阻抗相匹配,以减少超声波在超声器件与人体组织之间的界面反射。同时,封装材料的超声衰减系数应尽可能小,以确保大部分超声波能进入目标检测组织。将更高质量的超声波射入人体组织,能够提高超声回波信号的清晰度和准确性。目前常用的封装层柔性材料包括聚酰亚胺(Polyimide, PI)、聚乙烯、聚四氟乙烯、硅橡胶、水凝胶等。

表1对柔性可穿戴压电超声传感器的结构、功能及关键参数进行了总结。

表1 柔性可穿戴压电超声传感器结构、功能及关键参数

Tab.1 Flexible wearable piezoelectric ultrasound transducer structure, function and key parameters

结构	功能	关键参数
压电层	基于压电效应发射和接收超声波	声阻抗、压电常数、介电常数、机械耦合系数
匹配层	保证超声波有效进入目标组织	声阻抗、衰减系数、厚度
背衬层	抑制振铃现象,提高检测准确性	声阻抗、衰减系数
封装层	与皮肤曲率贴合,提高穿戴舒适性	声阻抗、衰减系数

#### 1.5 电极层结构设计

设计柔性超声器件时,通常将硬质金属材料(例如铜、金等)设计为“岛-桥”结构作为导线,再将其嵌入柔性聚合物材料基底中,形成可拉伸的电极层。可将金属材料设计为蛇形、弹簧形、折纸形等结构,以提升其拉伸性能。尽管金属材料拉伸能力有限,但其形变能力足以匹配大部分人体皮肤形变(皮肤应变范围一般在20%以内)<sup>[24]</sup>。“岛-桥”式金属电极具有优异的导电性能和稳定性,然而,由于金属与聚合物材料之间模量不匹配,频繁或过度形变会使金属材料产生裂纹,从而导致器件失效<sup>[25]</sup>;此外,“岛-桥”式金属电极的形变能力有限,无法应用于大曲率和高形变的皮肤表面,患者的穿戴舒适度也较低。

目前具有代表性的超声传感器电极结构设计方式<sup>[26-31]</sup>如图2所示。

图2(a)为独立寻址的“岛-桥”式金属电极,其中电极隔离层材料采用PI,能够有效避免短路。各个阵元均配置了独立的顶部电极,而底部电极

则全部串联并通过一个通道连通,3×3的阵列结构中不存在10个电极通道<sup>[26]</sup>。

图2(b)为行列寻址的“岛-桥”式金属电极,各个行和列分别串联形成一个电极通道,实现了可寻址的电极激发,仅需6个电极通道即可独立控制3×3的阵列结构<sup>[27]</sup>。行列寻址方式可有效减少电极通道数目,有利于提升器件的可拉伸性,降低器件能耗,减小器件尺寸。

液态金属具有高导电性、流动性和可拉伸性,将其与聚合物、纤维和纳米材料等集成,能够形成可拉伸电极<sup>[28-29]</sup>。液态金属在重复机械拉伸和弯曲下不会产生固体材料疲劳现象,同时液态金属具有自愈能力、生物相容性和可回收性等优点,这些特性提高了液态金属电极的使用寿命、安全性和可靠性。文献[30]报道了一种可穿戴心脏超声成像仪,该成像仪所使用的4层液态金属复合电极如图2(c)所示。4层液态金属复合电极采用共晶镓-铟液态金属作为导电材料,利用苯乙烯—乙烯丁烯—苯乙烯(Styrene—Ethylene-Butylene—Sty-

