

DOI: 10.19333/j.mfkj.2018100030806

柔性织物传感器的发展与应用

郭溪¹ 杨昆¹ 张诚^{2,3}

(1. 天津工业大学 纺织学院, 天津 300387; 2. 天津市光电检测技术与系统重点实验室 天津 300387;

3. 天津工业大学 电子与信息工程学院, 天津 300387)

摘要: 柔性传感器因具有柔韧性和延伸性等优点而广泛应用于不同领域。文章主要介绍了压阻式传感器和光纤传感器的在纺织领域的研究进展。根据电阻效应产生方式的不同,压阻式传感器可分为材料自身电阻和接触电阻2种类型。根据传感原理的不同,光纤传感器可分为光纤光栅传感器、宏弯传感器和微弯传感器。总结了国内外柔性织物传感器在医学领域的主要研究成果,重点分析了用于监测呼吸和心跳活动等生命参数的柔性织物传感产品的研究现状及应用。

关键词: 柔性; 织物; 传感器; 压阻式; 光纤

中图分类号: TS 184.1 文献标志码: A

Research progress of flexible textile sensors

GUO Xi¹, YANG Kun¹, ZHANG Cheng^{2,3}

(1. School of Textile, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300000, China; 2. Tianjin Key Laboratory of Optoelectronic Detection Technology and Systems, 300387, China; 3. School of Electronic and Information Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China)

Abstract: Flexible sensors were widely used in different fields because of their flexibility and extensibility. In this paper, research progress of textile based piezo-resistive transducer and optical fiber were introduced. The resistance effect of piezo-resistive sensor can be divided into resistance and contact resistance, while fiber optic sensor including fiber bragg grating sensor, macro-bend sensor and micro-bend sensor. The main application of flexible fabric sensors in the field of medicine was summarized, with focused on human life activity parameters monitoring, such as breathing and heartbeat etc.

Keywords: flexible; textile; sensor; piezoresistive; optical fiber

柔性传感器是指采用柔性材料制成的传感器。柔性材料具有柔软、低模量、易变形等属性,用其制成的柔性传感器具有良好的柔韧性、延展性,而且结构形式灵活多样,并可根据测量条件的需求进行设计,使检测过程更加方便^[1]。由于柔性织物传感的结构特点,使得柔性织物传感器在医疗监测、航天航空和消防等领域得到越来越广泛的应用^[2]。传感器根据其工作原理和材料结构的不同可分为压阻式、光纤传感器、电容式、压阻式等多种类型^[3]。本

文主要分析压阻式传感器和光纤传感器在纺织领域的研究。

1 压阻式传感器

压阻式传感器(piezoresistive transducer)是指利用导电材料的压阻效应和集成电路技术制成的传感器。当导电材料发生形变或受到外力作用时其电阻率也会随之变化。随着对压阻式传感器的深入研究,复合式压阻材料因为其柔软、灵敏度高和体积小等优点受到了越来越广泛的关注。

根据电阻效应产生方式,压阻式传感器可分为2类:一类是材料自身的电阻随压力(或力)变化称为材料电阻,另一类是两相邻表面(或称电极)间的界面接触电阻随压力变化称为接触电阻^[4]。

收稿日期: 2017-10-12

基金项目: 国家自然科学基金(61307094); 天津市高等学校科技发展基金(20140713)

第一作者简介: 郭溪, 硕士生, 主要从事智能纺织品方面的研究。通信作者: 杨昆, E-mail: tjkyang@126.com。

1.1 材料电阻

自身具有电阻的材料如金属物质、碳黑系、导电型金属化合物和高分子导电材料均可称为材料电阻。美国宾夕法尼亚大学的化学家 CHIANG^[5]利用碘掺杂聚乙烯制成导电聚乙烯是最早出现的高分子导电材料。后来人们陆续开发出聚苯胺、聚吡咯和聚噻吩等导电聚合物材料。

美国 Milliken 研究公司发明了导电聚合物聚吡咯 (ppy) 涂层纤维技术,通过气相沉积和液相合成法,将针织结构的纤维表面涂覆导电聚吡咯分子,从而形成织物传感器^[6]。Milliken's 聚吡咯 (ppy) 涂层纤维技术见图 1,图 1(a) 为聚吡咯气相沉积法,先将氧化剂和掺杂剂混入基布中,然后再把混有氧化剂、掺杂剂的基体置入气相的聚吡咯环境中反应。图 1(b) 为聚吡咯液相合成反应,它的合成原理和气相的一致,但是二者的合成操作步骤相反。

