

光纤光声显微成像的噪声特性分析与信噪比提升研究

黄杰, 梁贻智*, 仲晓轩, 金龙, 关柏鸥

暨南大学光子技术研究院广东省光纤传感与通信技术重点实验室, 广东 广州 510632

摘要 光纤光声成像技术利用光纤传感器来探测由激光脉冲在生物体内激发出的超声波, 从而实现对目标组织成分的高对比度成像。光纤超声传感系统的噪声特性是成像信噪比的决定性因素之一, 本研究团队详细分析了超声敏感元件——正交双频光纤激光器与光放大器、光电探测器及数据采集模块等各环节对噪声的贡献, 同时分析了系统噪声、拍频信号功率和频率噪声与光功率(或者光电流)之间的关系。研究结果表明, 通过光放大器提升注入光探测器的光功率能够显著提升光纤传感系统的信噪比, 当注入光探测器的光功率达到 10 mW 以上时, 拍频信号频率抖动的均方值可由 74 kHz 降低到 44 kHz, 在 50 MHz 带宽内提供的噪声等效声压由 32.9 Pa 降低到 19.5 Pa, 信噪比提升 4.5 dB。进一步, 本研究团队基于光纤超声传感器构造了光纤光声显微镜, 并采用该显微镜对小鼠耳部血管进行活体成像, 结果发现提升信号光功率能够显著增强图像的信噪比。

关键词 医用光学; 光声显微成像; 光纤超声传感器; 噪声特性

中图分类号 R319; TH744

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL202249.1507204

1 引言

光声成像是近几年迅速发展起来的新型医学成像技术, 它将脉冲激光注入生物组织, 然后将吸收的激光能量以非辐射弛豫的方式转化成局域瞬时热膨胀并激发出超声波, 通过对超声信号进行探测就可以还原目标组织的结构^[1-12]。与其他成像方式相比, 光声成像技术具有以下优点: 1) 可以采集不同目标成分的高对比度的空间分布信息, 如, 通过选择不同的激发波长, 利用生物体内源性吸收对血红蛋白、脂肪等物质成分进行有选择性的高对比度成像, 也可以通过注入外源性造影剂对肿瘤等目标病灶进行成像^[13]; 2) 能够根据不同物质在吸收谱上的差异进行功能成像, 例如利用不同血氧饱和度下血红蛋白吸收谱的差异获得目标组织的血氧代谢功能信息^[14]; 3) 通过光学/超声共聚焦结构的光声显微镜能够对氧化代谢过程进行高空间分辨率观察, 例如, 美国华盛顿大学(圣路易斯)利用光声显微成像技术对麻醉与清醒状态下的小鼠大脑进行功能及氧化代谢成像^[15], 中山大学利用光声显微成像技术观察了小鼠耳部血管在肿瘤治疗期间的变化过程^[11], 厦门大学利用光声显微成像技术实现了对小鼠缺血性脑卒中早期阶段结构和功能变化的监测^[16]。已有研究成果表明, 光声成像与光声显微成像技术为肿瘤、脑卒中等重大疾病提供了新的影像学手段, 在医学研究与

疾病诊断方面具有广阔的应用前景。

典型的光声显微镜采用压电式超声换能器对微弱的光致超声信号进行探测^[17-21], 借助超声聚焦来提升探测灵敏度; 但是, 受压电材料所限, 其探测灵敏度与器件尺寸存在着制约关系, 器件尺寸越小, 灵敏度就越低。以奥林巴斯公司生产的冠脉介入用压电换能器为例, 直径 1 mm 的换能器的最小可探测声压为 1800 Pa, 其灵敏度远不如块状聚焦式压电换能器。因此, 小型化光声显微镜的成像能力及其在生物学上的应用受到了很大制约, 无法以小巧柔性探头伸入体内消化道对疾病组织的氧化代谢状况进行成像, 也难以佩戴在实验动物头上对其脑活动进行观察。

从能量转化的角度来看, 传统压电传感器借助压电材料将超声信号转化成电信号, 能量转化效率有限; 而光学传感器利用超声对光信号的调制效果进行探测, 以光为“杠杆”来获得极大的灵敏度提升。因此, 近年来, 如何利用光纤、光学微腔等光学元件对微弱超声信号进行探测成为研究人员关注的课题^[22-24]。光学超声传感器利用超声引起的光强、偏振态、特征波长变化或光束偏移角度等响应进行探测, 例如: 1) 光学功能表面型超声传感器基于超声波引起的表面等离子体共振条件变化来影响光束反射率, 通过检测反射光强变化实现对超声信号的探测; 但这一技术对入射光角度有相当严格的要求, 噪声等效声压在 1 kPa 量级, 信噪比

收稿日期: 2021-10-19; 修回日期: 2021-12-01; 录用日期: 2021-12-13

基金项目: 国家自然科学基金(61860206002, 61775083, 61805102)、广东珠江团队项目(2019BT02X105)、广东省科技计划项目(2020A0505100044, 2020A0505140005)、广州市科技计划项目(201904020032)

通信作者: *liangyizhi88528@gmail.com

有待提升^[25]。2) 光学微腔型超声传感器由环形波导和直总线波导组成, 当超声作用到光学微腔上时就会导致腔发生形变或折射率发生变化, 从而引起谐振峰漂移, 通过检测谐振峰的漂移量就可以实现对超声信号的还原, 其噪声等效声压可以达到 6.8 Pa ^[24]; 但该传感器容易受到外界干扰, 灵敏度输出不稳定。3) 法布里-珀罗(F-P)干涉型超声传感器是在光纤端面构造的微型谐振腔, 当受到超声波作用时, 腔内光程改变, 引起透射谱漂移, 通过检测光谱漂移就能还原超声信息, 其噪声等效声压可以达到 20 Pa ^[26-27]; 但这种技术在扫描时需要进行波长锁定和校准, 成像速度较慢。