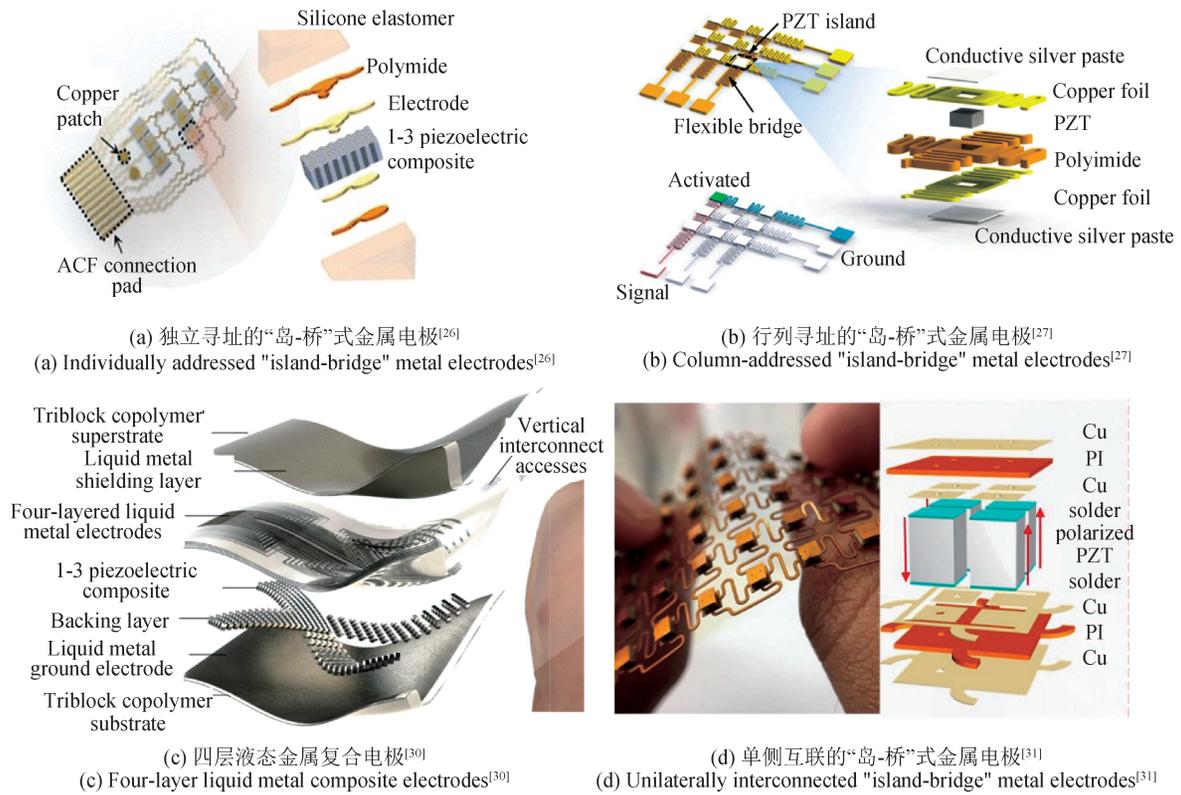


图2 超声传感器电极结构设计

Fig.2 Electrode structure design of the ultrasound transducer

rene, SEBS)作为隔离材料。这种设计方式使电极拉伸性可高达约110%，并且电极厚度仅为8 μm左右，极大地提高了传感器的适形能力，提升了超声器件的佩戴舒适性。

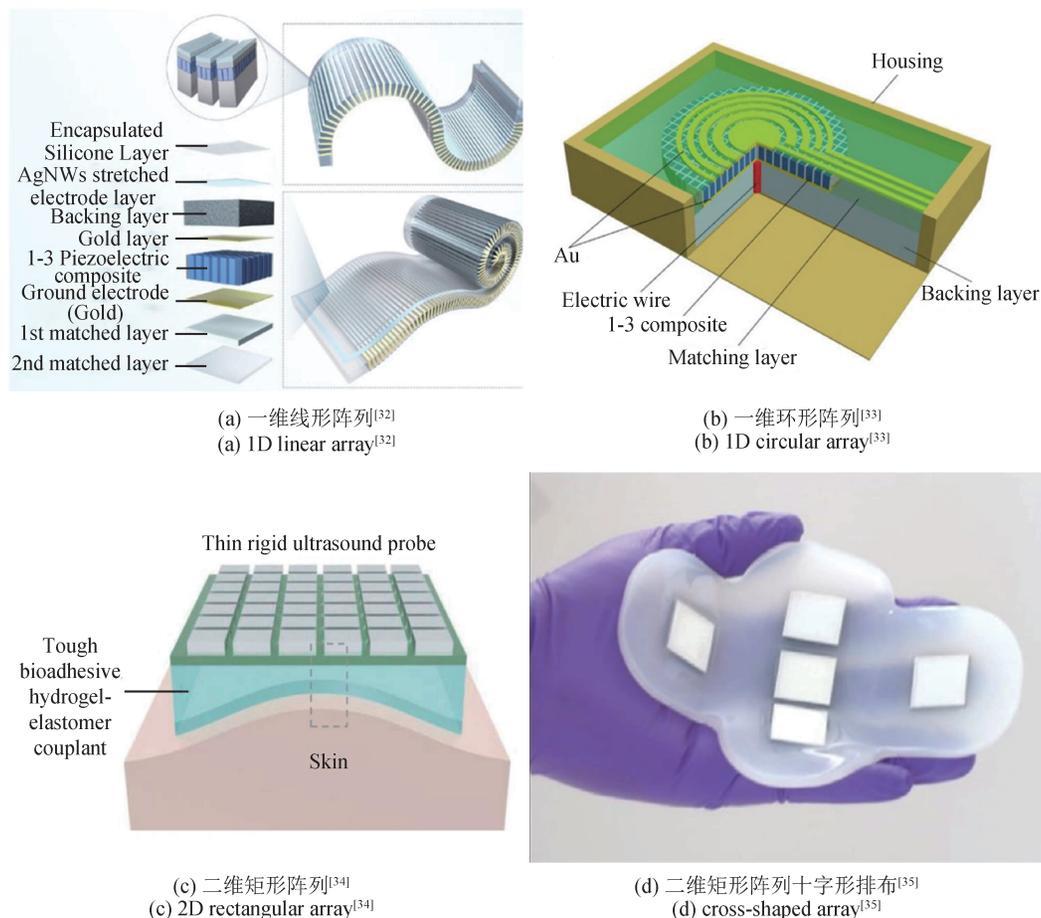
单侧互联的“岛-桥”式金属电极如图2(d)所示<sup>[31]</sup>，其中，超声传感器的压电元件被分为4根细长的支柱。两侧支柱的极化方式相反，采用垂直连通的铜电极串联连接，这使压电元件顶部电极和底部电极的“岛-桥”互联结构仅位于压电元件的一侧。单侧互联结构设计方式可优化器件的机械鲁棒性，简化电键合过程，提升电极制造和组装的便捷性。

