

引用本文:陈开鑫,赵志颖,杨解清,等.基于压疮预防的射频光子传感器研究[J].光通信技术,2025,49(5):67-71.

基于压疮预防的射频光子传感器研究

陈开鑫¹,赵志颖^{2*},杨解清³,刘征⁴,蒋泉¹

(1.电子科技大学 光电科学与工程学院,成都 610054; 2.四川省医学科学院·四川省人民医院(电子科技大学附属医院),成都 610072;
3.电子科技大学 网络空间安全研究院,成都 611731;4.国家超高清视频创新中心,成都 610095)

摘要:针对临床医学对压疮精准预防需求,提出基于压疮预防的射频光子传感器。该传感器将射频信号调制到光载波上,利用光纤光栅阵列反射形成干涉频谱的陷波频率变化,解调出压力和温度。实验结果表明:在0~42 kPa压力范围内,传感器压力灵敏度达到0.64 MHz/kPa,压力精度达到16 Pa;在35~40 °C温度范围内,温度灵敏度达到1.07 MHz/°C,温度精度达到0.009 3 °C。采用射频光子传感器对人体枕部与肩背部进行了实测,验证了该传感器在身体压力监测中的可行性,为压疮精准预防提供了有效手段。

关键词:光子传感器;射频光子学;压力;温度;压疮

中图分类号:TN29 **文献标志码:**A **文章编号:**1002-5561(2025)05-0067-05

DOI:10.13921/j.cnki.issn1002-5561.2025.05.012

Research on radio frequency photonic sensor for pressure ulcer prevention

CHEN Kaixin¹, ZHAO Zhiying^{2*}, YANG Jieqing³, LIU Zheng⁴, JIANG Quan¹

(1. School of Optoelectronic Science and Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 610054, China;
2. Department of Geriatrics, Sichuan Provincial People's Hospital, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 610072, China; 3. Institute for Cyber Security, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China;
4. National Innovation Center for UHD Video Technology, Chengdu 610095, China)

Abstract: In order to prevent pressure ulcer in clinical practice, a radio frequency photonic sensor is proposed. The sensor modulates RF signal to an optical carrier and produces the RF interference spectrum formed by the reflection of fiber grating array. The pressure and temperature are obtained by calculating the notch frequency shift. When the pressure is changed from 0 to 42 kPa, the sensor achieves the pressure sensitivity of 0.64 MHz/kPa and the pressure accuracy of 16 Pa. When the temperature is changed from 35 °C to 40 °C, the sensor achieves the temperature sensitivity of 1.07 MHz/°C and the temperature accuracy of 0.009 3 °C. Further, practical pressure measurements are realized on the occipital and shoulder and back of the human body. The results can prove the feasibility of the sensor in body pressure monitoring, and provide an effective way for the precise prevention of pressure ulcer.

Key words: photonic sensor, radio frequency photonics, pressure, temperature, pressure ulcer

收稿日期:2025-07-10。

基金项目:国家自然科学基金项目(62075027)资助;四川省干部保健科研项目(川干研2024-210)资助。

作者简介:陈开鑫(1972—),男,博士,教授,博士生导师,主要从事集成光子学、微波光子学方面的研究。承担完成了香港研资局项目、国家重点研发项目、国家自然科学基金面上项目、四川省科技计划重点项目、国家级预研项目等多项科研项目。

***通信作者:**赵志颖(1976—),女,硕士,副教授,硕士生导师,主要从事老年医学、生物医学光子学方面的研究工作。



0 引言

在临床医学中,压疮是长期卧床患者面临的严重并发症,其预防一直是一项重要挑战。身体主要受压部位如枕部、肩背部、骶尾部 and 足跟部等尤其易发生压疮^[1-3]。准确监测这些部位的压力分布,对压疮的早期预防具有重要意义^[4-8]。传统压力监测多采用电子传感技术,通过物理量到电信号的转换实现参数测量。然而,电子传感器在灵敏度、生物相容性、电磁安全性及环境适应性等方面存在局限,限制了其在临床持续监测中的应用。近年来,光子传感技术因其高灵