本研究团队前期研制了一种新型的高灵敏度光纤超声传感器, 该传感器可以通过探测声致激光频率的变化实现超声探测, 并已被成功地应用于活体光声成像^[9-10, 28]。这一技术方案具有以下特点: 1) 以正交双频光纤激光器作为超声敏感元件, 利用光纤激光器在医用超声频段($1 \sim 50 \text{ MHz}$)极低的噪声获得高信噪比; 2) 通过两正交模式之间的拍频将激光频率的变化转移到射频频段, 然后对频移进行测量, 解调成本更低, 具有工程化应用前景; 3) 拍频信号仅对医用频段的超声信号具有高灵敏度, 对温度、振动等低频扰动具有天然的抗干扰能力, 在对活体生物成像时具有稳定的性能输出。

出于安全性考虑, 光声成像所允许的激发光强十分有限, 根据美国国家标准协会(ANSI)制定的通用标准, 在可见光波段被允许的最高光强仅为 20 mW/cm^2 。要想在有限的激发光强下对微弱的光致超声信号有足够的探测灵敏度, 光纤传感器就必须具有足够高的探测能力。在光纤超声传感系统中, 光源、光放大器、光探测器及信号解调采集模块等各个环节均有可能引入噪声, 因此, 分析整个链路的噪声机理并进一步给出切实可行的信噪比提升方案显得尤为重要。本文分析了光纤超声探测系统中各环节的噪声贡献机理, 发现通过提升光探测器的注入光强能够显著降低噪声。本文研究表明, 当注入光探测器的信号光功率较高时(高于 10 mW), 拍频信号的频率噪声均方差由 74 kHz 降低至 44 kHz 左右, 能够在 50 MHz 带宽下提供的最小探测声压由 32.9 Pa 降低到 19.5 Pa 。进一步, 本课题组基于光纤超声传感器构造了小型化光纤光声显微镜, 并采用该显微镜对活体小动物进行了高分辨率光声成像, 成像结果表明提升信号光的强度能够显著提升成像的信噪比。

2 实验装置与噪声特性分析

2.1 光纤超声传感系统

图 1(a)所示为实验采用的超声敏感元件——正交双频光纤激光器, 该激光器通过在光敏性钕共掺光纤(EY305)中刻写两个波长相匹配的高反射率光纤 Bragg 光栅制备而成。激光器的有效腔长由两光栅

间距决定, 约为 4 mm 。当注入泵浦光时, 激光腔的两正交偏振方向上均产生单纵模激光输出。由于增益光纤的纤芯在结构上存在一定的几何非对称性, 具有微弱的本征双折射, 因此, 激光器输出的两正交模式在激光频率上略有差别。这两束激光输入到光电探测器时会通过差拍产生拍频信号^[29], 该拍频信号为

$$\Delta f = |f_x - f_y| = \frac{c}{n\lambda} B, \quad (1)$$

式中: f_x 、 f_y 分别为 x 、 y 两个方向上的激光频率; n 为光纤在两个正交方向上的平均有效折射率; $B = |n_x - n_y|$ 为光纤的模式双折射; c 为真空中的光速; λ 为激光波长。典型的拍频频率为 2 GHz 左右。

超声波作为一种压力波, 作用到光纤上时能够使光纤发生细微的形变, 导致光纤激光器腔内双折射发生改变, 并引起拍频信号的频率发生变化, 通过对声致拍频的变化量进行解调就能对入射超声信号进行还原。因此, 该超声探测系统本质上是一个调频解调系统, 其载频为激光器两正交模式产生的拍频信号 Δf , 调制信号频率为超声波频率, 而且在一阶微扰近似下, 频率调制量的大小与超声波声压呈正比。

图 1(b)所示为光纤超声传感系统示意图。采用 980 nm 半导体激光器和 $980 \text{ nm}/1550 \text{ nm}$ 波分复用器为超声敏感元件——正交双频光纤激光器提供泵浦光, 掺铒光纤激光器通过吸收 980 nm 泵浦光使电子发生能级跃迁, 电子经自发辐射后发生受激辐射跃迁并释放出波长为 1550 nm 的光子, 光子通过一对波长匹配的 Bragg 光栅(作为谐振腔)实现激光输出^[30]。由于弛豫振荡、泵浦噪声、腔损耗以及外界扰动等的影响, 激光器本身具有固有噪声。光纤激光器发出的携带超声调制信息的光信号通过掺铒光纤放大器(OA-E-D-C-26-20-P-L-1-FA)进行功率调谐, 光放大器中存在自发辐射(ASE)并引入了额外的噪声。通过可调光衰减器(VOA)对光放大器的输出功率进行调谐。采用光电探测器(DSC50S-HLPD-39-FC/UPC-SMA-2)对光信号进行探测并输出射频信号, 该探测器能够提供较大的线性输出范围。光探测器中同时存在热噪声与散粒噪声, 热噪声是由载流子热运动导致的电流或电压随机起伏引起的, 而散粒噪声则是由电荷载流子的不连续性以及电子杂乱无章的反射形成的电流涨落引起的。采用数据采集系统(PXIe-5646R)对射频信号进行采集并处理, 数据采集系统中存在着由混频系统、电放大器、数据采集卡以及其他电子元器件引起的噪声。

本课题组采用 I/Q 解调方式还原超声信号, 其主要过程是: 先对激光拍频信号分别乘以频率与射频信号相同且相位相差 90° 的两个本振信号, 得到一组正交变频信号, 并采用双通道采集卡采集两路信号; 然后通过 $\varphi(t) = \arctan [Q(t)/I(t)]$ 计算信号相位信息; 最后通过 $\Delta f = d\varphi(t)/dt$ 计算拍频信号的频率。