### 1.6 柔性可穿戴压电超声传感器阵列结构设计

柔性可穿戴压电超声传感器中压电片的排列方式包括一维线形阵列、一维环形阵列、二维矩形阵列和二维矩形阵列十字形排布等，如图3所示。图3(a)所示的超声器件采用64个宽度为0.4 mm的线形排列的1-3型复合压电片作为压电层。通过丝网印刷技术将银纳米线与复合弹性基板稳定结合，形成了可拉伸的电极层，以适应人

体皮肤的轮廓及其动态变化。该超声器件可发射5.3 MHz的超声波，能够获取人体浅表层的甲状腺、肱动脉和颈动脉的截面超声图像<sup>[32]</sup>。采用5个圆环形电极激发一个直径为6 mm的圆形1-3型压电复合材料，实现一维环形阵列结构设计，如图3(b)所示。一维环形阵列结构可在超声传感器的中心轴垂直方向上产生高分辨力且聚焦的对称环形声束<sup>[33]</sup>。二维矩形阵列结构如图3(c)所示<sup>[34]</sup>，基于该结构，研究人员制造了工作频率分别为3、7、10 MHz的超声传感器。3 MHz的超声传感器可采用相控阵成像方法对皮肤组织下超过6 cm的器官进行高分辨力成像；7、10 MHz的超声传感器可采用平面波复合方法对皮肤组织下深度小于6 cm的器官进行成像。二维矩形阵列十字形排布方式如图3(d)所示，5个二维矩形阵列组合为十字形布设，基于该结构的超声传感器成像视野更大，可实现对人体膀胱容量的实时监测<sup>[35]</sup>。

一维线形阵列所形成的波束只能在阵列平面的垂直方向上进行一维扫描，只能聚焦形成固定形状的条状焦点。一维环形阵列所形成的波束只



(a) 一维线形阵列<sup>[32]</sup>  
(a) 1D linear array<sup>[32]</sup>

(b) 一维环形阵列<sup>[33]</sup>  
(b) 1D circular array<sup>[33]</sup>

(c) 二维矩形阵列<sup>[34]</sup>  
(c) 2D rectangular array<sup>[34]</sup>

(d) 二维矩形阵列十字形排布<sup>[35]</sup>  
(d) cross-shaped array<sup>[35]</sup>

图3 超声传感器的阵列类型

Fig.3 Types of arrays for ultrasound transducers

能在圆周方向上进行一维扫描，尽管可以控制径向波束宽度，但不如二维阵列灵活。二维矩形阵列是目前超声成像传感器领域中应用最广泛的压电材料排列结构。通过控制二维矩形阵列每个阵元的激发时间和相位，可使超声波波束在三维空间中聚焦、偏转，并且可以控制焦点的形状。

二维矩形阵列结构便于实现目标区域扫描，不需要手动移动超声探头便可进行测量，较为便捷。更重要的是，超声波束的聚焦提高了超声成像的分辨力、灵敏度和检测深度。二维矩形阵列设计方式提升了超声设备的声束控制能力，扩大了成像视野，提高了成像精度。然而，随着阵元数量的增加，二维矩形阵列对多路电极设计、阵列激发控制算法、阵元集成化和信号处理技术提出了更高的要求。

### 1.7 有限元分析技术

超声传感器的性能由多层结构组件的材料属

性、几何形状及工作条件共同决定。FEA技术可用于超声传感器的设计和分析，以预测各项性能参数，包括谐振频率、机电耦合系数以及声场分布等。利用FEA技术模拟不同的设计方案，可确定超声传感器的最优设计参数，包括压电材料的尺寸、匹配层的声阻抗、背衬层的衰减系数等。将FEA技术应用于超声传感器设计，可以减少物理模型的制作次数，提高工作效率。目前，常用的FEA软件包括COMSOL Multiphysics、ABAQUS、ANSYS等。

## 2 柔性可穿戴压电超声传感器制造技术

电极图案化是柔性可穿戴压电超声传感器制造领域中的关键技术。导电电极图案化的常用制造技术包括印刷技术(例如喷墨印刷、丝网印刷等)、三维打印技术、激光切割技术、激光刻蚀技术、光刻技术等。激光切割技术和激光刻蚀技术