陈开鑫,赵志颖,杨解清,等:基于压疮预防的射频光子传感器研究

敏度、抗电磁干扰等优势,在生物医学检测领域受到广泛关注,已被应用于压力、温度、生化指标等多种生理参数的测量^[9]。

以光纤布喇格光栅(FBG)为代表的光子传感器通过探测反射光波长变化实现物理量传感,在人体压力监测中已展现出潜力^[10-12]。例如,已有研究基于FBG开发了足底压力传感器(灵敏度7.6 pm/kPa)和卧床压力监测系统^[13-14]。然而,FBG对温度也存在敏感,在实际应用中面临多物理量交叉干扰的问题,温度变化会影响压力测量的准确性^[15-16]。此外,传统光波长解调方式的精度有限(约1 pm),导致压力测量精度仅达百帕级、温度精度约0.1 °C,难以满足压疮预防对高精度压力监测的需求。

近年来,射频光子传感作为一种先进的传感技术兴起,通过将射频信号调制到光载波上,利用高精度的射频参数变化来反映待测物理量,从而显著提升测量性能^[17-20]。例如,SHE Y等人^[21]利用射频光子滤波器实现了高精度应变传感,灵敏度达 $103.94\text{ kHz}/\mu\epsilon$,应变精度优于 $1\text{ }\mu\epsilon$ 。TIAN X等人^[22]基于射频光子边带处理实现了 $8.87\text{ GHz}/^{\circ}\text{C}$ 的温度传感,性能远超传统波长解调方案。然而,现有的研究多集中于单一物理量测量,尚未系统研究多物理量的作用规律。虽然射频光子传感技术在应变、温度等传感中表现出高精度、高灵敏和快速响应优势,但其在生物医学中的应用仍处于初步阶段。本文面向压疮预防需求,提出一种射频光子传感器,通过扫描调制光信号的射频频率并检测输出信号参数,实现压力和温度测量。

1 理论分析

射频光子传感器的实现架构如图1所示。放大自发辐射(ASE)光源输出宽谱光,输入至电光强度调制器(EOM);同时,矢量网络分析仪(VNA)输出的射频信号也输入至该调制器。调制器工作在正交偏置点,将射频信号调制到光载波上。已调光信号通过光环行器进入由FBG₁和FBG₂串联组成的FBG列,两者布喇格波长不同且保持一定间距。其中,FBG₁用作传感

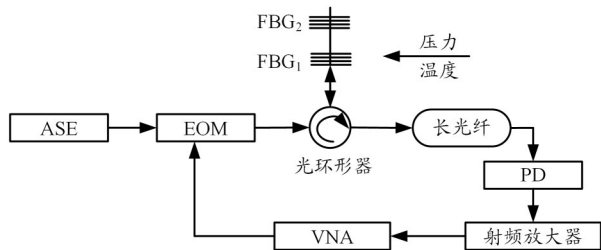


图1 射频光子传感器的实现架构

探头,感受压力与温度;FBG₂作为参考探头。反射光信号经长光纤传输后,进入光电探测器(PD)转换为电信号,再经射频放大器放大后,送回VNA的接收端进行分析。

输入EOM的射频信号表示为

$$V(t) = V_0 \cos(2\pi f_{\text{RF}} t) \quad (1)$$

其中, f_{RF} 为射频信号频率, V_0 为射频信号幅度, t 为时间。

经过电光强度调制后,输出调制光电场写为

$$E_{\text{out}}(t) = \sqrt{1 + MV_0 \cos(2\pi f_{\text{RF}}t)} A \cos(2\pi f_0 t) \quad (2)$$

