

文章编号 1004-924X(2024)17-2708-10

光纤超声传感器的射频域自相干解调技术

刘付武兴¹, 梁贻智^{1*}, 曹君杰¹, 仲晓轩¹, 李金莹², 黄 卫², 金 龙¹

(1. 暨南大学 物理与光电工程学院 广东省光纤传感与通信技术重点实验室,

广东 广州 510632;

2. 暨南大学附属第一医院 消化内科, 广东 广州 510632)

摘要:在光纤光声成像技术中,检测灵敏度是决定光纤超声传感器成像质量的关键性因素之一。以小型化正交双频光纤激光器为超声敏感元件,建立更好的信号解调技术对声致相位变化进行检测,以实现高灵敏度超声检测和光声成像。引入射频域自相干解调技术对超声波引起的激光频率变化进行读取,实验结果表明,该技术具有超响应信号放大效果,传感器的灵敏度在 8~32 MHz 的超声频率内获得了显著提升,将最小可检测声压从 9.0 Pa 降低到 5.7 Pa。进一步地,将该超声检测技术应用于活体光声显微成像,发现在同等光强的激发条件下,图像信噪比获得逾 4 dB 的提升。该技术为光纤光声成像技术的应用拓展奠定了坚实的技术基础。

关键词:光纤光声成像;光纤激光传感器;光纤超声传感器;自相干解调

中图分类号: TN253; TH691.9 **文献标识码:** A **doi:** 10.37188/OPE.20243217.2708

Radio-frequency heterodyne detection of fiber-optic ultrasonic sensor

LIUFU Wuxing¹, LIANG Yizhi^{1*}, CAO Junjie¹, ZHONG Xiaoxuan¹, LI Jinying²,

HUANG Wei², JIN Long¹

(1. College of Physics and Optoelectronics Engineering, Guangdong Provincial Key Laboratory on Optical Fiber Sensing and Communications, Jinan University, Guangzhou 510632, China;

2. Department of Gastroenterology, First Affiliated Hospital of Jinan University,
Guangzhou 510632, China)

* Corresponding author, E-mail: liangyizhi88528@gmail.com

Abstract: The detection sensitivity of fiber-optic ultrasound sensors is crucial for image quality in fiber-based photoacoustic imaging. In this study, we employed a dual-polarization fiber laser as the acoustic sensing element and introduced radio-frequency heterodyne demodulation for sensitivity enhancement. Experimental results demonstrate that this method effectively eliminates noise from additional local radio-frequency oscillation sources. The proposed technique achieved an improved sensitivity, evidenced by a noise-equivalent pressure (NEP) of 9.0 Pa, compared to the 5.7 Pa offered by previous approaches with-

收稿日期: 2024-05-20; 修订日期: 2024-06-26.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 62275104, No. 62322506, No. 62122031, No. 62135006); 广东省基础与应用基础研究基金资助项目 (No. 2023A1515220038); 广州市重点研发计划项目 (No. 2060404); 广州市-暨南大学市校联合资助项目 (No. 202201020043)

in the frequency range of 8-32 MHz. Furthermore, applying this sensor to photoacoustic microscopy resulted in a signal-to-noise ratio enhancement of over 4 dB. The heterodyne detection technology significantly improves the sensitivity and image signal-to-noise ratio of fiber-optic sensors, facilitating the application of fiber-based photoacoustic imaging.

Key words: photoacoustic imaging; fiber laser sensor; fiber-optic ultrasound sensing; heterodyne detection

1 引 言

光声成像(Photoacoustic imaging, PAI)技术以光声效应为物理基础,通过对脉冲激光在生物体内血红蛋白、脂肪、黑色素等发色团上激发出的超声波进行检测,来获得特定成分的空间分布。它既具有光学成像的高分辨率,又具有超声成像的深穿透能力,近年来逐渐应用在生命科学的研究及临床诊断上^[1-16]。超声传感器是光声成像系统的核心构成元件,对光致超声信号的检测灵敏度决定着成像信噪比和图像质量。对于光声显微成像,传统上采用压电传感器^[17-20]以凹面聚焦方式进行超声检测,其信号幅度与接收面积成正比。这一工作方式虽然能够获得较高的检测灵敏度,但牺牲了成像装置尺寸,使内窥成像、头戴式脑成像等应用场合的光声成像能力受限。

光学超声传感器具有体积小的结构优势,且检测灵敏度与传感器尺寸无关,为小型化光声成像技术发展提供了新的技术途径。光学超声传感器的工作原理是:超声波作用到传感器上时,会发生微小形变或传感器变化,使光学相位、频率、强度或者偏振态等参量被调制。近年来,国内外多个研究团队致力于研发高性能的光学传感器,并取得了重要进展。按照构成方式,光学超声传感器主要分为以下几种类型:第一、光学功能表面型,其工作原理是,将探测光入射到具有光学功能薄膜表面,以特定角度入射时能够激发表面等离子共振效应,入射超声波引起薄膜表面折射率发生变化,从而导致探测光束的反射强度发生改变。例如,2015年美国弗吉尼亚大学研制出该传感器^[21],工作带宽达到100 MHz以上,但是灵敏度不够高,仅能提供约3.3 kPa的噪声等效声压(Noise-Equivalent Pressure, NEP)。第

二、微环谐振腔型,其工作原理是:超声波作用引起微腔发生形变或折射率变化,从而导致光学谐振峰漂移,通过检测谐振波长变化就能实现超声波检测。这种超声传感器具有高灵敏度,在3~30 MHz内,其NEP为5.5 Pa^[22]。然而,这种传感器易受外界环境的扰动作用,导致信号输出不稳定,难以用于活体成像。第三、光纤F-P腔(Fabry-Perot腔)型,其工作原理是:在光纤端面构建由聚合物材料构成F-P腔,微腔前后表面通过构造高反射率的金属膜来获得高品质因子,超声作用改变腔内光程,从而导致光学谐振峰发生漂移。与微环谐振腔型传感器类似,该传感器具有高灵敏度以及大带宽^[23-24],但在工作时需不断进行波长的校准和锁定来抵抗外界环境扰动,这一工作方式严重受限制了成像速度。