可实现微米级电极图案化,光刻技术则可实现纳米级电极图案化。

图2(a)所示的互联电极采用光刻技术进行图案化<sup>[26]</sup>, $3 \times 3$ 二维矩形阵列超声传感器的尺寸仅为 $1.5 \text{ mm} \times 1.5 \text{ mm}$ 。图2(b)所示的蛇形电极由激光精密加工系统(型号为ProtoLaser U3)激光刻蚀制造<sup>[27]</sup>,用于激发阵元间距为 $4.5 \text{ mm}$ 的 $3 \times 3$ 二维矩形阵列,阵元尺寸仅为 $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$ 。制造图2(c)所示的液态金属电极时,首先采用丝网印刷将液态金属均匀地黏附到SEBS衬底上,再通过激光烧蚀从SEBS衬底上选择性地去除液态金属,最终形成图案化的液态金属复合电极<sup>[30]</sup>。图2(d)所示的器件用于面部超声辅助透皮给药,其微型化要求较低,可拉伸网状电路通过激光切割得到<sup>[31]</sup>。

在低阻抗的基体材料中,均匀掺入高阻抗的金属或金属氧化物粉末以制备背衬层和匹配层。通过调控金属或金属氧化物粉末的种类、含量等,使制造的背衬层和匹配层参数符合要求。常用的基体材料包括环氧树脂、硅橡胶和聚乙烯醇等;金属材料包括铝、铜、银、镍等;金属氧化物包括氧化铝、氧化铅、氧化铁、氧化钡等。

### 3 柔性可穿戴压电超声传感器的应用

超声波具有较高的成像分辨力和检测实时性。因超声波性质的多样性,柔性超声传感器应用场景广泛,可应用于人体的医疗诊断和治疗。

超声波会按照特定方向传播,当遇到声阻抗不同的界面时,会产生反射、折射和散射现象。随着传播距离的增加,超声波的能量逐渐衰减,通过解码返回的超声波可以获取人体内部组织的结构图像<sup>[36]</sup>。超声技术在人体监测领域中的应用如图4所示,研究人员已研发出一系列可穿戴的柔性超声器件,实现了心脏<sup>[30, 37]</sup>、肺<sup>[34]</sup>、脑部<sup>[38-40]</sup>、膀胱<sup>[35, 41]</sup>、乳腺<sup>[42]</sup>、肌肉<sup>[43]</sup>、胃肠道<sup>[34]</sup>、血管<sup>[44-45]</sup>等组织结构的非入侵性成像。可穿戴超声器件根据动脉血管前后壁所返回超声波的时间差,实时监测血管直径变化,解码获得人体连续的血压波形<sup>[44-48]</sup>。超声能量在组织中的衰减速率与组织的密度有关,利用超声传感器检测超声波在骨骼中的衰减程度可实现骨密度测量<sup>[49]</sup>。柔性可穿戴压电超声传感器能够持续监测人体深层组织的生理健康状态,对于推动个性化医疗发展、促进生物医学进步具有重要意义。



图4 超声技术在人体监测领域中的应用

Fig.4 Ultrasound technology in the field of human monitoring

可利用超声波的多普勒效应进行人体深层组织运动界面的持续速度检测。文献[26]报道的超声传感器能够直接监测人体血管中的血流速度。文献[50]报道的超声传感器能够检测人体心脏室壁的收缩与舒张速度,有助于医生诊断患者心脏功能。柔性可穿戴压电超声传感器可持续、准确地检测人体血流情况,有助于提前预测、诊断心血管疾病(例如心脏病、高血压、冠心病、动脉硬化等)。

超声波在人体组织中传播时会产生生物效应,包括热效应、机械效应和空化效应等。这些效应可提高细胞膜的通透性,促进细胞的新陈代谢。因此,可穿戴超声设备提供了一种新的人体治疗

方式,可用于促进伤口愈合<sup>[51]</sup>和骨损伤恢复<sup>[52]</sup>、控制透皮给药速率<sup>[31, 53-55]</sup>、实现直接神经调控<sup>[56-58]</sup>等。

超声传感器可利用正压电效应将超声能量转换为电能,基于此原理,研究人员制造了超声波能量收集器,用于实现无线电能传输和信号传输。基于无线电能传输方式的医学植入式器件摆脱了传统式电池限制,更加微型化,应用也更便捷。基于超声诱导的无线电能收集器广泛应用于植入式器件的无线充电<sup>[59-61]</sup>、心脏起搏器<sup>[62]</sup>、心脏除颤器、植入式电刺激器<sup>[63-66]</sup>、超声伤口电疗<sup>[67]</sup>等领域。

柔性可穿戴压电超声传感器原理、医疗领域应用、器件制造难易程度对比如表2所示。

表2 柔性可穿戴压电超声传感器原理、医疗领域应用、器件制造难易程度对比

Tab.2 Comparison of flexible wearable piezoelectric ultrasound transducer principles, medical field applications and device fabrication difficulties