其中, M 为光调制系数, f_0 为光波频率, A 为光电场幅度。

调制光经 FBG_1 和 FBG_2 反射并通过一段长光纤传输后,到达 PD 处的光电场为

$$E(t) = r \sqrt{1 + MV_0 \cos(2\pi f_{\text{RF}} t)} \alpha_0 A \cos(2\pi f_0 t) + r \sqrt{1 + MV_0 \cos(2\pi f_{\text{RF}}(t - \tau))} \alpha_0 A \cos(2\pi f_0(t - \tau)) \quad (3)$$

其中, r 为 FBG_1 和 FBG_2 的光波反射系数, τ 为 2 路反射光波的延时, α_0 为光波电场损耗系数。

2路反射光波的延时可以写为

$$\tau = \tau_0 + \Delta\tau \quad (4)$$

其中, τ_0 为 2 个 FBG 间距引起的初始延时, $\Delta\tau$ 为反射调制光由色散引起的延时。

当压力或温度作用于 FBG_1 时, FBG_1 的反射波长会发生变化, 这样色散引起的延时 $\Delta\tau$ 可以写为

$$\Delta\tau = DL\Delta\lambda \quad (5)$$

其中, D 为光纤色散系数, L 为长光纤长度, $\Delta\lambda$ 为 2 个 FBG 的反射光波长差。

根据式(3),从PD输出的射频信号^[23]表示为

$$S(t) = 2\alpha_0 r^2 M V_0 A_0^2 r_d R \times \cos(\pi f_{\text{RF}} \tau) \cos\left(2\pi f_{\text{RF}}\left(t - \frac{\tau}{2}\right)\right) \quad (6)$$

其中, r_d 为 PD 响应率, R 为负载电阻。

为了清晰和简化描述,可以定义常数 k 为

$$k = 2\alpha_0 r^2 M V_0 A_0^2 r_d R \quad (7)$$

由此,式(6)可进一步写为

$$S(t) = k \cos(\pi f_{\text{RF}} \tau) \cos\left(2\pi f_{\text{RF}}\left(t - \frac{\tau}{2}\right)\right) \quad (8)$$

从式(8)可以看出,通过射频光子传感器输出的射频信号幅度不再是常数,而是随射频信号的频率和延时变化表现出余弦变化规律。

根据式(8),可以得到输出的射频信号功率为

$$P = \frac{k^2}{2R^2} \cos^2(\pi f_{\text{RF}} \tau) \quad (9)$$

其中, $\frac{k^2}{2R^2} = 1$ 。

当射频信号输出功率最小时,有以下条件成立:

$$\pi f_{\text{RF}} \tau = m\pi + \frac{\pi}{2} \quad (10)$$

其中, m 为正整数, $m = 0, 1, 2, \dots$ 。

根据式(10),得到当射频信号输出功率最小时对应的陷波频率为

$$f_{\text{dip}} = \left(m + \frac{1}{2}\right) \frac{1}{\tau} \quad (11)$$

根据式(9),可以得到在不同延时下,射频光子传感器输出响应与射频信号频率计算仿真结果,如图2所示。可以看出,射频光子传感器输出响应呈现干涉样式,存在最大值和最小值周期变化,陷波频率对应响应最小值;当压力或温度作用于传感器时,延时增加,陷波频率会向频率变小方向移动。因此,根据陷波频率的变化,计算得到作用的压力或温度。

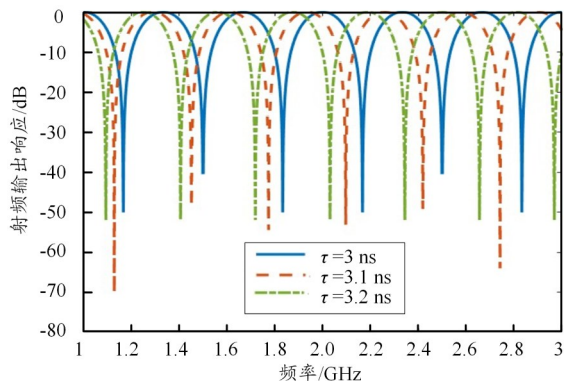


图2 射频光子传感器输出响应理论仿真

2 实验研究

根据理论分析,本文根据图1搭建了射频光子传感器实验系统。该系统使用ASE光源的输出光功率为32 mW。FBG₁和FBG₂的布喇格波长不同,两者的反射率均为95%,FBG₁和FBG₂的间距为0.5 m,长光纤为单模光纤,长度为10 km。EOM、PD和射频放大器的频率响应均大于5 GHz。