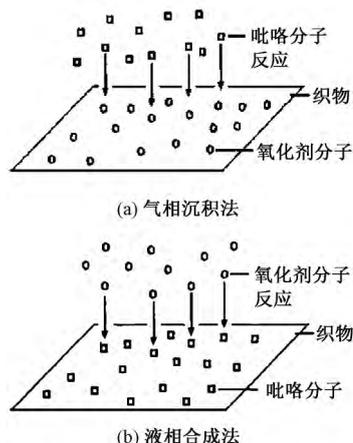


图 1 Milliken's 聚吡咯 (ppy) 涂层纤维技术

1.2 接触电阻

接触电阻即相邻导电纤维间或导电纱线间相互接触时产生的附加电阻,当传感器结构材料受到外力作用时,接触面积发生变化而改变系统电阻。

ROSSI 等^[7]利用纤维和纤维涂层的聚合物半导体具有机电转换的特性,将聚吡咯涂层在莱卡弹性针织物表面,并测试其受到拉伸作用时等效电阻的变化规律,为柔性传感器的研发奠定了一定的基础,适用于采用分布式应变、温度传感器的智能织物的实现。随后,ROSSI 又通过对莱卡纤维手套的手指部分进行聚吡咯涂层,制成智能手套,当手指弯曲或者运动时手套的尺寸会发生形变,从而引起聚吡咯的导电性能发生变化^[8]。将聚吡咯在莱卡/棉的弹性针织物表面镀层,根据电阻率的变化监测人体手指活动情况,这种材料具有柔软、轻薄和抗腐蚀的优点。

很多研究者通过研究聚吡咯涂层技术,探索柔性传感器的发展可能,但是随着研究的深入,聚吡咯涂层传感器的成本高、工艺操作复杂等问题也相继出现。

FARRINGDON J 等^[9]首先提出了针织结构应变柔性传感器的理念,设计出一种可穿戴的传感外套,并将其用于检测人的上肢和身体的活动情况,为后续的可穿戴传感器提供理论信息。

DIAS 等^[10]提出了针织位移柔性传感器的新型理论,根据聚合物纤维针织物沿织物纵行进行拉伸时,导电纱线之间会发生相互滑移的现象而使线圈参数发生变化,设计出了一种由导电聚合物纤维制成的针织结构位移柔性传感器,并对织物的等效电路模型和传感性能进行分析。

YANG 等^[11]利用不锈钢丝编织导电纬平针织物制成针织柔性传感器,分析其电-力学性能,并指出影响该传感器的等效电阻值的重要因素为其接触电阻值,为导电柔性传感器的理论研究奠定基础。

CATRYSSSE 等^[12]设计了一种用于无线监测设备的针织柔性传感器,将不锈钢纤维编织在针织结构中,并嵌入一个可调尺寸的弹性带中,制成 Respibelt(呼吸带),配合输出元件用以监测儿童的心电图和呼吸频率等生理信号,该监测系统不仅包括传感器还包含数据接口、数据处理、存储和传输电子元件,Catrysse's Respibelt 呼吸带见图 2。



图 2 Catrysse's Respibelt 呼吸带

随着科学技术的发展,智能纺织品领域也越来越广泛,从而促进了可穿戴传感系统的发展。WU 等^[13]利用聚吡咯导电织物研究出一种可穿戴的智能型莱卡织物膝套,在膝套的表面涂层导电聚吡咯,膝套的内部含有一个动态电子元件,当测试者膝盖弯曲运动时,涂层织物因受到拉伸作用电阻发生变化,从而导致输出电信号变化,通过释放出的不同音频对膝盖运动进行检测,起到保护作用。

杨斌等^[14]采用不锈钢长丝编织单面经编织物和纬平针织物 2 种不同结构的应变传感器,通过拉伸实验观察织物线圈结构转移的状态,并测量该织物的电阻与应变之间的关系。实验发现该针织传感器的传感机制是通过拉伸改变纱线间接触电阻从而