本团队前期提出并建立了基于正交双频光纤激光的超声传感技术,应用于活体光声成像,实现了高性能光声显微镜与内窥镜^[25-26]。与已有技术方案不同,该技术采用光纤光栅激光器作为超声敏感元件,腔内存在本征双折射,会产生两个正交偏振的激光模式并在射频域产生拍频信号,通过读取射频相位变化来实现超声检测。该技术无需进行光学频率校准与锁定,不仅获得了极高的检测灵敏度,还对外界低频扰动具有天然的抵抗能力^[27-28]。

本文在此基础上开展了信号解调技术研究,旨在进一步提升光学超声传感器的灵敏度,获得更高质量的光声显微成像。首先阐述了正交双频光纤激光的超声敏感特性,进而提出射频域自相干解调技术。该技术能够放大声致激光频率移动信号,显著提升检测灵敏度。进一步地,将该超声传感解调技术应用于活体动物的光声显微成像,信噪比提高了4 dB。

2 原 理

2.1 光纤激光超声传感器

本文仍采用正交偏振单纵模光纤激光器作为超声敏感元件,超声波入射引起光纤以特定模式发生振动,从而使纤芯内激光器的输出频率受到声学调制作用。该激光器通过在铒镱共掺光纤上刻写两支波长相同的高反射率 Bragg 光栅制备而成。激光器的谐振腔有效腔长由两个光栅的间距决定,为保证输出功率的稳定性并避免多纵模输出对传感器的干扰,通常将有效腔长控制在 3 mm 左右。

该光纤激光器输出两个不同频率的激光,这两个激光信号经过高速光电探测器后会在射频域产生一个拍频信号,当光纤激光器受到光致超声信号的作用时,拍频信号的相位受到调制,通

过解调拍频信号相位的变化量,就可以还原超声信号的原始信息^[25]。

图 1 为光纤传感系统及解调方式。980 nm 半导体激光器为激光谐振腔提供泵浦能量,以产生 1 550 nm 左右的激光,激光返回经过 980 nm/1 550 nm 的波分复用器(WDM)后经过光学隔离器(Optical Isolator,OI),以防止端面反射的光重新返回激光腔,造成输出稳定性劣化。之后,信号光经过掺铒光纤放大器(Erbium-Doped Fiber Amplifier,EDFA)对光信号进行放大,然后到达光电探测器(Photodetector,PD),获得拍频信号。当激发光在生物组织内激发出的超声信号作用在光纤超声传感器上时,拍频相位发生变化,表示为:

$$s_{in}(t) = A \cdot \cos(\omega_c t + \theta(t)), \quad (1)$$

式中: A 为信号幅值, ω_c 为拍频信号的频率, $\theta(t)$ 为超声波引起的拍频信号的相位变化。射频采

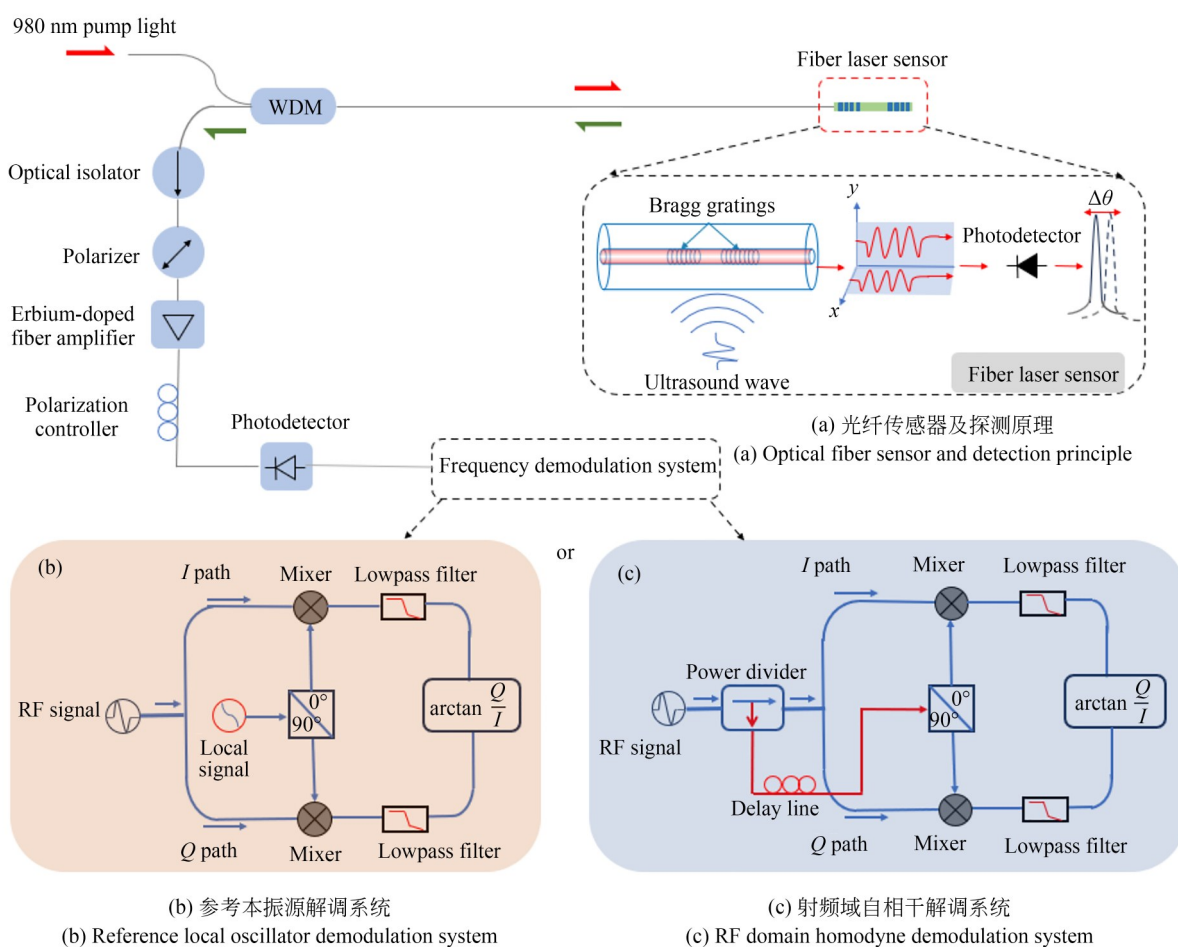


图 1 光纤超声传感系统及解调方式

Fig. 1 Optical fiber ultrasonic sensing system and demodulation method

集和解调系统 (Vector Signal Transceiver, VST, PXIe-5644R, NI) 采集拍频相位的变化并进行解调处理, 从而实现超声信号的还原。

2.2 参考本振源解调

这里首先阐述本研究团队建立的参考本振源解调技术, 其工作原理如图 1(b) 所示。通过

$$s_1(t) = s_{in}(t) \cos(\omega_{LO}t) = \frac{A}{2} \cdot \left\{ \cos[(\omega_c + \omega_{LO})t + \theta(t)] + \cos[(\omega_c - \omega_{LO})t + \theta(t)] \right\}. \quad (2)$$

Q 路信号为:

$$s_Q(t) = s_{in}(t) \sin(\omega_{LO}t) = \frac{A}{2} \cdot \left\{ \sin[(\omega_c + \omega_{LO})t + \theta(t)] - \sin[(\omega_c - \omega_{LO})t + \theta(t)] \right\}, \quad (3)$$

两路信号分别经过低通滤波器, 得到:

$$s_1(t) = \frac{A}{2} \cdot \cos[(\omega_c - \omega_{LO})t + \theta(t)], \quad (4)$$

$$s_Q(t) = \frac{A}{2} \cdot \sin[(\omega_c - \omega_{LO})t + \theta(t)]. \quad (5)$$

然后对两路信号进行反正切计算得到相位信息:

$$\varphi(t) = \arctan \left[\frac{s_Q(t)}{s_1(t)} \right] = (\omega_c - \omega_{LO})t + \theta(t). \quad (6)$$

该相位对时间进行一阶微分即可获得拍频频率的变化。

2.3 射频域自相干解调及信噪比分析

为了提升检测灵敏度, 本文建立射频域自相干解调技术。这种信号解调技术的优点在于其在射频域引入了增益传递函数 $H(\Omega)$, 有效提高了超声传感系统的灵敏度, 进而提升了信噪比。

$$s_1(t) = s(t) \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} A \cos[\omega_c(t - \tau) + \theta(t - \tau)] = \frac{A^2}{4} \left\{ \cos[\omega_c(2t - \tau) + \theta(t) + \theta(t - \tau)] + \cos[\omega_c\tau + \theta(t) - \theta(t - \tau)] \right\}, \quad (9)$$

Q 路信号为:

$$s_Q(t) = s(t) \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} A \sin[\omega_c(t - \tau) + \theta(t - \tau)] = \frac{A^2}{4} \left\{ \sin[\omega_c(2t - \tau) + \theta(t) + \theta(t - \tau)] - \sin[\omega_c\tau + \theta(t) - \theta(t - \tau)] \right\}. \quad (10)$$

然后经过低通滤波器, 此时, I 路信号为:

$$s_1(t) = \frac{A^2}{4} \cdot \cos[\omega_c\tau + \theta(t) - \theta(t - \tau)]. \quad (11)$$

Q 路信号为:

$$s_Q(t) = \frac{A^2}{4} \cdot \sin[\omega_c\tau + \theta(t) - \theta(t - \tau)]. \quad (12)$$

对两路信号进行反正切计算可得到相位信息:

矢量信号收发器提供与拍频信号频率相同、但分别为同相与正交的两个参考本振信号 $\cos(\omega_{LO}t)$ 和 $\sin(\omega_{LO}t)$ 对拍频信号进行正交下变频, 其中, ω_{LO} 为本振信号的源频率。本振信号分别与拍频信号相乘后得到 I, Q 两路信号。其中, I 路信号为:

图 1(c) 是射频域自相干解调技术原理。拍频信号通过一个 3 dB 功率分配器后分成两个完全相同的信号, 其中一个直接进入 I, Q 两路, 另外一个经过射频线进行 $\tau = L_{th}/v$ 的延时, L_{th} 为两路臂长差值, 为 3.5 m, v 为电磁波在射频线中的速度。经过功率分配器后未延时的拍频信号可表示为:

$$s(t) = \frac{\sqrt{2}}{2} A \cdot \cos(\omega_c t + \theta(t)). \quad (7)$$

延时 τ 后的拍频信号可表示为:

$$s_{delay}(t) = \frac{\sqrt{2}}{2} A \cdot \cos[\omega_c(t - \tau) + \theta(t - \tau)]. \quad (8)$$

将延时后的拍频信号分成具有 90° 偏移的同相(I)分量和正交相位(Q)分量, 未延时的拍频信号分别与两个正交分量进行下变频, 得到 I, Q 两路信号。其中, I 路信号为:

$$\varphi(t) = \arctan \left[\frac{s_Q(t)}{s_1(t)} \right] = \omega_c\tau + \theta(t) - \theta(t - \tau). \quad (13)$$