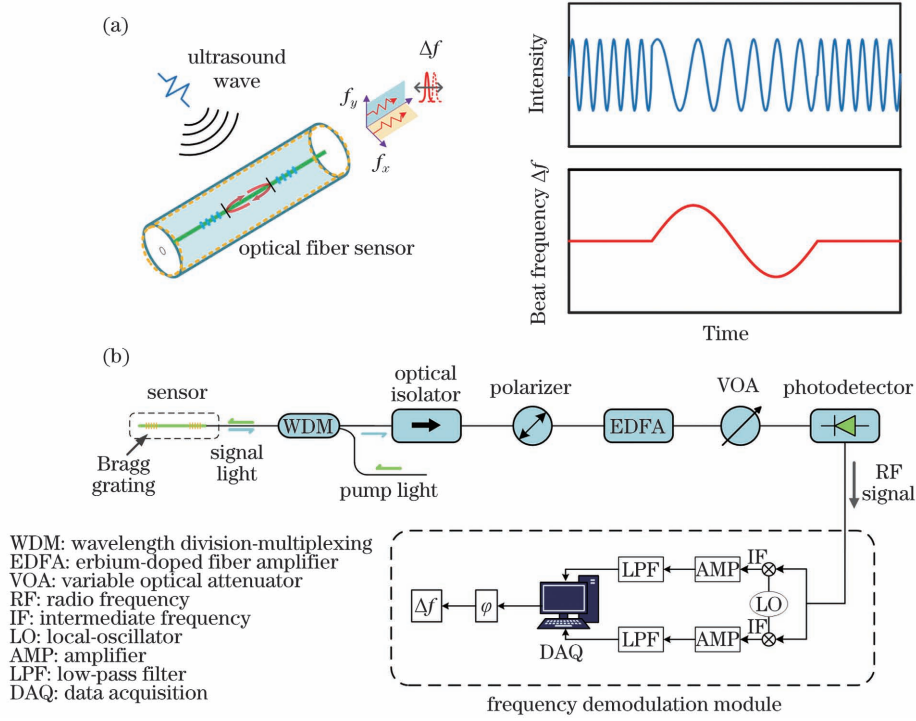


图 1 光纤超声传感系统。(a) 传感器及超声探测原理; (b) 光纤传感系统图

Fig. 1 Optical fiber ultrasonic sensing system. (a) Sensors and principle of ultrasonic detection; (b) optical fiber sensing system

2.2 噪声特性研究

当一束激光输入到光电探测器上时,就会在光电探测器上产生光电流,光电流 I_{dc} 与输入光功率 P_{opt} 之间的关系可以表示为

$$I_{dc} = \alpha P_{opt}, \quad (2)$$

式中: α 为光电探测器的响应度, $\alpha = 0.455 \text{ A/W}$, 其值为实验测量所得。拍频信号功率 P_{rf} 与光电流 I_{dc} 之间的关系为

$$P_{rf} = R \beta I_{dc}^2, \quad (3)$$

式中: β 为光电流到拍频功率的转换因子, $\beta = 0.06$, 该值同样为实验测量所得; R 为光电探测器的电阻, $R = 50 \text{ } \Omega$ 。

本文描述的超声探测系统为频率调制系统,其频率噪声 Δf_{noise} 可以表示为^[31]

$$\Delta f_{noise} = B_{FM} \sqrt{\frac{n_0 B_{FM}}{3P_{rf}}}, \quad (4)$$

式中: n_0 表示系统噪声; B_{FM} 为探测带宽。在固定的探测带宽 B_{FM} 下,频率噪声 Δf_{noise} 与拍频信号能量 P_{rf} 的平方根呈反比关系,即, P_{rf} 越大, Δf_{noise} 越小,但这并不意味着可以依靠无限制地增大拍频信号功率来降低噪声。当 P_{rf} 增大到一定程度时,系统输入光功率、光电流的增大将会带来更大的系统噪声。同时,光电探测器也具有一定的饱和输入功率。本课题组的前期研究表明,该传感器对超声声压的灵敏度是固定的,约为 2.25 MHz/kPa 。要想获得更高的信噪比,需要明晰噪声的主要来源,明确系统噪声 n_0 及频率噪声 Δf_{noise} 与输入光功率 P_{opt} (或光电流 I_{dc}) 之间的关系,

并有针对性地降噪声。

超声探测系统噪声 n_0 主要来自光纤激光器(实验中的超声敏感元件)的固有噪声 n_{sen} 、光纤放大器的自发辐射噪声 n_{edfa} 、光电探测器的热噪声 n_{th} 和散粒噪声 n_{sh} 、数据采集系统的噪声 n_{acq} , 这些噪声都是白噪声^[32-34]。本文将总噪声表示为

$$n_0 = n_{sen} + n_{edfa} + n_{th} + n_{sh} + n_{acq}, \quad (5)$$

其中, n_{sen} 、 n_{edfa} 、 n_{th} 、 n_{sh} 、 n_{acq} 分别表示为

$$n_{sen} + n_{edfa} = -156.3 + 20 \lg(I_{dc}), \quad (6)$$

$$n_{th} = kT = -174, \quad (7)$$

$$n_{sh} = -168 + 10 \lg(I_{dc}) + 2H_{pd}, \quad (8)$$

$$n_{acq} = \begin{cases} -157.5 + 3I_{dc}, & P \leq -25 \text{ dBm} \\ -148.6 + I_{dc}, & P > -25 \text{ dBm} \end{cases} \quad (9)$$