引起织物电阻的发生相应变化,这种不锈钢织物由于其耐高温的特性可实现在高温环境下对应变进行测量的要求。

ZHANG 等^[15]提出一种“传感串”的设计思想,设计了一种手编钩针结构应变传感绳,可用于测量在 400 °C 高温条件平面或者平面外 40% 的拉伸应变。从理论上对传感器的传感机制进行研究,并对其验证,发现 2 种接触纱线之间的接触电阻是影响传感器机制的关键因素。在一定范围内,织物的密度会影响接触点的数量,从而改变了传感器的滞后性、灵敏度和应变范围等参数,而且温度对传感器初始电阻的大小有较大的影响。

QURESHI 等^[16]设计一种利用 4 种电阻不同的导电纱线,编织纬编结构(平纹提花、罗纹、双罗纹和长浮线)的拉伸传感器用于检测呼吸信号,通过测量电阻的变化,评估不同工艺组合的信号强弱,发现高电阻纱不适合制备呼吸传感器。

王金凤等^[17]利用镀银纱线编织纬编针织物,分别为竖条纹双罗纹针织物、横条纹双罗纹针织物、镀银纬平针织物和弹性纬平针织物 4 种,对这 4 种织物进行单向拉伸测试,实验发现在小应变范围内,拉伸应变和电阻率变化呈线性关系,且纬平针织物的敏感系数不随织物宽度的变化而变化,该测试也证明了纱线间的接触电阻会影响整个织物的电阻变化。

ATALAY 等^[18]将镀银尼龙丝编织针织结构应变传感器制成呼吸带,利用 Peirce 开发的机电模型模拟线圈模型,分析静态条件下和拉伸条件下的电阻变化,对特定的线圈形状和循环数的针织应变传感器进行等效电路分析并建立模型,测试 5 种样品,重复拉伸至 40% 的应变水平,电阻变化与应变关系为一次线性函数。用机器模拟和实际测量计算测试者的平均呼吸频率,结果证明呼吸带可以完成测量,但是人的运动状态对呼吸信号的质量产生一定的影响且无法屏蔽电磁干扰信号。

2 光纤传感器

光纤传感器的基本原理是将光源的光信号经过入射光纤送入调制器中。光在调制区内与外界被测参数相互作用,使光的光学性质发生化学变化而成为被调制的信号光,再经出射光纤送入光探测器、解调器而获得被测参数^[19]。光纤传感器以其具有的柔软性良好、绝缘、耐高温、抗电磁辐射等优点得到越来越广泛的应用。根据光纤在传感器中的作用可分为传光型和传感型 2 类,光纤光栅传感器属于传光型,光纤宏弯传感器和光纤微弯传感器属于功能

型传感器。

2.1 光纤光栅传感器

HILL 等^[20]对掺杂锗离子的纤芯进行光敏度测试,实验证明将光敏感的光纤放置于一个周期分布的光波下,光波的强度会改变光纤的折射率,他们利用这种驻波干涉的方法,制造出了第 1 根光纤布拉格光栅(FBG)。MELTZ 等^[21]对上述工艺进行进一步完善,将锗硅酸盐光纤放置的波长为 244 nm 的氧化锗的氧空位缺陷带中进行全息干涉获得布拉格光纤。由这项新技术形成的布拉格滤光片有 50% ~ 55% 的反射层,最大光谱宽度为 42 GHz。

MASAKI 等^[22]提出一种新的生命特征表征方法,利用光纤光栅传感器同时监测脉搏和呼吸频率信号,通过传感器捕获脉冲波信号,并根据脉冲计算出脉搏率和呼吸速率,这种传感器可以在医院或者其他环境中随时检测生命信号,而且简易方便。SILVA 等^[23]在 2011 年设计并制造了一种呼吸系统和心脏频率的传感器,将光纤光栅传感器嵌入到纺织品中构成可穿戴式测试系统。用一个光纤光栅(FBG)传感器来监测这 2 个组信号并进行滤波处理,这种光学纤维传感器已经在磁共振成像(MRI)的测试室中找到了新的应用领域,而且这种类型的传感器可屏蔽电磁干扰。

KREBBER 等^[24]成功的将光纤光栅传感智能纺织品应用在卫生保健检测等领域。田新宇等^[25]利用光纤光栅设计出可检测脉搏的智能服装。根据前臂及腕部动脉结构,利用脉搏波的基本理论,将光纤光栅粘贴在敏感元件结构表面或嵌于结构内部。通过布拉格光纤光栅的波长获取脉搏信息。以肌织物作为外层,内层为低弹针织物的两层织物结构,使用凹形填充物,利用针织空气层结构实现光纤光栅和填充物的封装和固定。以服装的袖口为载体,将脉搏传感部分的光纤与传输部分的光纤在袖口处熔接起来,形成完整的光路,把完整的传感结构装置在服装内,实现低失真度情况下监测脉搏的功能,脉搏监测服见图 3。