该相位对时间进行一阶微分即可获得拍频频率的变化。

进一步, 对 $\varphi(t)$ 进行求导, 得到:

$$\varphi'(t) = \theta'(t) - \theta'(t - \tau), \quad (14)$$

$$\phi(t) = \frac{\varphi'(t)}{2\pi} = \frac{\theta'(t) - \theta'(t - \tau)}{2\pi}. \quad (15)$$

式(15)表明,最终射频信号的频率变化与光

$$S_{\phi(t)}(\Omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left\langle \frac{\phi(t)}{2\pi} * e^{-i\Omega t} \right\rangle dt = \int_{-\infty}^{+\infty} \left\langle \frac{\theta'(t) - \theta'(t - \tau)}{2\pi} * e^{-i\Omega t} \right\rangle dt = 4 \sin^2\left(\frac{\Omega\tau}{2}\right) \cdot S_{\theta}(\Omega), \quad (16)$$

$$\text{其中: } S_{\theta}(\Omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left\langle \left[\frac{\theta'(0)}{2\pi} * \frac{\theta'(t)}{2\pi} \right] * e^{-i\Omega t} \right\rangle dt,$$

为光致超声信号的功率谱。与本振源解调不同的是,射频域自相干解调在幅度谱上会存在一个传递函数,其表达式为 $H(\Omega) = 2|\sin(\Omega\tau/2)|$ 。由表达式可得,当 $\Omega = 2\pi \cdot (m/\tau)$ (其中 $m=1, 2, 3 \dots$) 时, $H(\Omega) = 0$, 即零点。零点的位置与延时时长 τ 有关,而 τ 又同延时与非延时两路之间的射频线长度差即臂长差 L_{th} 有关,因此,信号延时需要选择适合的臂长差长度。

经过优化,本团队最终确定臂长差 $L_{th} = 3.5$ m,图2是对应的幅度谱传递函数 $H(\Omega)$ 图像。从图中可以看到,在频率为 10~45 MHz (图中深色区域), $H(\Omega) > 1$, 即在此区间具有增益效果。

信噪比的高低可以直观反映超声传感系统的性能。光纤激光超声传感系统的噪声来源有:(1)光域噪声 N_{opt} , 主要包括光纤激光器的固有噪声以及光放大器 EDFA 引入的自发辐射噪声;(2)射频域噪声 N_{RF} , 主要包括光电探测器的热噪声以及散粒噪声;(3)采集系统噪声 N_{acq} , 由采集系统所引入。

对于参考本振源解调系统,其传递函数为 1,

$$SNR_2 = 10 \cdot \lg \left(\frac{S_{\theta}(\Omega) \cdot H(\Omega)}{N_{opt} \cdot H(\Omega) + N_{RF} \cdot H(\Omega) + N'_{acq}} \right) = 10 \lg \left(\frac{S_{\theta}(\Omega)}{N_{opt} + N_{RF} + N'_{acq}/H(\Omega)} \right). \quad (18)$$

由式(18)~式(17)可以得到:

$$SNR_2 - SNR_1 = 10 \lg \left(\frac{N_{opt} + N_{RF} + N_{acq}}{N_{opt} + N_{RF} + N'_{acq}/H(\Omega)} \right). \quad (19)$$

在 10~45 MHz 区间,幅度谱传递函数 $H(\Omega) > 1$, 且相比于参考本振源解调,射频域自相干解调不需要外部提供信号源进行下变频,因此采集噪声 $N'_{acq} < N_{acq}$, 所以 $SNR_2 - SNR_1 > 0$, 即 $SNR_2 > SNR_1$ 。理论上,射频域自相干解调具有更高的信噪比。

2.4 光纤超声传感器检测灵敏度对比

这里采用噪声等效声压密度 NEPD 来衡量超声检测灵敏度,表示为:

致超声作用到传感器上所导致的相位变化量有关。由维纳辛钦定理和傅里叶变换可得,射频信号频率变化 $\phi(t)$ 的功率谱密度 $S_{\phi(t)}(\omega)$ 为:

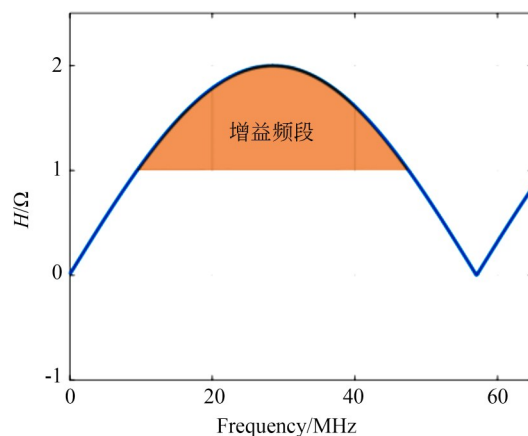


图2 $L_{th} = 3.5$ m 时的幅度谱传递函数

Fig. 2 Amplitude spectrum transfer function with L_{th} of 3.5 m

信噪比可表示为:

$$SNR_1 = 10 \cdot \lg \left(\frac{S_{\theta}(\Omega)}{N_{opt} + N_{RF} + N_{acq}} \right), \quad (17)$$

式中 $S_{\theta}(\Omega)$ 为超声信号功率谱。

对于射频域自相干解调系统,在射频域引入传递函数 $H(\Omega)$, 对应的信噪比可表示为:

$$NEPD(\Omega) = \frac{N(\Omega)}{\Theta(\Omega)}, \quad (20)$$

其中: $\Theta(\Omega)$ 表示在单位超声声压作用下的拍频信号频率变化量, $N(\Omega)$ 表示无外界扰动条件下传感器的底噪。通过对 $NEPD(\Omega)$ 进行频域带宽内的积分, 就可以得到一定带宽内平均噪声的等效声压 NEP。