超声监测原理	医疗领域应用	器件制造难易程度
超声的反射、折射与衰减	组织成像、组织密度检测	较难
超声多普勒效应	血流速度检测、组织界面的运动速度检测	一般
超声器件的压电效应	实现植入式医疗器件无线充电	一般
超声生物效应	促进透皮给药、促进骨损伤恢复、促进伤口愈合、进行神经调控	简单

#### 4 总结与展望

本文介绍了柔性可穿戴压电超声传感器的结构设计方式,论述了柔性可穿戴压电超声传感器的材料选择策略,总结了柔性可穿戴压电超声传感器在监测心血管疾病、促进骨损伤恢复、辅助神经调控等领域中的应用情况,分析了柔性可穿戴压电超声传感器对于推动医疗健康领域发展的重要作用。在此基础上对柔性可穿戴压电超声传感器未来发展方向进行展望:

1) 在可拉伸柔性超声传感系统中,人体活动引发的皮肤曲率改变和器件移位会导致超声传感器所发射的超声波存在相位误差,进而降低超声监测精度,这是当前柔性超声设备所需克服的问题之一。未来可通过改进成像算法校正运动伪影和阵列中阵元相位改变引起的成像误差,提高柔性可穿戴压电超声传感器的监测准确性。

2) 采用更高密度的二维矩形阵列是提高超声传感器性能的首选方式,而增加阵元数量需要通过更高精度的电极制造技术实现。随着阵元数量的增加,超声传感器需要处理的信息量剧增,未来需将更先进的信号处理技术应用于柔性可穿戴压电超声传感器中,提高信号处理效率。

3) 目前尚未建立超声波生物效应和超声波参数之间的定量关联,这限制了最佳超声参数的选择,未来需要探索超声波生物效应和超声波参数之间的作用机制,分析二者之间的定量关系。此外,超声传感器的结构设计和材料选择决定了超声传感器的各项性能,但不同结构和材料之间互相耦合,目前尚未实现超声传感器性能的精准定制,这限制了超声传感器在医学治疗领域中的应用。后续需要针对超声传感器研发过程中存在的耦合问题开展研究。

未来,科研工作者将致力于解决上述问题,

进一步提升柔性可穿戴压电超声传感器的设备可靠性、应用安全性、佩戴舒适性和集成化程度,并合理控制制造成本,推动柔性可穿戴压电超声传感器市场化、产业化发展。

### 参考文献

- [1] LOU Z, WANG L L, JIANG K, et al. Reviews of wearable healthcare systems: materials, devices and system integration [J]. *Materials Science & Engineering: R: Reports*, 2020, 140.
- [2] WANG X W, LIU Z, ZHANG T. Flexible sensing electronics for wearable/attachable health monitoring [J]. *Small*, 2017, 13(25).
- [3] CAI J Y, DU M J, LI Z L. Flexible temperature sensors constructed with fiber materials [J]. *Advanced Materials Technologies*, 2022, 7(7).
- [4] TRUNG T Q, LEE N E. Flexible and stretchable physical sensor integrated platforms for wearable human - activity monitoring and personal healthcare [J]. *Advanced Materials*, 2016, 28(22): 4338-4372.
- [5] SHIN J, JEONG B, KIM J, et al. Sensitive wearable temperature sensor with seamless monolithic integration [J]. *Advanced Materials*, 2020, 32(2).
- [6] PAN L Y M, HAN L Y, LIU H X, et al. Flexible sensor based on hair - like microstructured ionic hydrogel with high sensitivity for pulse wave detection [J]. *Chemical Engineering Journal*, 2022, 450.
- [7] LEE Y, CHUNG J W, LEE G H, et al. Standalone real-time health monitoring patch based on a stretchable organic optoelectronic system [J]. *Science Advances*, 2021, 7(23).
- [8] BOUTRY C M, NGUYEN A, LAWAL Q O, et al. A sensitive and biodegradable pressure sensor array for cardiovascular monitoring [J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(43): 6954-6961.
- [9] LUO N Q, DAI W X, LI C L, et al. Flexible piezoresistive sensor patch enabling ultralow power cuffless blood pressure measurement [J]. *Advanced Functional Materials*, 2016, 26(8): 1178-1187.
- [10] ZHAO Z Z, YAN C, LIU Z X, et al. Machine-washable textile triboelectric nanogenerators for effective human respiratory monitoring through loom weaving of metallic yarns [J]. *Advanced Materials*, 2016, 28(46): 10267-10274.
- [11] ABDOLLAHI S, MARKVICKA E J, MAJIDI C, et al. 3D printing silicone elastomer for patient-specific wearable pulse oximeter [J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2020, 9(15).
- [12] LEE H S, NOH B, KONG S U, et al. Fiber-based quantum-dot pulse oximetry for wearable health monitoring with high wavelength selectivity and photoplethysmogram sensitivity [J]. *NPJ Flexible Electronics*, 2023, 7(1).
- [13] LEE H, CHOI T K, LEE Y B, et al. A graphene-based electrochemical device with thermoresponsive microneedles for diabetes monitoring and therapy [J]. *Nature Nanotechnology*, 2016, 11(6): 566-572.
- [14] GAO W, EMAMINEJAD S, NYEIN H Y Y, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis [J]. *Nature*, 2016, 529(7587): 509-514.
- [15] JENSEN J A. Medical ultrasound imaging [J]. *Progress in Biophysics & Molecular Biology*, 2007, 93(1/2/3): 153-165.
- [16] PFEIFFER F. X-ray ptychography [J]. *Nature Photonics*, 2018, 12(1): 9-17.
- [17] GINAT D T, GUPTA R. Advances in computed tomography imaging technology [J]. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2014, 16: 431-453.
- [18] AI T, MORELLI J N, HU X M, et al. A historical overview of magnetic resonance imaging, focusing on technological innovations [J]. *Investigative Radiology*, 2012, 47(12): 725-741.
- [19] AVOLA D, CINQUE L, FAGIOLI A, et al. Ultrasound medical imaging techniques: a survey [J]. *ACM Computing Surveys*, 2021, 54(3).
- [20] ZHANG L, DU W Y, KIM J H, et al. An emerging era: conformable ultrasound electronics [J]. *Advanced Materials*, 2024, 36(8).
- [21] ZHOU Q F, LAU S T, WU D W, et al. Piezoelectric films for high frequency ultrasonic transducers in biomedical applications [J]. *Progress in Materials Science*, 2011, 56(2): 139-174.
- [22] RAMADAN K S, SAMEOTO D, EVOY S. A review of piezoelectric polymers as functional materials for electro-mechanical transducers [J]. *Smart Materials and Structures*, 2014, 23(3).