2.2 光纤宏弯传感器

英国的 HARAN^[26]最早明确提出一种干涉型光纤传感器。当光纤弯曲时,入射光的折射率会发生变化,利用弯曲时单模光纤内产生的双光束干涉实现对温度变化的监测。

NARBONNEAU 等^[27]发现磁共振成像(MRI)会因为病人被麻醉或者上呼吸道阻塞使检测自主呼吸的成像效果不清晰。所以他们开发出 3 种与 MRI 兼容的用于检测呼吸的光纤传感器,基于光纤布拉格光栅、光时域反射和宏弯理论进行开发。根据腹



图3 脉搏监测服

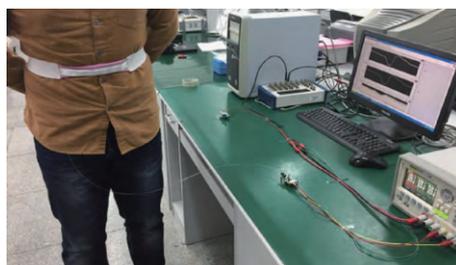


图4 传感呼吸带

部和胸部的呼吸运动感知织物的延伸率,该传感器在不破坏基底织物的拉伸性能前提下,可以感知的延伸率高达3%,给测试者提供良好的舒适感。在此基础上,ALEMDAR等^[28]在2013年开发出一种将异芯光纤以周期性的“U”型嵌入纺织品中的新型宏弯光纤传感器。实验对衬入62.5-50.0-62.5 nm的异芯光纤和62.5/125.0 nm的普通多模光纤的2种类型的传感器进行对比。结果表明,异芯光纤传感器的灵敏度远高于普通光纤传感器且灵敏度随线圈长度的增加而增大。

TACHO等^[29]通过编织聚合物光纤,研制出一种用于汽车座椅的纺织结构光纤压力传感器。聚合物光纤(POF)和纱线相互交叉编织形成网状结构,当入射光源经过压力传感器元件时,由于光纤受到外力而发生弯曲现象使光损耗率增加,且交叉区域的损失尤为明显。利用物理方法对交叉口区域的弯曲变形进行了分析,并利用二维光束传播方法对结果进行了光学分析。实验结果表明,当坐垫受到最大为100 kg的负荷时,压力为4 kPa,此时光纤产生了约135 mm的弯曲,且弯曲长度在200~1 000 mm范围内,最大光损失约为1.2 dB。随着压力增大,光损耗线性增加。

王飞翔等^[30]设计出一种经编结构的针织呼吸带。她们根据光纤的规格和弯曲曲率半径和电压损耗的关系确定出光纤的最优弯曲半径,将光纤以“S”型衬纬的形式编入经编织物中,然后把衬入光纤的经编织物缝合在弹力带上制成传感呼吸带。将呼吸带束在腹部,根据腹部的呼吸运动对光纤传感信号的影响,测试呼吸过程中呼吸带的动态电压值,检测志愿者的呼吸频率值,传感呼吸带见图4。

2.3 光纤微弯传感器

美国FIELDS等^[31]提出了一种光纤微弯水听器并介绍了其的结构和特性。这是关于光纤微弯传感

器的最早的报道。采用多模技术的强调型光纤传感器,该设备不需要电源,包含的光路不会中断随后,可在频率为1.1 kHz左右时监测到95 dB/mPa的超声波信号。随后,LAGAKOS等^[32]对此工艺进行了优化设计,这种微弯传感器对加速度是不敏感的,所以他们增加了传感元件部分的纤维长度,改进后的传感器可检测到的压力更小,而且传感器的灵敏度也有显著提高。随后,许多人都开始研究光纤微弯传感机制,在提高其动态测试范围和灵敏度等方面作了大量工作,为后续的研究提供了很重要的理论依据。

随后,ANDERSON等^[33]设计出一种不改变振幅只改变光纤微弯的空间频率的新型光纤微弯传感器。光纤以预弯的状态嵌入弹性材料中,当纵向受到压缩时会导致变速器剧烈变化,传感器的灵敏度主要取决于共振频率,它由弯曲度、弯曲形状和弯曲幅度控制。在传统的微弯传感器中,摩擦和磨损使得光纤的最大弯曲振幅和弯曲形状无法得到控制。在新的方法中,这3个参数都可以独立控制,大大提高了传感器的灵敏度和使用寿命。