ASE光源的输出光谱测试结果如图3所示。可以看出,ASE光源的中心波长为1 542 nm,3 dB光谱宽度为30 nm。

考虑传感响应性能提升及实际应用,2个FBG采用有机聚合物封装成立方体结构^[24]。封装FBG照片及

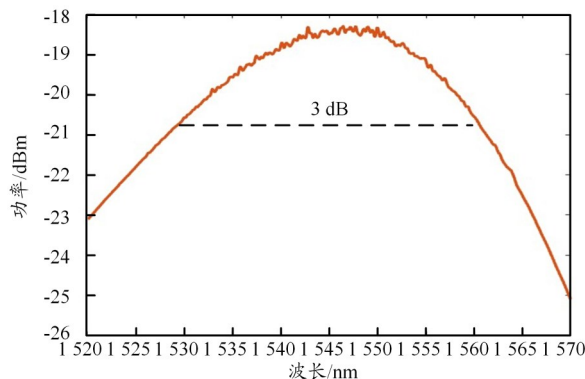


图3 ASE光源的输出光谱

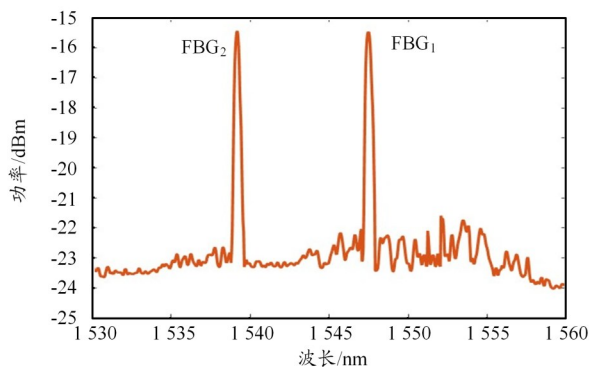
反射光谱测量如图4所示。封装立方体的长度为30 mm,宽度为10 mm,高度为10 mm。测量得到的FBG₁和FBG₂的布喇格波长为1 547.49、1 539.22 nm。

在室温20℃下,对封装FBG₁顶面垂直施加重物的方式进行压力传感性能测试。压力 p 的测量范围为0~42 kPa,VNA的频率扫描范围为2~2.5 GHz。不同压力下,射频光子传感器的射频信号响应情况如图5所示。可以看出,不同压力下的射频输出响应表现出不同的干涉特性;当作用于传感器的压力增加时,陷波频率会向频率变小方向移动。