- [23] HABIB M, LANTGIOS I, HORNBOSTEL K. A review of ceramic, polymer and composite piezoelectric materials [J]. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 2022, 55(42).
- [24] ARUMUGAM V, NARESH M D, SANJEEVI R. Effect of strain rate on the fracture behaviour of skin [J]. 1994, 19(3): 307–313.
- [25] YANG J C, LEE S, MA B S, et al. Geometrically engineered rigid island array for stretchable electronics capable of withstanding various deformation modes [J]. *Science Advances*, 2022, 8(22).
- [26] WANG F L, JIN P, FENG Y L, et al. Flexible doppler ultrasound device for the monitoring of blood flow velocity [J]. *Science Advances*, 2021, 7(44).
- [27] LIU W, ZHU C L, WU D W. Flexible and stretchable ultrasonic transducer array conformed to complex surfaces [J]. *IEEE Electron Device Letters*, 2021, 42(2): 240–243.
- [28] DICKEY M D. Stretchable and soft electronics using liquid metals [J]. *Advanced Materials*, 2017, 29(27).
- [29] MA J W, KRISNADI F, VONG M H, et al. Shaping a soft future: patterning liquid metals [J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(19).
- [30] HU H J, HUANG H, LI M H, et al. A wearable cardiac ultrasound imager [J]. *Nature*, 2023, 613(7945): 667–675.
- [31] LI S, XU J W, LI R, et al. Stretchable electronic facial masks for sonophoresis [J]. *ACS Nano*, 2022, 16(4): 5961–5974.
- [32] CHEN J, LIU J, CHEN W, et al. Skin-conformable flexible and stretchable ultrasound transducer for wearable imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2024: 811–820.
- [33] ZHANG Z Q, AN X X, GUO S F, et al. Design and fabrication of annular-array ultrasound transducer based (K, Na)NbO<sub>3</sub> lead-free 1–3 piezoelectric composite [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2024, 71(1): 38–45.
- [34] WANG C H, CHEN X Y, WANG L, et al. Bioadhesive ultrasound for long-term continuous imaging of diverse organs [J]. *Science*, 2022, 377(6605): 517–523.
- [35] ZHANG L, MARCUS C, LIN D B, et al. A conformable phased-array ultrasound patch for bladder volume monitoring [J]. *Nature Electronics*, 2024, 7(1): 77–90.
- [36] 陈兴飞, 黄尧, 李晓兵, 等. 高性能(K<sub>0.5</sub>Na<sub>0.5</sub>)Nb<sub>3</sub>陶瓷无铅医用超声换能器及其成像 [J]. *压电与声光*, 2023, 45(6): 910–916.
- CHEN X F, HUANG Y, LI X B, et al. High-performance (K<sub>0.5</sub>Na<sub>0.5</sub>)Nb<sub>3</sub> ceramic lead-free medical ultrasound transducer and its imaging [J]. *Piezoelectricity and Acousto-Optics*, 2023, 45(6): 910–916. (in Chinese)
- [37] LIN M Y, ZHANG Z Y, GAO X X, et al. A fully integrated wearable ultrasound system to monitor deep tissues in moving subjects [J]. *Nature Biotechnology*, 2023, 42(3). DOI: 10.1038/s41587-023-01800-0.
- [38] RABUT C, NORMAN S L, GRIGGS W S, et al. Functional ultrasound imaging of human brain activity through an acoustically transparent cranial window [J]. *Science Translational Medicine*, 2024, 16(749).
- [39] ZHOU S, GAO X X, PARK G, et al. Transcranial volumetric imaging using a conformal ultrasound patch [J]. *Nature*, 2024, 629(8013): 810–818.
- [40] 李翰则, 刘睿旭, 周晓青, 等. 基于相控阵合成孔径的颅骨轮廓快速测量算法研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2024, 43(3): 338–347.
- LI H Z, LIU R X, ZHOU X Q, et al. Research on rapid measurement algorithm of skull contour based on phased array synthetic aperture [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2024, 43(3): 338–347. (in Chinese)
- [41] 吴文斌. 无线阵列三维超声膀胱容积测定系统及其关键技术研究 [D]. 北京: 北京林业大学, 2021.
- WU W B. Wireless array three-dimensional ultrasound bladder volumetry system and its key technology research [D]. Beijing: Beijing Forestry University, 2021. (in Chinese)
- [42] DU W Y, ZHANG L, SUH E, et al. Conformable ultrasound breast patch for deep tissue scanning and imaging [J]. *Science Advances*, 2023, 9(30). DOI: 10.1126/sciadv.adh5325.
- [43] ALMOHIMEED I, ONO Y. Ultrasound measurement of skeletal muscle contractile parameters using flexible and wearable single-element ultrasonic sensor [J]. *Sensors*, 2020, 20(13). DOI: 10.3390/s20133616.
- [44] LI B, WANG T Y, LUO D, et al. Fabric-based ultrasonic sensor with integrated piezoelectric composite for blood pressure monitoring [J]. *Advanced Materials Technology*