ROTHMAIER等^[34]利用POF塑料光纤制作织物压力传感器,将热塑性树脂纤维编织到纺织品中,给织物中的特定区域施加压力,这些树脂纤维的交叉区域则会发生变形,与此同时投射光强的变化被接收。他们将直径为0.51和0.98 mm的光纤编织在织物的经向和纬向,从而形成一个压力敏感矩阵。随后他们又将自制柔性硅塑料光纤以针织刺绣和机织的方法衬入棉手套中制成可穿戴的脉搏血氧仪,并对其进行检测实验。研究发现刺绣方式得到的光纤传感器的光耦合效率低于机织试样,且织物结构会对的光传播效率有显著影响^[35]。

杨秀峰等^[36]设计了一种新型纺织结构的光纤微弯传感器,该传感器可在站立和坐姿时同时测量心跳和呼吸频率。他们将多模光纤夹持到平行条带之上,形成微弯结构,再将它们一起缝合到一个弹性基布上。它的设计依据是光纤微弯效应,由于其是弹性基质衬底,所以该光纤传感器具有良好的舒适性。

4 结束语

本文主要介绍了纺织结构的压阻式传感器和光纤传感器在医学监测领域的应用。但是随着智能纺织品和科学技术的迅速发展,人们对于便携式的医疗监测有了越来越高的要求,目前研制的智能纺织品的传感器如光纤传感器、压电式传感器、电容式传感器等在测试心率、呼吸等生理参数中虽然发挥着较大的作用,可在一定程度上仍然存在着很多问题。光纤具有抗电磁干扰、防水、成本低和绝缘等优点,但是和真正的纱线相比抗弯刚度仍然很大,使上机编织时成圈的工艺更加复杂,很多操作都很难实现。对于纺织结构传感器的研究增加了难度。未来的纺织结构柔性传感器应具有更强大的功能,具有更良好的物理机械性能和舒适性能,实现更科技化、智能化的发展。

参考文献:

- [1] 王钰,李斌. 柔性触觉传感器主要技术[J]. 传感器与微系统,2012,31(12):1-4.
- [2] 刘敏,庄勤亮,LIU Min 等. 智能柔性传感器的应用及其发展前景[J]. 纺织科技进展,2009(1):38-40.
- [3] 马艳丽,刘茜,刘玮. 用于智能纺织品的柔性传感器研究进展[J]. 传感器与微系统,2015(4):1-3.
- [4] 庞潍,刘通,李娅萍 等. 纺织结构传感器的研究进展[J]. 产业用纺织品,2012,30(6):1-7.
- [5] CHIANG C K, JR C R F, PARK Y W, et al. Erratum: Electrical conductivity in doped polyacetylene [J]. Physical Review Letters, 1978, 40(22):1472.
- [6] GREGORY R V, KIMBRELL W C, KUHN H H. Conductive textiles [J]. Synthetic Metals, 1989, 28(1):823-835.
- [7] DE Rossi D, SANTA A D, MAZZOLDI A. Dressware: wearable piezo- and thermoresistive fabrics for ergonomics and rehabilitation [J]. 1997(5):1880-1883.
- [8] ROSSI D D, SANTA A D, MAZZOLDI A. Dressware: wearable hardware [J]. Materials Science & Engineering C, 1999, 7(1):31-35.
- [9] FARRINGTON J, MOORE A J, TILBURY N, et al. Wearable sensor badge and sensor jacket for context awareness [C]// International Symposium on Wearable Computers. San Francisco: IEEE, 2002: 107-113.
- [10] IJESIRIWARDANA R, DIAS T, MUKHOPADHYAY S. Resistive fibre-meshed transducers [C]//IEEE International Symposium on Wearable Computers. Proceedings: IEEE, 2003: 200-209.
- [11] YANG B, TAO X M, CAI J, et al. Strain sensing behavior of textile structures made of stainless steel continuous filament yarns under uni-axial tensile loading [C]// International Conference on Smart Materials and Nanotechnology in Engineering. Harbin: International Society for Optics and Photonics, 2007.
- [12] CATRYSSSE M, PUERS R, HERTLEER C, et al. Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit [J]. Sensors & Actuators A Physical, 2004, 114(2-3):302-311.
- [13] WU J, ZHOU D, TOO C O, et al. Conducting polymer coated lycra. Synth Met [J]. Synthetic Metals, 2005, 155(3):698-701.
- [14] 杨斌,陶肖明,俞建勇. 不锈钢纤维织物的电阻与应变关系[J]. 稀有金属材料与工程, 2006, 35(1):96-99.
- [15] ZHANG H, TAO X, YU T, et al. A novel sensate 'string' for large-strain measurement at high temperature [J]. Measurement Science & Technology, 2006, 17(2):450.
- [16] QURESHI W, GUO L, PETERSON J, et al. Knitted wearable stretch sensor for breathing monitoring application [J]. Ambience, 2011(11):72-76.
- [17] 王金凤,龙海如. 基于导电纤维针织物的柔性传感器研究[J]. 纺织导报, 2011(5):76-79.
- [18] ATALAY O, KENNON W R, DEMIROK E. Weft-knitted strain sensor for monitoring respiratory rate and its electro-mechanical modeling [J]. Sensors Journal IEEE, 2015, 15(1):110-122.
- [19] 唐宇,刘传菊. 光纤传感器及其研究现状[J]. 科技资讯, 2009(7):17-18.
- [20] 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.
- [21] MELTZ G, MOREY W W, GLENN W H. Formation of Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method. [J]. Optics Letters, 1989, 14(15):823.
- [22] Kawamura M, Ishizawa H, Sato S, et al. Application to vital signs by Fiber Bragg Grating sensing [C]// Sice Conference. Tokyo: IEEE, 2011:2702-2704.
- [23] SILVA A F, CARMO J P, MENDES P M, et al. Simultaneous cardiac and respiratory frequency measurement based on a single fiber Bragg grating sensor [J]. Measurement Science & Technology, 2011, 22(22):75801-75801.
- [24] KREBBER K, LIEHR S, WITT J. Smart technical textiles based on fibre optic sensors [J]. 2012, 8421:84212A-84212A-10.
- [25] 田新宇,杨昆,张诚. 光纤布拉格光栅脉搏传感织物的设计[J]. 纺织学报, 2016, 37(10):38-41.
- [26] HARAN F M, BARTON J S, KIDD S R, et al. Optical

- fibre interferometric sensors using buffer guided light[J]. *Measurement Science & Technology*, 1994, 5(5): 526.
- [27] WITT J, NARBONNEAU F, SCHUKAR M, et al. Medical textiles with embedded fiber optic sensors for monitoring of respiratory movement [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2011, 12(1): 246 – 254.
- [28] LIKOGLU S, TOKER O. A novel periodic macrobending hetero-core fiber optic sensor embedded in textile for respiratory movements' analysis [J]. *Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engineering*, 2014, 9062: 90620D – 90620D – 11.
- [29] LEE T H, KIM E S, KIM T, et al. Simple pressure sensor for a vehicle seat using a woven polymer optical-fiber sheet[J]. *Journal of the Korean Physical Society*, 2015, 67(11): 1947 – 1951
- [30] 杨昆, 王飞翔, 张诚. 宏弯光纤应变传感经编织物的设计[J]. *纺织学报*, 2017, 38(8): 44 – 49.
- [31] FIELDS J N, COLE J H. Fiber microbend acoustic sensor. [J]. *Applied Optics*, 1980, 19(19): 3265 – 3267.
- [32] LAGAKOS N, TROTT W, HICKMAN T, et al. Microbend fiber-optic sensor as extended hydrophone[J]. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 1982, 18(10): 1633 – 1638.
- [33] ANDERSON B L. New approach to microbending fiber optic sensors: varying the spatial frequency[J]. *Optical Engineering*, 1995, 34(1): 208 – 213.
- [34] ROTHMAIER M, SELM B, SPICHTIG S, et al. Photonic textiles for pulse oximetry[J]. *Optics Express*, 2008, 16(17): 12973 – 12986.
- [35] ROTHMAIER M, LUONG M P, CLEMENS, F. Textile pressure sensor made of flexible plastic optical fibers [J]. *Sensors*, 2008, 8(7): 4318 – 4329.
- [36] YANG X, CHEN Z, ELVIN C S M, et al. Textile fiber optic microbend sensor used for heartbeat and respiration monitoring[J]. *Sensors Journal IEEE*, 2015, 15(2): 757 – 761.