$n_{sen} + n_{edfa}$ 与 I_{dc}^2 呈正比关系,如式(6)所示;热噪声 n_{th} 与温度有关(k 为常数),在实验室内可以认为温度 T 保持在 290 K ,此温度下的热噪声如式(7)所示;光探测器的散粒噪声 n_{sh} 与 I_{dc} 呈正比,如式(8)所示,其中 H_{pd} 为光电探测器的响应度传递函数^[35], $H_{pd} = 0.7 \text{ dB}$;数据采集系统的噪声与系统内部放大器的放大倍数有关,通过放大器进行自动适配,使拍频信号达到采集卡满量程,而不同功率的拍频信号可以用不同的光电流来表示,最终数据采集系统的噪声可表示为式(9)。

图 2 展示了上述各种噪声随输入光功率(及光电流)的变化,均基于式(6)~(9)计算得到。由计算结果可以看出,光电探测器的热噪声和散粒噪声在总系统噪声中的占比很小,系统噪声主要由光纤激光器、光放大器、数据采集系统的噪声决定。在输入光功率较小

(图 2 中的区域 1, 小于 8.5 mW 时) 的情况下, 数据采集系统噪声在总系统噪声中的占比较大, 是噪声的主要来源; 在输入光功率较大 (图 2 中的区域 2, 高于 8.5 mW 时) 的情况下, 光纤激光器和光放大器噪声在总系统噪声中的占比较大, 对噪声具有主要贡献。

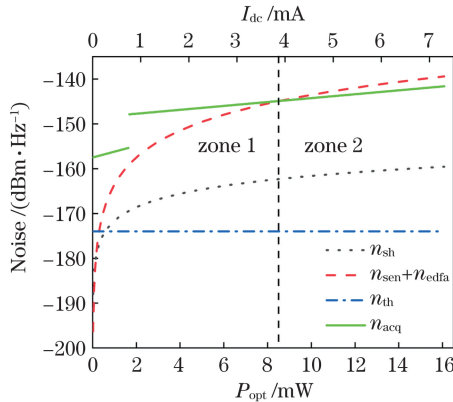


图 2 不同噪声随输入光功率(光电流)变化的计算结果
Fig. 2 Calculated noises versus input optical power (or photocurrent)

在实验中, 本课题组表征了系统在不同注入光功率(光电流)下的噪声特性。首先将光纤激光器输出的信号光输入到掺铒光纤放大器(EDFA)中进行放大; 然后调节可变光学衰减器(VOA), 控制注入光电探测器上的激光功率, 从光电探测器上读出光电流的大小; 最后在数据采集系统上读出拍频信号的功率及噪声大小。

图 3 为系统噪声、拍频信号功率、频率噪声随光功率和光电流的变化曲线。从图 3(a) 中可以看出, 系统

噪声 n_0 随着光电流 I_{dc} 的增加而增加。其原因有以下几个方面: 1) 当输入光功率较小时, 如图 2 中区域 1 所示, 由光纤激光器和光放大器产生的噪声信号的占比小, 而此时的光电流较小, 光电探测器的热噪声和散粒噪声同样占比较小, 系统噪声主要由数据采集系统决定。2) 当光电流较大时, 如图 2 中区域 2 所示, 光纤激光器和光放大器的噪声对系统噪声有很大影响, 并且此时是光电探测器的散粒噪声占主导地位, 散粒噪声与光电流呈正比, 但此时的散粒噪声、热噪声占比较小; 与采集系统噪声相比, 此时光纤激光器、光放大器的噪声占主导地位。图 3(b) 展示了拍频信号功率随光功率、光电流的变化趋势, 结果表明, 拍频功率 P_{rf} 与 I_{dc}^2 呈正比关系, 但后续随着光电探测器趋于饱和, 拍频功率将不再增大。图 3(c) 展示了频率噪声随光电流、光功率的变化趋势。随着输入光功率增加, 系统噪声 n_0 与拍频信号功率 P_{rf} 均呈上升趋势; 在输入光功率较低时, P_{rf} 曲线上升得很快而且斜率很大, 而 Δf_{noise} 呈急速下降的趋势; 随着输入光功率继续增加, P_{rf} 的上升趋势逐渐变缓, 但仍大于 n_0 的上升趋势, Δf_{noise} 则仍呈下降的趋势, 但下降趋势逐渐变缓; 当输入光功率增加到大于 10 mW 时, n_0 、 P_{rf} 的上升趋势保持一致, Δf_{noise} 降到最低, 此时频率噪声 Δf_{noise} 的均方值基本保持在 44 kHz。若进一步增大输入光功率并接近光电探测器的饱和状态时, 信噪比可能会由于光电探测器探测效率的降低而降低, 因此在实验中要避免光电探测器输入光功率过高。