为了获取传感器的超声频率响应、噪声谱和 NEPD 等信息, 实验使用一台经过校准的商业化针式水听器 (MH0200, Precision Acoustic)、一个带宽为 50 MHz 的压电换能器 (V216, Olympus)、示波器 (MSO2302A, RIGOL), 以及光纤激光传感器。具体操作步骤如下: 在充满水的环境中,

将水听器放置在距离超声换能器约 15 mm 的位置,示波器的采样率设定为 200 MHz。通过三维位移台,调整超声换能器的发射角度和水听器的接收角度,以获取水听器的最佳频率响应。当示波器显示水听器接收到的时域信号峰值最大时,进行数据采集。保持超声换能器位置不变,将水听器替换为光纤激光超声传感器,并将传感器放置在可调节光纤方向的旋转夹具上。将光纤传感器的谐振腔对准超声换能器的发射口,然后通过旋转光纤夹具和调节三维位移台,确保光纤传感器的高度和接收角度,以获得光纤传感器的最佳频率响应。当时域信号峰值最大时,进行数据采集。这些数据表示光纤传感器在相同声压下接收到的信号。

对测得的水听器信号进行傅里叶变换,可以得到水听器的频域幅度谱。已知水听器在 1~40 MHz 带宽内的灵敏度系数为 55 mV/MPa,因此能够计算出其声压频谱曲线。通过将光纤传感器测得的信号频谱曲线与水听器得到的声压频谱曲线相除,便可获得光纤激光传感器的超声频

率响应曲线,如图 3(a)所示。频响曲线中 22 MHz 的峰值对应着光纤的横向振动模式,该振动峰的带宽由石英光纤与周围声学介质(水)在声学阻抗上的差异来决定。由图可知,在 13~35 MHz 内,相较于参考本振源解调,射频自相干解调的超声频率响应显著提升,其中在 22 MHz 处达到最大值,从 1.86×10^{-4} rad/Pa 增加至 3.39×10^{-4} rad/Pa。

随后,对两种解调系统下传感器的本底噪声进行研究。将光纤激光传感器置于水中,并确保没有外界干扰,以 200 MHz 的采样率分别采集参考本振源解调和射频自相干解调系统在 2 ms 内的频率波动。利用 Welch 方法估算出噪声功率谱密度,并通过开方运算得到幅度谱密度,传感器的底噪水平如图 3(b)所示。从图中可以观察到,在小于 20 MHz 的频段内,射频自相干解调系统表现出更低的底噪;而在大于 20 MHz 的频段内,射频自相干解调系统的底噪高于参考本振源解调系统。总体而言,射频自相干解调系统的底噪水平优于参考本振源解调系统。

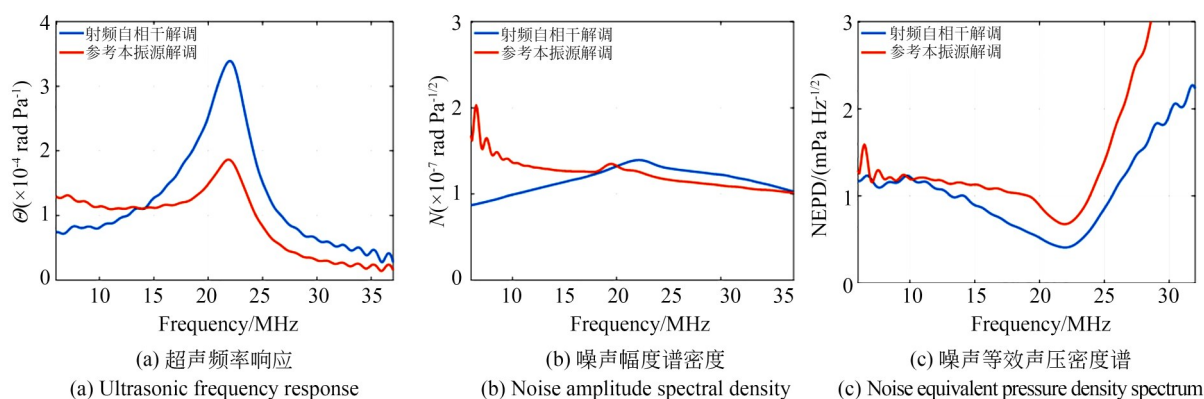


图 3 两种解调技术的光纤超声传感器性能对比

Fig. 3 Comparison of performance of optical fiber ultrasonic sensors with two demodulation techniques

从图 3(c)可以看出,在低于 10 MHz 的范围内,两种解调方法的噪声等效声压密度水平相当;而在大于 10 MHz 以上的频段区间,射频自相干解调系统的噪声等效声压密度更低,即能探测更小的超声信号,探测性能更好。在 8~32 MHz 频段内进行积分,得到参考本振源解调系统的 NEP 为 9.0 Pa,射频域自相干解调技术获得的 NEP 达到 5.7 Pa,说明超声检测灵敏度得到了提升。

3 光声成像实验

光纤超声传感器的技术性能直接体现在光声成像信噪比上。为验证射频自相干解调技术对成像信噪比的提升作用,这里进行了活体光声成像实验。通过采用多功能可重配置 I/O 模块 (PXIe-5644R, NI),能够控制激光器的重复频率、采集卡的采集频率、扫描振镜的扫描速度和扫描