- gies, 2023, 8(13). DOI: 10.1002/admt.202201814.
- [45] WANG C H, LI X S, HU H J, et al. Monitoring of the central blood pressure waveform via a conformal ultrasonic device[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2018, 2(9): 687–695.
- [46] 刘皓, 李斌, 罗丹, 等. 可监测动脉血压波形的超声阵列柔性传感器[J]. *天津工业大学学报*, 2023, 42(6): 74–83.
- LIU H, LI B, LUO D, et al. Ultrasonic array flexible transducer for monitoring arterial blood pressure waveform [J]. *Journal of Tiangong University*, 2023, 42(6): 74–83. (in Chinese)
- [47] 谭胜. 面向动脉血压检测的柔性超声波微传感器研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2021.
- TAN S. Research on flexible ultrasonic microsensors for arterial blood pressure detection[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2021. (in Chinese)
- [48] 刘畅, 孙贺, 任佳豪, 等. 用于动脉血压监测的柔性超声换能器阵列[J]. *仪器仪表学报*, 2023, 44(12): 225–234.
- LIU C, SUN H, REN J H, et al. Flexible ultrasound transducer array for arterial blood pressure monitoring[J]. *Journal of Instrumentation*, 2023, 44(12): 225–234. (in Chinese)
- [49] 王博智. 基于柔性传感器的超声骨密度检测技术研究[D]. 西安: 西安工业大学, 2023.
- WANG B Z. Research on ultrasonic Bbone density detection technology based on flexible sensor [D]. Xi'an: Xi'an University of Technology, 2023. (in Chinese)
- [50] WANG C H, QI B Y, LIN M Y, et al. Continuous monitoring of deep-tissue haemodynamics with stretchable ultrasonic phased arrays[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2021, 5(7): 749–758.
- [51] LYU W H, MA Y J, CHEN S Y, et al. Flexible ultrasonic patch for accelerating chronic wound healing [J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2021, 10(19).
- [52] LIU H C, GENG J J, ZHU Q F, et al. Flexible ultrasonic transducer array with bulk PZT for adjuvant treatment of bone injury[J]. *Sensors*, 2019, 20(1). DOI: 10.3390/s20010086.
- [53] XU J H, CAI H W, WU Z H, et al. Acoustic metamaterials-driven transdermal drug delivery for rapid and on-demand management of acute disease[J]. *Nature Commun-*
- ications*, 2023, 14(1). DOI: 10.1038/s41467-023-36581-2.
- [54] WU Q, PAN C, SHI P H, et al. On-demand transdermal drug delivery platform based on wearable acoustic microneedle array [J]. *Chemical Engineering Journal*, 2023, 477.
- [55] YU C C, SHAH A, AMIRI N, et al. A conformable ultrasound patch for cavitation-enhanced transdermal cosmetic delivery [J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(23). DOI: 10.1002/adma.202300066.
- [56] LU G X, GONG C, SUN Y Z, et al. Noninvasive imaging-guided ultrasonic neurostimulation with arbitrary 2D patterns and its application for high-quality vision restoration [J]. *Nature Communications*, 2024, 15(1).
- [57] NEUZIL P, ORMISTON J, BRINTON T J, et al. Externally delivered focused ultrasound for renal denervation [J]. *JACC — Cardiovascular Interventions*, 2016, 9(12): 1292–1299.
- [58] PASHAEI V, DEGHANZADEH P, ENWIA G, et al. Flexible body-conformal ultrasound patches for image-guided neuromodulation [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2020, 14(2): 305–318.
- [59] JIANG L M, YANG Y, CHEN R M, et al. Flexible piezoelectric ultrasonic energy harvester array for bio-implantable wireless generator [J]. *Nano Energy*, 2019, 56: 216–224.
- [60] JIA N X, LI Q, LI C C, et al. A wireless ultrasound energy harvester based on flexible relaxor ferroelectric crystal composite arrays for implanted bio-electronics [J]. *Energy & Environmental Science*, 2024, 17(4): 1457–1467.
- [61] 刘长陆. 基于柔性压电器件的心音监测系统和超声无线能量传输系统[D]. 武汉: 华中科技大学, 2022.
- LIU C L. Heart sound monitoring system and ultrasound wireless energy transmission system based on flexible piezoelectric devices [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2022. (in Chinese)
- [62] JIN P, FU J, WANG F L, et al. A flexible, stretchable system for simultaneous acoustic energy transfer and communication[J]. *Science Advances*, 2021, 7(40).
- [63] WANG Q, ZHANG Y S, XUE H Y, et al. Lead-free dual-frequency ultrasound implants for wireless, biphasic deep brain stimulation [J]. *Nature Communications*,