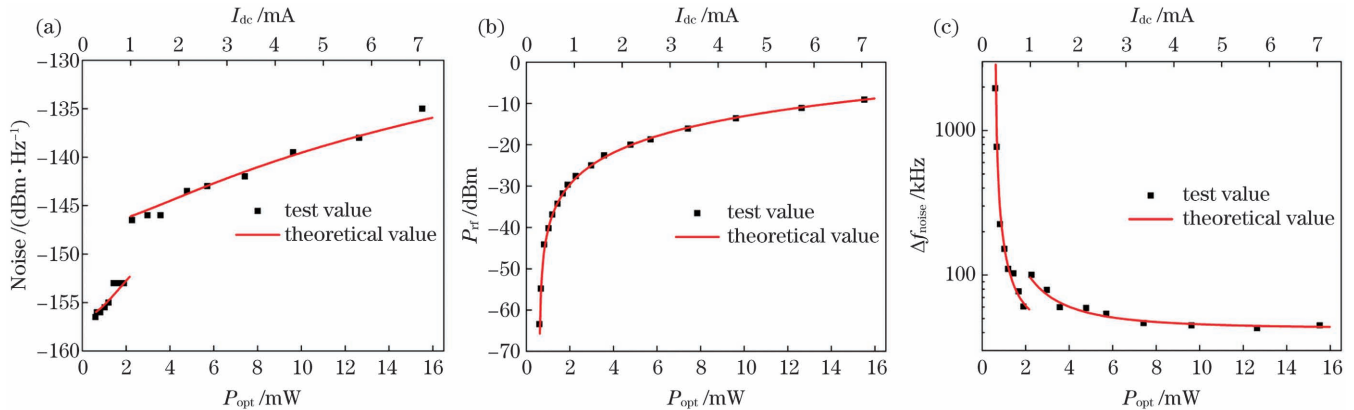


图 3 传感系统噪声 n_0 、拍频信号功率 P_{rf} 、频率噪声 Δf_{noise} 随光功率 P_{opt} 、光电流 I_{dc} 变化的测量结果。(a) 系统噪声 n_0 ; (b) 拍频信号功率 P_{rf} ; (c) 频率噪声 Δf_{noise}

Fig. 3 Measured sensor system noise n_0 , beat signal power P_{rf} , and frequency noise Δf_{noise} versus optical power P_{opt} and photocurrent I_{dc} . (a) System noise n_0 ; (b) beat signal power P_{rf} ; (c) frequency noise Δf_{noise}

3 光声成像实验

光纤光声成像的信噪比直接决定了光纤超声传感系统的探测能力。为了验证传感器信噪比对成像质量的影响, 并通过参数优化获得尽可能高的成像质量, 本课题组对典型生物组织——小鼠耳部血管进行了活体光声成像实验。图 4 为光纤光声显微成像系统图。在

实验中, 激发光传导光纤和光纤超声传感器并排紧密放置, 共同组成小型探头; 探头置于水槽中, 水槽底部开有小孔并铺有保鲜膜, 小鼠耳朵与保鲜膜直接接触, 以保证超声信号的低损耗传播。采用 980 nm 光源作为泵浦光, 采用输出波长为 532 nm 的纳秒脉冲激光器(AO-S-532-50 μ J)作为激发光源, 激光重复频率为 1 kHz, 光脉冲能量为 380 nJ, 脉宽为 1.8 ns。激光束

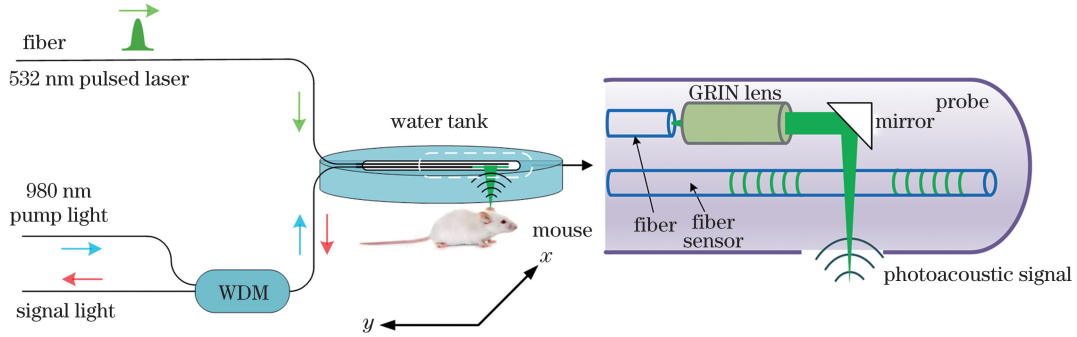


图 4 光纤光声成像系统示意图

Fig. 4 Schematic of fiber-based photoacoustic imaging system

经由空间耦合进入传导光纤(HB450-SC)中,在光纤端面熔接一块 GRIN 镜对光束进行聚焦,聚焦后的激光束被反射到小鼠耳朵上。脉冲光激发出的超声波传播到探头上并由光纤超声传感器进行探测。采用步进电机对探头进行二维扫描并逐点探测光声信号,就可以获得二维成像结果,扫描步长为 $5 \mu\text{m}$,扫描范围为 $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ 。由于系统步进电机、激光器和采集卡工作时需要遵循严格的信号同步,因此本课题组采用现场可编程逻辑门阵列(FPGA)板卡来输出同步时钟信号。本次开展的动物实验已获暨南大学实验动物管理中心批准并在其监管下进行。

图 5 展示了活体光声成像结果。实验中使用的激发光光强满足 ANSI 安全标准,表明本文传感器具有

很强的超声探测能力。通过调整光纤衰减器,在不同的输入光功率下对同一小鼠耳朵进行光纤光声显微成像实验。从图 5 中可以看出:当输入光功率为 15.7 mW 和 10.5 mW 时,图像的信噪比基本一致,此时频率噪声峰峰值为 110 kHz 左右(均方值为 44 kHz),对应的噪声等效声压为 19.5 Pa ;当输入光功率降低到 1.7 mW 时,如图 5(c)所示,频率噪声峰峰值为 185 kHz (均方值为 74 kHz),对应的噪声等效声压为 32.9 Pa ,图像噪声、信噪比和噪声等效声压明显恶化。图 5(d)展示了提取出的不同输入光功率下的 B-scan 结果(二维图像中的一行),此图表明不同输入光功率下获得的信号强度几乎无差别,但噪声差异较大,输入光功率降低到 1.7 mW 时背景噪声强度升