在不同压力作用下,第一陷波频率和第二陷波频



(a) 封装FBG照片



(b) 封装FBG的反射光谱

图4 封装FBG照片及反射光谱测量结果

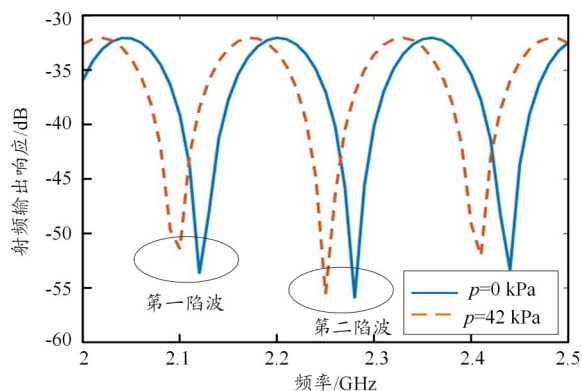


图5 射频光子传感器在不同压力下的射频信号响应

率与压力的关系如图6所示。可以看出,当压力从0 kPa增加到42 kPa时,第一陷波频率从2 122 MHz减小到2 095 MHz,通过线性拟合得到传感器的压力灵敏度为0.64 MHz/kPa;第二陷波频率从2 280 MHz减小到2 251 MHz,通过线性拟合得到传感器的压力灵敏度为0.69 MHz/kPa。实验测量的频率精度为10 kHz,第一陷波频率和第二陷波频率的压力精度分别为16、14 Pa。

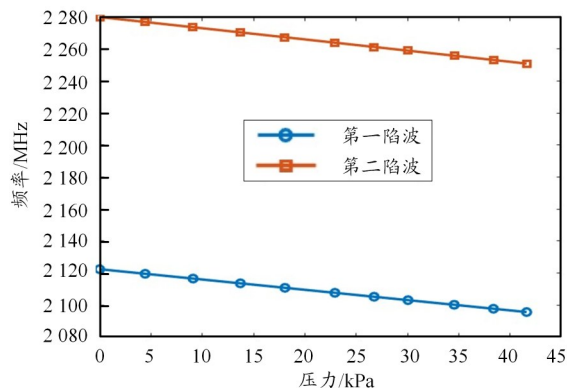


图6 陷波频率与压力的关系

在不受力条件下,将封装FBG₁放入温箱中,其它器件均放在温箱外面,改变温箱温度进行温度传感性能测试。温度 T 测量范围为35~40 °C,VNA的频率扫描范围为2~2.5 GHz。不同的温度下,射频光子传感器的射频信号响应情况如图7所示。可以看出,不同温度下的射频输出响应表现出不同的干涉特性;当作用于传感器的温度增加时,陷波频率也会向频率变小方向移动。

在不同的温度下,第一陷波频率和第二陷波频率与温度的关系如图8所示。当温度从35 °C增加到40 °C时,第一陷波频率从2 105 MHz减小到2 099 MHz,通过线性拟合得到温度灵敏度为1.07 MHz/°C;第二陷波频率从2 260 MHz减小到2 255 MHz,通过线性拟合得到温度灵敏度为1.12 MHz/°C。实验测量的频率精

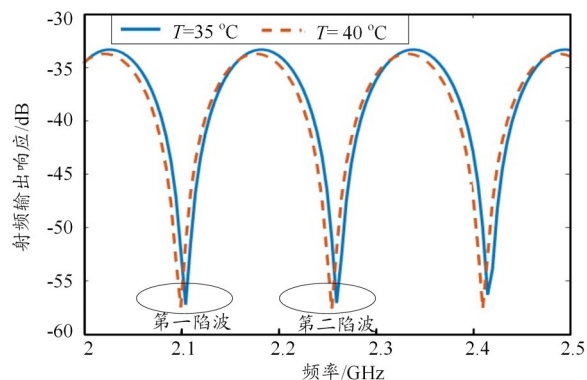


图7 射频光子传感器在不同温度下的射频信号响应

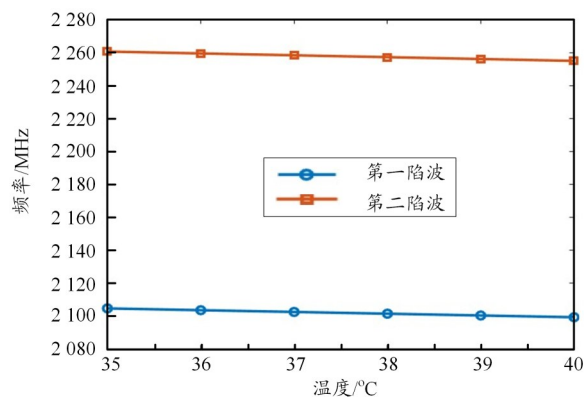


图8 陷波频率与温度的关系

度为10 kHz,第一陷波频率和第二陷波频率的温度精度分别为0.009 3、0.008 9 °C。

由图7和图8可知,压力和温度的变化都会使射频光子传感器的陷波频率变化。在测量压力时,当温度变化1 °C,第一陷波频率和第二陷波频率变化分别为1.07、1.12 MHz;在此情况下,对应的压力变化分别为1.67、1.62 kPa。因此,为了更准确测量人体压力,需要减小传感探头的温度变化影响。