角度。图 4 为光纤光声成像系统示意图,系统的横向成像分辨率约为 $10\text{ }\mu\text{m}$,能够满足活体血管网络的观察需求。选用 532 nm 脉冲激光作为激发光源(VGEN-G-HE-30, Spectra-physics),该激光器具有 1.5 MHz 的最高重复频率、 5 ns 的脉宽。激光器发射激光到达 MEMS 扫描振镜前,利用衰减片(NDF)调节光强,然后经过聚焦透镜聚焦到大鼠肠道表面,从而激发出超声信号。利用微机电振镜实现了二维扫描,将振镜扫描方向分为快轴(x 轴)和慢轴(y 轴),实验中将激光重复频率调至 50 kHz ,每秒可产生 50 k 个 A-line 光声信号。通过施加电压幅值为 4 V 、频率为 50 Hz 的三角波信号在 x 轴方向逐点扫描,每个扫描周期得到 1 000 个 A-line 信号,每个 A-line 信号长度为 400 个点数,形成一个二维 B-scan 信号。在一个 B-scan 扫描期间,振镜往返扫描一次包含 1 000 个点,每幅图只取一个方向即 500 个点。完成 x 轴一个周期的扫描后,改变 y 轴电压,施加电压幅值为 3 V 、频率为 0.1 Hz 的三角波信号实现 y 轴方向的扫描。扫描一张 500×500 像素二维图像,需要 500 个 B-scan,因此 10 s 即可获得一幅 500×500 像素的二维图像。本研究团队基于

LabVIEW 软件设计和编写了控制程序和显示程序,利用矢量信号收发仪内部的 FPGA 实现了光声信号的解调、成像图像的计算,以及激光脉冲产生的超声信号的实时处理和扫描图像的实时显示。

接着对健康大鼠肠道进行光声成像。在成像实验前,对手术台和所有手术器械进行消毒处理。选择质量约为 300 g 的 Sprague Dawley 大鼠进行实验,使用 1.5% 异氟烷气体麻醉处理,将其放置在自反馈加热垫上以维持体温在 $37.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。在大鼠腹部涂覆脱毛膏进行脱毛处理。随后进行剖腹手术,在找到直肠并暴露后,滴上无菌生理盐水保持湿润,然后将它贴在光纤夹具小窗口底部的保鲜膜上进行光声成像,成像区域为 $2\text{ mm}\times 2\text{ mm}$ 。在整个实验过程中,持续对大鼠进行麻醉,并密切观察其生命体征,适时减少麻醉剂的使用量。本次动物实验已获得暨南大学实验动物管理中心批准并在其监督下进行。将光纤传感器固定在铝质光纤夹具上,夹具内设有一个小窗口,窗口顶部安装光纤传感器,底部贴有保鲜膜,下方是大鼠肠道表面。两者之间填充去离子水,确保光纤激光器完全浸没在水中。保鲜膜直接接触待扫描组织,有助于光声信号尽可能地传输至传感器,减少信号损耗。

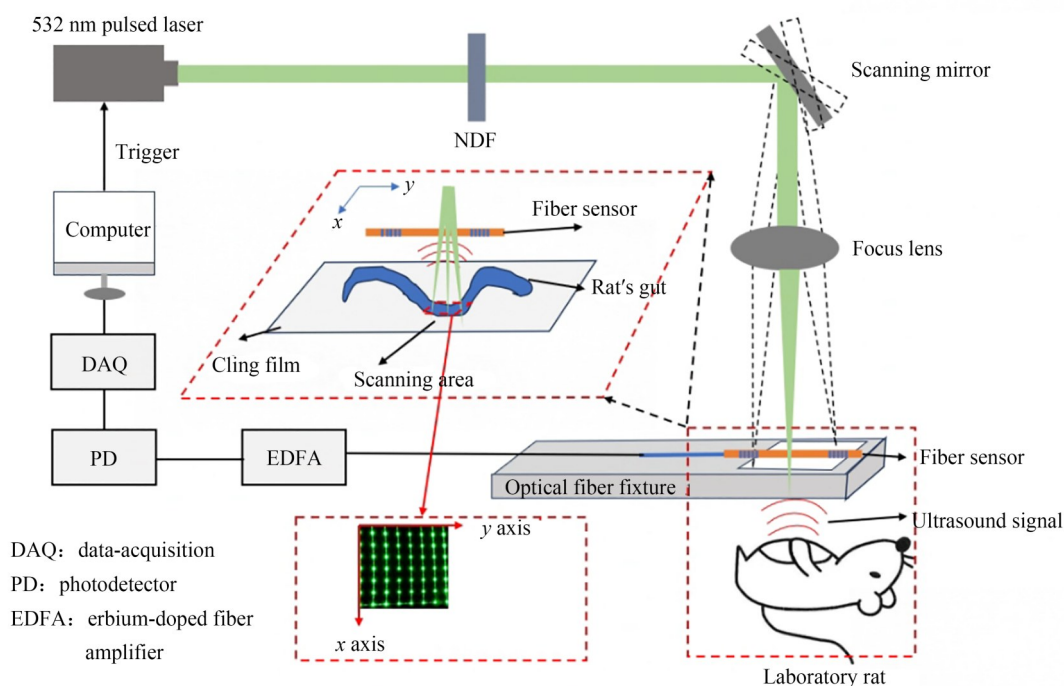


图 4 光纤光声成像系统示意图

Fig. 4 Schematic diagram of optical fiber photoacoustic

图 5 为活体大鼠肠道不同位置的光声成像结果以及两种解调方式的信噪比。其中,图 5(a)和 5(b)为大鼠肠道肛门附近的血管结构图,图 5(e)和 5(f)为距离大鼠肠道肛门约 1 cm 处的血管结构图。可以看出,在同样光强 (200 nJ) 的条件下,射频自相干解调的信号更强,能看到的微小血管

更多,具有更高的信噪比。将图 5(a)和 5(b)中白色虚线框位置处的数据提取出来,得到图 5(c),将图 5(e)和 5(f)中白色虚线框位置处的数据提取出来,得到图 5(g)。可以发现,相比于参考本振源解调技术,射频自相干解调技术能将图像信噪比提升 4 dB 以上。