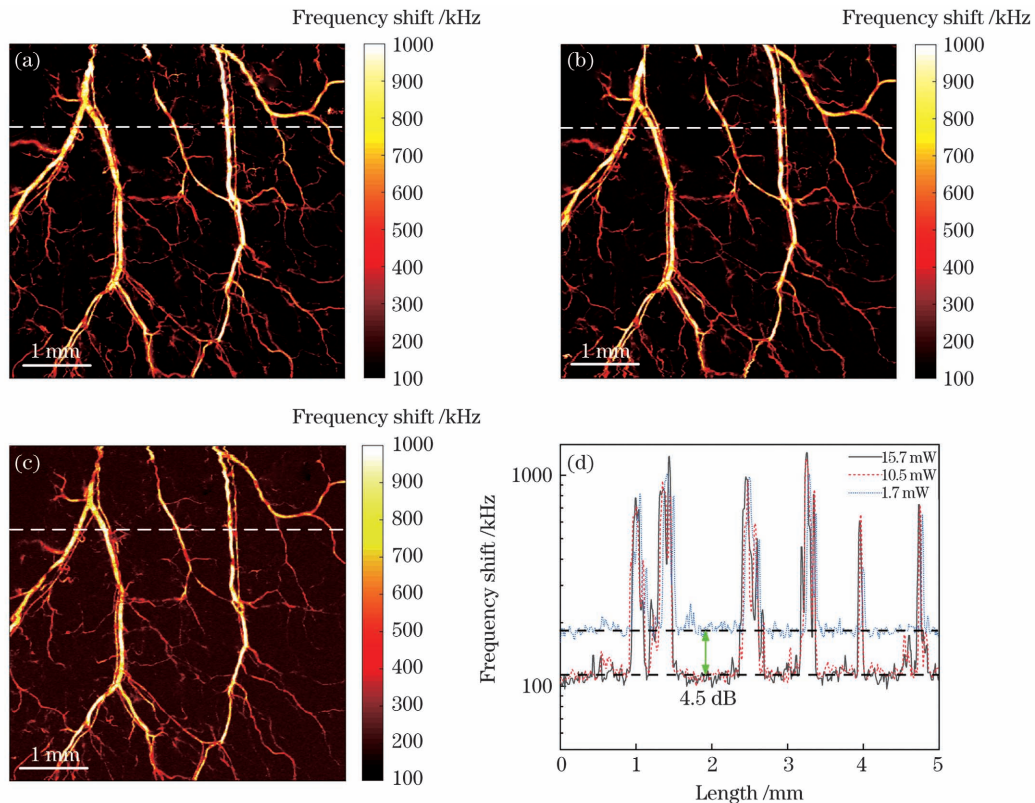


图 5 不同输入光功率下小鼠耳朵的光声显微成像实验结果。(a) 15.7 mW ; (b) 10.5 mW ; (c) 1.7 mW ; (d) 沿着虚线的 B-scan 结果

Fig. 5 Photoacoustic microscopic results of a mouse ear with different input optical powers. (a) 15.7 mW ; (b) 10.5 mW ; (c) 1.7 mW ; (d) B-scan results along the dotted lines

高,信噪比相比 15.7 W 输入光功率时降低了 4.5 dB。以上实验结果表明,要想获得高质量的光声成像结果,须设法降低信号光的传输损耗,使信号光尽量以高功率注入光探测器,以保证超声探测的高信噪比。

由前面的分析可知:系统噪声主要受光纤激光器、光放大器以及采集系统的影响。同时,光学链路中的损耗对传感系统噪声有较大影响,而在实际的光声成像应用中,如内窥镜成像以及小动物可穿戴成像应用中,都会不可避免地使用光滑环等器件,这些器件会给传感系统带来一定损耗。由理论分析和实验结果可以看出,将损耗控制在 3 dB 以内才不会对信噪比产生显著影响,否则需要对光传输损耗进行补偿。可以通过以下方法来继续降低噪声以及提升光声成像系统对光学损耗的容忍度:1)改进光纤激光器的制作工艺,通过高温退火等措施达到消除热应力、提高激光器输出信噪比的目的;2)更换噪声系数更低、放大倍数更高的光放大器,甚至更换增益光纤材料,以提升光纤激光器本身的输出光强,最终做到无需使用光放大器;3)使用位数更大、分辨率更高的数据采集卡,以降低采集卡的量化噪声,提高信噪比。

4 结 论

本文详细研究了影响光纤光声成像质量的噪声特性与机理,结果发现光纤超声传感系统噪声 n_0 、拍频信号频率噪声 Δf_{noise} 与输入光功率 P_{opt} 之间存在依赖关系。理论与实验研究表明,通过光放大器提升注入到光探测器的信号光强度能够有效降低拍频信号的频率噪声,提升光纤光声成像的信噪比:当输入光功率从 1.7 mW 提升到 15.7 mW 时,频率噪声峰峰值由 185 kHz 降低到 110 kHz,噪声等效声压(以均方值计算)由 32.9 Pa 降低到 19.5 Pa,图像信噪比提升 4.5 dB。

值得注意的是,本文的光纤光声成像系统能够避免环境(温度起伏)以及小鼠自身状态(肠道蠕动、呼吸、运动等)对成像结果的影响,这些外界因素会使光纤激光器的输出频率 f_x 、 f_y 发生相同的变化,并在拍频信号 f_b 上被抵消,因此传感系统能够在强扰动下保持稳定的信号输出。当然,在进行光声成像实验时,生物组织有可能会相对光纤传感器和成像探头的位置发生一定抖动,需要采用一定的技术手段加以解决,比如可以采用高重复频率激光光源或用扫描镜代替步进电机等措施来提高成像帧速。

与传统的光声成像技术相比,光纤光声成像已逐渐在内窥镜、可穿戴成像等体积受限场合下展现出一定的技术优势,能够为胃肠道癌症筛查与早期诊断、脑科学研究等提供新的影像学手段。本文研究结果为进一步提升光纤光声成像能力与成像质量奠定了理论与技术基础。