本文采用射频光子传感器对部分参试人员的枕部和肩背部分别进行了压力测试。在压力测试中,参试人员平躺于硬质床。封装FBG₁固定于木板,再铺隔热床单,测试部位正好压住FBG₁。封装FBG₂置于一旁床单下,不接触身体,确保两者温度一致,且FBG₂不受压。测试5个人的枕部和肩背部的压力测试结果如表1所示。根据射频光子传感器的实际测量精度,实验中人体部位的压力测量精度为16 Pa。可以看出,不同参试人员的枕部和肩背部的压力不同,呈现离散化分布特征。采用表1的压力测量数据,通过压疮预测模型计算和评估不同部位压疮的发生时间,从而在压疮发生前及时采取有效预防措施^[25-26]。

表 1 人体部位的压力测试数据

参试人员编号	枕部压力 /kPa	肩背部压力 /kPa
1	22.88	20.62
2	27.86	25.38
3	20.48	21.29
4	26.54	24.75
5	16.92	18.24

3 结束语

本文提出了一种基于压疮预防的射频光子传感器。实验结果表明:压力与温度变化会导致输出射频信号的陷波频率线性减小。压力在 0~42 kPa 内,第一和第二陷波频率的灵敏度分别为 0.64、0.69 MHz/kPa;温度在 35~40 °C 内,灵敏度分别为 1.07、1.12 MHz/°C。实际测量人体枕部和肩背部压力数据,验证了该传感器可准确评估不同部位压疮发生时间,为压疮精准预防提供了依据。

参考文献:

- [1] SHI C, DUMVILLE J C, CULLUM N. Skin status for predicting pressure ulcer development: a systematic review and meta-analyses[J]. International Journal of Nursing Studies, 2018, 87: 14–25.
- [2] LIAO Y, GAO G, MO L. Predictive accuracy of the braden Q scale in risk assessment for paediatric pressure ulcer: a meta-analysis[J]. International Journal of Nursing Sciences, 2018, 5: 419–426.
- [3] NINBANPHOT S, NARAWONG P, THEERANUT A, et al. Development and validation of CAVE score in predicting presence of pressure ulcer in intensive care patients[J]. Heliyon. 2020, 6: 1–6.
- [4] GILLARD N, LEONG-HOI A, DEPART J P, et al. Early detection of pressure ulcers: considering the reperfusion[J]. IRBM, 2023, 44: 100753–1–100753-5.
- [5] SEN D, MCNEILL J, MENDELSON Y, et al. A new vision for preventing pressure ulcers: wearable wireless devices could help solve a common-and serious-problem[J]. IEEE Pulse, 2018, 9 (6): 28–31.
- [6] WANG L, JONES D, CHAPMAN G J, et al. A review of wearable sensor systems to monitor plantar loading in the assessment of diabetic foot ulcers[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2020, 67 (7): 1989–2004.
- [7] WU M, ZHI C, MENG J, et al. 3D spacer fabric structure for the prevention and care of pressure ulcers[J]. IEEE Access, 2020, 8: 213512–213521.
- [8] LIM R, CHOONG D S Y, CHENG M Y. Development of integrated pressure and temperature sensing strips for monitoring venous leg ulcer application[C]//IEEE. Proceedings of 70th Electronic Components and Technology Conference (ECTC), Orlando: IEEE, 2020: 1586–1591.
- [9] MÉNDEZ A. Biomedical fiber optic sensor applications[C]//Optical Fiber Communications Conference and Exhibition (OFC), March 22–26, 2015, Los Angeles, USA. New York: IEEE, 2015: 1–64.
- [10] ZHANG Z, POSLAD S. Improved use of foot force sensors and mobile phone GPS for mobility activity recognition[J]. IEEE Sensors Journal, 2014, 14 (12): 4340–4347.
- [11] WANG D H, BLENMAN N, MAUNDER S, et al. An optical fiber Bragg grating force sensor for monitoring sub-bandage pressure during compression therapy[J]. Optics Express, 2013, 21 (17): 19799–19807.
- [12] TAVARES C, DOMINGUES M F, FRIZERA-NETO A, et al. Gait shear and plantar pressure monitoring: a non-Invasive OFS based solution for e-Health architectures[J]. Sensors, 2018, 18: 1334-1–1334-16.
- [13] DOMINGUES M F, ALBERTO N, LEITÃO C S J, et al. Insole optical fiber sensor architecture for remote gait analysis—an e-health solution[J]. IEEE Internet of Things Journal, 2019, 6 (1): 207–213.
- [14] HAO J, JAYACHANDRAN M, KNG P L, et al. FBG-based smart bed system for healthcare applications[J]. Frontiers of Optoelectronics in China, 2009, 3 (1): 78–83.
- [15] JELBULDINA M, KORGANBAYEV S, SEIDAGALIYEVA Z, et al. Fiber Bragg grating sensor for temperature monitoring during HIFU ablation of ex vivo breast fibroadenoma[J]. IEEE Sensors Letters, 2019, 3 (8), 500404-1–500404-4.
- [16] WANG D H, BLENMAN N, MAUNDER S, et al. An optical fiber Bragg grating force sensor for monitoring sub-bandage pressure during compression therapy[J]. Optics Express, 2013, 21 (17): 19799–19807.
- [17] YAO J. Microwave photonic sensors[J]. Journal of Lightwave Technology, 2021, 39 (12): 3626–3637.
- [18] YAO J. Microwave photonic systems[J]. Journal of Lightwave Technology, 2022, 40 (20): 6595–6607.
- [19] LIS, ZHU C. Sensitivity-improved curvature sensor based on microwave-photonic fiber ring resonator[J]. IEEE Sensors Journal, 2024, 24: 32213–32221.
- [20] WANG G, LIAO B, CAO Y, et al. Microwave photonic interrogation of a high-speed and high-resolution temperature sensor based on cascaded fiber-optic sagnac loops[J]. Journal of Lightwave Technology, 2021, 39 (12): 4041–4047.
- [21] SHE Y, WANG Y, SHI J, et al. Novel interrogation method for fully distributed LCFBG sensor based on microwave photonic filtering[J]. IEEE Photonics Technology Letters, 2022, 34 (23): 1304–1307.
- [22] TIAN X, POWELL K, LI L, et al. High-resolution optical microresonator-based sensor enabled by microwave photonic sidebands processing[J]. Journal of Lightwave Technology, 2020, 38 (19): 5440–5449.
- [23] MINASIAN R A. Photonic signal processing of microwave signals[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2006, 54 (2): 832–846.
- [24] DOMINGUES M F, ALBERTO N, LEITÃO C S J, et al. Insole optical fiber Bragg grating sensors network for dynamic vertical force monitoring[J]. Journal of Biomedical Optics, 2017, 22 (9): 091507-1–091507-8.
- [25] LINDER-GANZE, ENGELBERGS, SCHEINOWITZ M, et al. Pressure-time cell death threshold for albino rat skeletal muscles as related to pressure sore biomechanics[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39: 2725–2732.
- [26] CICCERI G, VITAL F D, BRUNEO D, et al. A deep learning approach for pressure ulcer prevention using wearable computing[J]. Human-centric Computing and Information, 2020, 10 (5): 1–21.