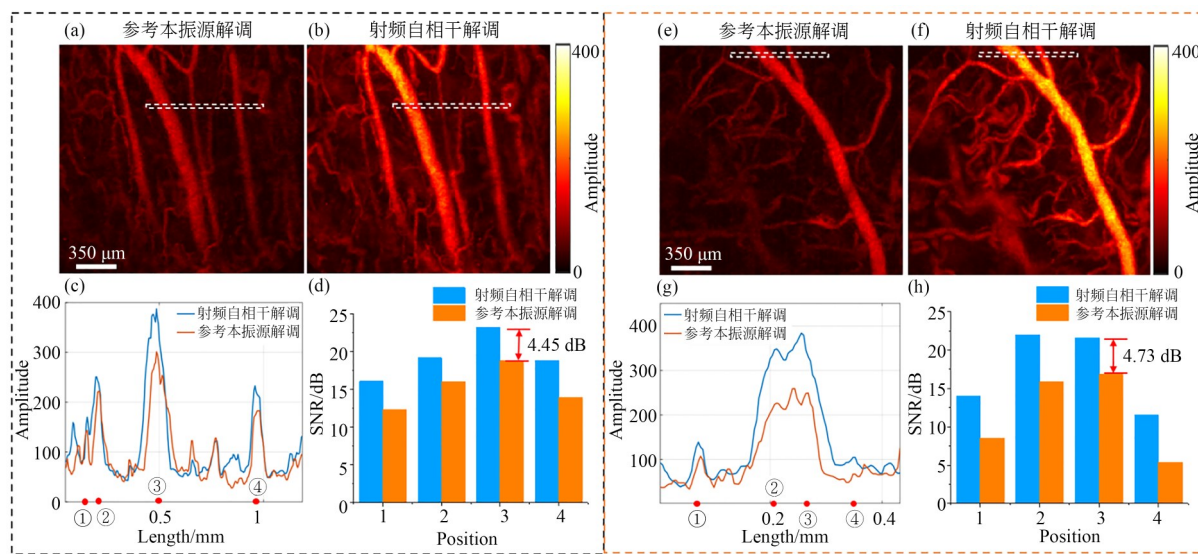


图 5 肠道不同位置的成像结果及信噪比对比。(a)、(b)为肛门附近的血管结构,(e)、(f)为距离肛门约 1cm 处的血管结构图,(c)为从(a)、(b)白色框提取的信号强度数据,(g)为从(e)、(f)白色框提取的信号强度数据,(d)为(c)中①②③④分别对应的纵坐标处的信噪比,(h)为(g)中①②③④分别对应的纵坐标处的信噪比

Fig. 5 Comparison of imaging results and SNR at different intestinal locations. (a), (b) are vascular structures near the anus, (e), (f) are vascular structures about 1cm from the anus, (c) Signal strength data extracted from white boxes (a) and (b), (g) Signal strength data extracted from white boxes (e) and (f), (d) is the signal-to-noise ratio at the ordinate corresponding to points ①, ②, ③, and ④ in (c), (h) is the signal-to-noise ratio at the ordinate corresponding to points ①, ②, ③, and ④ points in (g)

4 结 论

为了提升光纤超声传感系统的灵敏度以及光纤光声成像的信噪比,本文分析了参考本振源解调技术的原理。为了进一步提升超声信号探测能力,提出射频自相干解调技术方案,介绍了该方案的原理及优势之处。接着,对两种解调技术的信噪比进行理论分析,分析发现,射频自相干解调引入了传递函数 $H(\Omega)$,在 10~45 MHz 区间中,传递函数 $H(\Omega) > 1$,且相比于参考本振源解调,射频域自相干解调不需要外部提供信号源进行下变频,具有更低的采集噪声,因此,射频域自相干解调具有更高的信噪比。进一步比较了

两种解调技术下的超声传感系统的性能,结果表明,射频域自相干解调技术能够显著提升系统性能。具体来说,该技术在 8~32 MHz 这一较宽的频率内将可检测的最小声压 (NEP) 降低至 5.7 Pa。相比之下,参考本振源解调方法测得的 NEP 值为 9.0 Pa,由此表明射频域自相干解调在提高系统对微弱信号的检测能力方面具有明显优势。最后进行了活体大鼠肠道表面光声成像实验,实验结果表明,相比于参考本振源解调技术,射频自相干解调技术能将图像信噪比提升 4 dB 以上。

光纤超声传感器因体积小、灵敏度高,在光声可穿戴、光声内窥成像等对器件体积要求高的成像技术中有着巨大的应用潜力,将光纤

传感器与高性能的超声传感系统结合,能得到更高质量的图像以及更多图像信息。本文研究结

果为进一步提升光纤光声成像系统的探测能力以及获得高质量图像奠定了理论与技术基础。

参考文献:

- [1] CAO R, ZHAO J J, LI L, *et al.* Optical-resolution photoacoustic microscopy with a needle-shaped beam [J]. *Nature Photonics*, 2023, 17(1): 89-95.
- [2] CAO R, NELSON S D, DAVIS S, *et al.* Label-free intraoperative histology of bone tissue *via* deep-learning-assisted ultraviolet photoacoustic microscopy [J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2023, 7(2): 124-134.
- [3] HUANG B X, WONG T T W. Review of low-cost light sources and miniaturized designs in photoacoustic microscopy[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2024, 29(Suppl 1): S11503.
- [4] SEONG D, LEE E, KIM Y, *et al.* Three-dimensional reconstructing undersampled photoacoustic microscopy images using deep learning [J]. *Photoacoustics*, 2023, 29: 100429.
- [5] SONG W, YANG F, MIN C J, *et al.* Toward ultrasensitive, broadband, reflection-mode *in vivo* photoacoustic microscopy using a bare glass[J]. *Laser & Photonics Reviews*, 2023, 17(1): 2200030.
- [6] LE T D, MIN J J, LEE C. Enhanced resolution and sensitivity acoustic-resolution photoacoustic microscopy with semi/unsupervised GANs[J]. *Scientific Reports*, 2023, 13(1): 13423.
- [7] YAO J J, KIM C, KOLIOS M, *et al.* Editorial: Breaking the speed limits in photoacoustic microscopy[J]. *Photoacoustics*, 2023, 32: 100541.
- [8] LY C D, NGUYEN V T, VO T H, *et al.* Full-view *in vivo* skin and blood vessels profile segmentation in photoacoustic imaging based on deep learning [J]. *Photoacoustics*, 2022, 25: 100310.
- [9] ZHANG H F, MASLOV K, STOICA G, *et al.* Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive *in vivo* imaging [J]. *Nature Biotechnology*, 2006, 24(7): 848-851.
- [10] NASIRIAVANAKI M, XIA J, WAN H L, *et al.* High-resolution photoacoustic tomography of resting-state functional connectivity in the mouse brain [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2014, 111(1): 21-26.
- [11] CHO S W, NGUYEN V T, DISPIRITO A, *et al.* Sounding out the dynamics: a concise review of high-speed photoacoustic microscopy [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2024, 29 (Suppl 1) : S11521.
- [12] LI Y, LIN R Q, LIU C B, *et al.* *In vivo* photoacoustic/ultrasonic dual-modality endoscopy with a miniaturized full field-of-view catheter[J]. *Journal of Biophotonics*, 2018, 11(10): e201800034.
- [13] ZHANG C, ZHAO H X, XU S, *et al.* Multiscale high-speed photoacoustic microscopy based on free-space light transmission and a MEMS scanning mirror[J]. *Optics Letters*, 2020, 45(15): 4312-4315.
- [14] WANG Z Y, YANG F, CHENG Z W, *et al.* Quantitative multilayered assessment of skin lightening by photoacoustic microscopy [J]. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 2022, 12(1): 470-480.
- [15] ZHU X Y, HUANG Q, DISPIRITO A, *et al.* Real-time whole-brain imaging of hemodynamics and oxygenation at micro-vessel resolution with ultrafast wide-field photoacoustic microscopy [J]. *Light, Science & Applications*, 2022, 11(1): 138.
- [16] SHAN Y X, DONG Y S, SONG W, *et al.* Spectroscopically resolved photoacoustic microscopy using a broadband surface plasmon resonance sensor [J]. *Applied Physics Letters*, 2022, 120 (12) : 123701.
- [17] FANG H, WANG L V. M-mode photoacoustic particle flow imaging[J]. *Optics Letters*, 2009, 34(5): 671-673.
- [18] TANG Y Q, LIU W, LI Y, *et al.* Concurrent photoacoustic and ultrasound microscopy with a coaxial dual-element ultrasonic transducer[J]. *Visual Computing for Industry, Biomedicine, and Art*, 2018, 1(1): 3.
- [19] LI Y, WONG T T W, SHI J H, *et al.* Multifocal photoacoustic microscopy using a single-element ultrasonic transducer through an ergodic relay [J]. *Light, Science & Applications*, 2020, 9: 135.
- [20] LIU C, WANG L D. Functional photoacoustic microscopy of hemodynamics: a review[J]. *Biomedical Engineering Letters*, 2022, 12(2): 97-124.
- [21] WANG T X, CAO R, NING B, *et al.* All-opti-

- cal photoacoustic microscopy based on plasmonic detection of broadband ultrasound[J]. 2015, 107(15): 153702.
- [22] WESTERVELD W J, MAHMUD-UL-HASAN M, SHNAIDERMAN R, *et al.* Sensitive, small, broadband and scalable optomechanical ultrasound sensor in silicon photonics[J]. *Nature Photonics*, 2021, 15: 341-345.
- [23] ZHANG E, LAUFER J, BEARD P. Backward-mode multiwavelength photoacoustic scanner using a planar Fabry-Perot polymer film ultrasound sensor for high-resolution three-dimensional imaging of biological tissues[J]. *Applied Optics*, 2008, 47(4): 561-577.
- [24] GUGGENHEIM J A, LI J, ALLEN T J, *et al.* Ultrasensitive Plano-concave optical microresonators for ultrasound sensing[J]. *Nature Photonics*, 2017, 11: 714-719.
- [25] LIANG Y Z, FU W B, LI Q, *et al.* Optical-resolution functional gastrointestinal photoacoustic endoscopy based on optical heterodyne detection of ultrasound[J]. *Nature Communications*, 2022, 13(1): 7604.
- [26] ZHONG X X, LIANG Y Z, WANG X Y, *et al.* Free-moving-state microscopic imaging of cerebral oxygenation and hemodynamics with a photoacoustic fiberscope[J]. *Light, Science & Applications*, 2024, 13(1): 5.
- [27] LIANG Y Z, JIN L, WANG L D, *et al.* Fiber-laser-based ultrasound sensor for photoacoustic imaging[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 40849.
- [28] GUAN B O, JIN L, MA J, *et al.* Flexible fiber-laser ultrasound sensor for multiscale photoacoustic imaging[J]. *Opto-Electronic Advances*, 2021, 4(8): 200081.

作者简介:



刘付武兴(1999—),男,广东茂名市人,硕士研究生,2022年于广东技术师范大学获得学士学位,主要从事生物光子学与生物医学成像领域的研究。E-mail: lf13169764648@163.com

通讯作者:



梁贻智(1988—),男,广东韶关人,副研究员,硕士生导师,国家优秀青年科学基金获得者,2011年于广东工业大学获得学士学位,2017年于暨南大学获得博士学位,主要从事生物医学光子学领域的研究。E-mail: liangyizhi88528@gmail.com