参 考 文 献

- [1] Lan B X, Liu W, Wang Y C, et al. High-speed widefield photoacoustic microscopy of small-animal hemodynamics [J]. *Biomedical Optics Express*, 2018, 9(10): 4689-4701.
- [2] Liu W, Zhou Y, Wang M, et al. Correcting the limited view in optical-resolution photoacoustic microscopy [J]. *Journal of Biophotonics*, 2018, 11(2): e201700196.
- [3] Guo Z J, Hu S, Wang L V. Calibration-free absolute quantification of optical absorption coefficients using acoustic spectra in 3D photoacoustic microscopy of biological tissue [J]. *Optics Letters*, 2010, 35(12): 2067-2069.
- [4] Kim J Y, Lee C, Park K, et al. Fast optical-resolution photoacoustic microscopy using a 2-axis water-proofing MEMS scanner [J]. *Scientific Reports*, 2015, 5: 7932.
- [5] Bi R Z, Balasundaram G, Jeon S, et al. Photoacoustic microscopy for evaluating combretastatin A4 phosphate induced vascular disruption in orthotopic glioma [J]. *Journal of Biophotonics*, 2018, 11(10): e201700327.
- [6] Rebling J, Estrada H, Gottschalk S, et al. Dual-wavelength hybrid optoacoustic-ultrasound biomicroscopy for functional imaging of large-scale cerebral vascular networks [J]. *Journal of Biophotonics*, 2018, 11(9): e201870156.
- [7] He Y, Shi J H, Maslov K I, et al. Wave of single-impulse-stimulated fast initial dip in single vessels of mouse brains imaged by high-speed functional photoacoustic microscopy [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2020, 25(6): 1-11.
- [8] Chen R M, He Y, Shi J H, et al. Transparent high-frequency ultrasonic transducer for photoacoustic microscopy application [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2020, 67(9): 1848-1853.
- [9] Liang Y Z, Jin L, Guan B O, et al. 2 MHz multi-wavelength pulsed laser for functional photoacoustic microscopy [J]. *Optics Letters*, 2017, 42(7): 1452-1455.
- [10] Liang Y Z, Liu J W, Wang L D, et al. Noise-reduced optical ultrasound sensor via signal duplication for photoacoustic microscopy [J]. *Optics Letters*, 2019, 44(11): 2665-2668.
- [11] Zhou H C, Chen N B, Zhao H X, et al. Optical-resolution photoacoustic microscopy for monitoring vascular normalization during anti-angiogenic therapy [J]. *Photoacoustics*, 2019, 15: 100143.
- [12] 龙晓云, 田超. 生物医学光声显微成像: 技术和应用进展 [J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207016.
Long X Y, Tian C. Biomedical photoacoustic microscopy: advances in technology and applications [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207016.
- [13] Brannon-Peppas L, Blanchette J O. Nanoparticle and targeted systems for cancer therapy [J]. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2004, 56(11): 1649-1659.
- [14] Liang Y Z, Liu H, Li Q, et al. Acoustic-spectrum-compensated photoacoustic microscopy [J]. *Optics Letters*, 2020, 45(7): 1850-1853.
- [15] Cao R, Li J, Ning B, et al. Functional and oxygen-metabolic photoacoustic microscopy of the awake mouse brain [J]. *NeuroImage*, 2017, 150: 77-87.
- [16] Lv J, Li S, Zhang J D, et al. *In vivo* photoacoustic imaging dynamically monitors the structural and functional changes of ischemic stroke at a very early stage [J]. *Theranostics*, 2020, 10(2): 816-828.
- [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] Chen B Z, Chu F T, Liu X Z, et al. AlN-based piezoelectric micromachined ultrasonic transducer for photoacoustic imaging

- [J]. Applied Physics Letters, 2013, 103(3): 031118.
- [20] 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.
- [21] 杨晨, 焦阳, 朱鑫乐, 等. 基于高灵敏换能器的光声显微成像技术[J]. 中国激光, 2020, 47(2): 0207035.
Yang C, Jiao Y, Zhu X L, et al. Photoacoustic microscopy based on highly sensitive ultrasound transducer [J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(2): 0207035.
- [22] Zhu X Y, Huang Z Y, Wang G H, et al. Ultrasonic detection based on polarization-dependent optical reflection [J]. Optics Letters, 2017, 42(3): 439-441.
- [23] Guggenheim J A, Li J, Allen T J, et al. Ultrasensitive plano-concave optical microresonators for ultrasound sensing [J]. Nature Photonics, 2017, 11(11): 714-719.
- [24] Li H, Dong B Q, Zhang Z, et al. A transparent broadband ultrasonic detector based on an optical micro-ring resonator for photoacoustic microscopy [J]. Scientific Reports, 2014, 4: 4496.
- [25] Wang T X, Cao R, Ning B, et al. All-optical photoacoustic microscopy based on plasmonic detection of broadband ultrasound [J]. Applied Physics Letters, 2015, 107 (15): 153702.
- [26] 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.
- [27] 刘静, 李渊骥, 冯晋霞, 等. 用于光声成像的高灵敏度光纤法珀腔传感器[J]. 量子光学学报, 2021, 27(2): 123-129.
Liu J, Li Y J, Feng J X, et al. High sensitivity fiber-optic Fabry Perot sensor for photoacoustic imaging[J]. Journal of Quantum Optics, 2021, 27(2): 123-129.
- [28] Zhang Y L, Liang Y Z, Jin L, et al. 125 μm fiber based all-optical ultrasound probes for pulse-echo imaging [J]. Chinese Optics Letters, 2019, 17(7): 070604.
- [29] 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.
- [30] 郭玉彬, 菊池和朗. 基于光纤 Bragg 光栅的掺铒光纤激光器 [J]. 中国激光, 2000, 27(7): 581-585.
Guo Y B, Kikuchi K. Er³⁺-doped fiber laser based on fiber Bragg grating[J]. Chinese Journal of Lasers, 2000, 27(7): 581-585.
- [31] Liang Y Z, Jin L, Wang L D, et al. Fiber-laser-based ultrasound sensor for photoacoustic imaging [J]. Scientific Reports, 2017, 7: 40849.
- [32] Jiang H F, Taylor J, Quinlan F, et al. Noise floor reduction of an Er: fiber laser-based photonic microwave generator[J]. IEEE Photonics Journal, 2011, 3(6): 1004-1012.
- [33] Putra A W S, Yamada M, Tsuda H, et al. Theoretical analysis of noise in erbium doped fiber amplifier [J]. IEEE Journal of Quantum Electronics, 2017, 53(4): 5100108.
- [34] Zhou H J, Yang W H, Li Z X, et al. A bootstrapped, low-noise, and high-gain photodetector for shot noise measurement [J]. The Review of Scientific Instruments, 2014, 85 (1): 013111.
- [35] Urick V J, Williams K J, McKinnery J D. Fundamentals of microwave photonics[M]. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc., 2015.