- 2024, 15. DOI: 10.1038/s41467-024048250-z.
- [64] CHEN P, WU P, WAN X, et al. Ultrasound - driven electrical stimulation of peripheral nerves based on implantable piezoelectric thin film nanogenerators [J]. *Nano Energy*, 2021, 86: 106123-106135.
- [65] ZHANG T, LIANG H G, WANG Z, et al. Piezoelectric ultrasound energy — harvesting device for deep brain stimulation and analgesia applications [J]. *Science Advances*, 2022, 8(15). DOI: 10.1126/sciadv. abk0159.
- [66] NING Y, LOMBARTE A C, GONG Y, et al. A mm-sized acoustic wireless implantable neural stimulator based on a piezoelectric micromachined ultrasound transducer [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2024, 405. DOI: 10.1016/j.snb. 2024. 135382.
- [67] XUE H, JIN J, TAN Z, et al. Flexible, biodegradable ultrasonic wireless electrotherapy device based on highly self - aligned piezoelectric biofilms [J]. *Science Advances*, 2024, 10(22).

(本文编辑: 刘圣晨, 孟薇)



**第一作者:** 张敏(2000—), 女, 硕士研究生, 主要研究方向为柔性超声传感器设计。



**通信作者:** 王子莹(1991—), 女, 副教授, 硕士/博士生导师, 入选河北工业大学元光学者“启航A”岗, 研究方向为柔性智能感知技术。河北省优青获得者, 获中国电子教育学会2019年博士学位论文优秀奖。近五年累计发表SCI论文57篇, 其中, 以第一作者/通信作者发表SCI论文20篇, 总被引用3000余次, H-index为30; 已申请国家发明专利7项; 主持国家/省部级项目6项。Soft Science青年编委, Nano Materials Science优秀青年编委, 河北工业大学学报青年编委, 中国电子学会、中国力学学会、中国复合材料学会、中国仪器仪表学会、中国微米纳米技术学会、中国生物医学工程学会高级会员, *Frontiers In Chemistry* 和 *Frontiers In Materials* 期刊副编辑, *Science Advance*、*Advanced Materials*、*Nano-Micro Letters*、《计测技术》等高水平期刊审稿专家。



**通信作者:** 赵丽滨(1976—), 女, 现为河北工业大学机械工程学院院长, 教授, 博士生导师, 国家级人才。1996年于北京航空航天大学获得学士学位, 2001年于北京航空航天大学获得博士学位。长期从事先进复合材料结构的破坏理论、飞行器结构的分析、测试和优化研究, 在高端装备结构技术领域具有丰富的工程实践经验。主持863课题4项, 工信部民机专项2项, 航空航天院所型号预研与攻关项目80余项。发表SCI论文100余篇, EI论文50余篇; 获授权发明专利20余项、软件著作权10余项。出版专著1部, 参编2部。被聘为中国力学学会理事、中国复合材料学会监事会秘书、北京力学学会副秘书长、国际华人计算力学学会执行委员会委员、工程计算方法联络委员会委员等。