Noise Analysis and Signal-to-Noise Ratio Enhancement of Fiber-Based Photoacoustic Microscopy

Huang Jie, Liang Yizhi^{*}, Zhong Xiaoxuan, Jin Long, Guan Baiou

Guangdong Provincial Key Laboratory on Optical Fiber Sensing and Communications, Institute of Photonics Technology, Jinan University, Guangzhou 510632, Guangdong, China

Abstract

Objective Photoacoustic imaging (PAI) has been a fast-growing biomedical imaging modality in recent years. Absorbers are imaged in biological tissue by detecting laser-induced ultrasound waves via PAI. This provides hemodynamic information for the diagnosis of tumors, strokes, and other critical diseases. A typical photoacoustic microscope uses piezoelectric ultrasonic transducers to detect the photoacoustic signals. However, owing to the tradeoff between sensitivity and sensor size, building a miniaturized photoacoustic microscope with superior imaging capability is highly challenging. Therefore, the applications of PAI in wearable and endoscopic applications are limited. Our research group has developed a new optical ultrasonic sensor using a self-heterodyne fiber laser as the acoustically sensitive element. However, the laser, optical amplifier, photodetector, and signal demodulator may all cause noise and limit the detection capability. This study analyzes the noise characteristics and constructs a high-performance fiber-based photoacoustic microscope. This imaging probe can be used as a gastrointestinal endoscope for tumor screening or as a head-mounted microscope for brain imaging in a free-moving state.

Methods We exploited a compact fiber laser as the ultrasound sensor. Ultrasound waves can deform the sensor and induce a change in the lasing frequency. To measure the acoustic response, we used both x - and y -polarized light and beat them at the photodetector to generate a radio-frequency. The variation in lasing frequency was then measured at radio frequency using modern electronics with high resolution. Here, we theoretically analyzed the noise of the fiber sensor, optical amplifier, photodetector, and signal demodulation acquisition module in the ultrasonic detection system. By measuring the noise n_0 , beat signal power P_{rf} , and frequency noise Δf_{noise} with different input optical powers, we examined the dependence of the noise on the input power. Further, we implemented a photoacoustic microscope using an optical sensor for ultrasound detection and imaged the blood vessels in a biological sample. The signal-to-noise ratios

(SNRs) were also measured while varying the input power of the sensing light.

Results and Discussions First, we calculated the noise levels of the fiber laser and optical amplifier, shot and thermal noises of the photodetector, and the noise of the signal demodulation acquisition module (Fig. 2). We found that when the input optical power is less than 8.5 mW, the noise from the data-acquisition system accounts for a large proportion of the total system noise and has a main contribution to the noise; when the input optical power exceeds 8.5 mW, the noise of laser and optical amplifier dominates. We then measured the system noise n_0 , beat signal power P_{rf} , and image frequency noise Δf_{noise} as the functions of input optical power (Fig 3). When the input optical power increases to more than 10 mW, the frequency noise Δf_{noise} approaches its minimum and the root-mean-square of Δf_{noise} is ~ 44 kHz. In photoacoustic microscopy, the optical ultrasound sensor was used to detect laser-induced ultrasound waves. We imaged a mouse ear *in vivo* with different input powers (Fig 5). When the input optical power is 1.7 mW, the peak-to-peak frequency noise is 185 kHz. When the input optical power increases to 15.7 mW, the noise is reduced to 110 kHz and the imaging SNR is enhanced by 4.5 dB.

Conclusions This paper studies the noise characteristics of a laser-based optical ultrasound sensor. We determine the dependence of noise n_0 of the optical fiber ultrasonic sensor system and that of the beat signal frequency noise Δf_{noise} on the input optical power P_{rf} of the signal light. By increasing P_{rf} , the frequency noise can be considerably reduced, yielding an enhancement in the SNR. The frequency fluctuation is reduced from 185 to 110 kHz when the input power is increased to 15.7 mW. The corresponding noise equivalent pressure (NEP) is reduced from 32.9 to 19.5 Pa, and the imaging SNR is enhanced by 4.5 dB.

Optical fiber is thin, flexible, and suitable for both endoscopy and wearable instrumentation. This study demonstrates that optical fiber technology opens new possibilities to implement small high-performance photoacoustic imaging modalities. Here, we have considerably improved the sensitivity of the optical ultrasound sensor, thus providing better imaging results. With the improved sensor, we aim to implement a photoacoustic endoscope for gastrointestinal cancer diagnosis and a head-mounted photoacoustic microscope for free-state neuroimaging.

Key words medical optics; photoacoustic microscopy; optical ultrasound sensor; noise characteristics