

基于激光外差干涉技术的非接触式光声信号检测研究

王成^{1,2*}, 梁宸^{1,2}, 皇甫胜男³, 朱俊^{1,2}, 张瑶^{1,2}, 徐锦程^{1,2}, 郑刚^{1,2}, 项华中^{1,2}, 张大伟⁴¹上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093;²上海理工大学医用光学仪器与设备教育部重点实验室, 上海 200093;³北京大学长三角光电科学研究院, 江苏 南通 226010;⁴上海理工大学光学仪器与系统教育部工程中心, 上海 200093

摘要 光声信号的传统检测方法是基于超声技术, 这样接触式的信号探测方式增加了交叉感染的风险, 不利于临床应用。采用纯光学技术的光声成像可提升检测精度和临床舒适度, 具有较强的临床应用价值。设计了采用调 Q Nd:YAG 脉冲激光器作为激励源的光声信号激发系统, 选用双频 He-Ne 激光器作为探测源采集光声信号, 搭建的外差干涉系统产生携带光声信号特征的拍频信号, 利用 I/Q 正交法解调出光声信号。首先通过超声换能器模拟振动信号验证系统性能, 实验结果表明光声信号探测系统能较好地还原出超声振动信号, 且与水浸探头相比, 振动频率的相对测量误差只有 0.04%, 绝对差值为 0.2 kHz。然后以碳棒和离体生物组织作为样品, 利用短脉冲光激励诱导光声信号, 采用本系统和超声探头进行信号探测, 对比分析结果显示所搭建的外差系统在检测带宽内可以实现光声表面振动波的非接触、高精度探测。

关键词 生物光学; 外差干涉; 光声信号; I/Q 正交法; 非接触式探测

中图分类号 TB57 **文献标志码** A

DOI: 10.3788/CJL231357

1 引言

光声成像(PAI)是一种以超声为媒介的基于光声效应的无损功能性光学成像技术^[1]。它利用了光学和超声的成像特性, 以高对比度和良好的穿透性显示光吸收, 可用于血氧饱和度成像、脑功能成像、基因表达、腔体病变诊断、皮肤黑色素瘤和纵向肿瘤血管生成以及蛋白质相互作用的成像和检测等^[2-4]。PAI 系统主要由两个部分组成: 脉冲激光对组织吸收体的光学激发和超声传感器的声信号探测, 后者在最终成像中起着至关重要的作用。传统接触式的超声探头需要与样品物理接触才能获得光声信号, 这限制了其在临床和临床前应用中的灵活性^[5]。为了克服局限性, 光声信号的非接触探测方式应运而生, 该方法使用空气耦合或全光检测的方法替代传统接触式超声传感器, 实现了宽频带和高灵敏的超声信号接收, 符合现代医学技术的发展需求。

在采用空气耦合的光声信号探测方法中, 空气和被测样品之间的阻抗失配会导致超声信号严重衰减, 且该方法系统的分辨率较低, 较长的信号采样时间限制了其潜在的体内应用^[6-7]。光学超声检测方法与传统压电器件相比, 具有更高的灵敏度和更宽的频带, 也为开发小型化和光学透明的超声检测器提供了机

会。当相干光照射发生机械形变的粗糙表面时, 其后向散射光发生干涉, 形成激光散斑, 通过对这些散斑图样进行处理可以提取关于表面形变以及声压的信息。Li 等^[8]评估了使用双光束光学设计和互补金属氧化物半导体(CMOS)相机来描述光声信号强度的可行性, 并将散斑图样作为时间函数进行关联, 量化了光声扰动的强度。实验结果证明, 相机的带宽不足以捕捉显著的 MHz 信号, 且由于任何形式的运动和机械噪声都会扭曲探测光束的散斑图样, 故该方法对相位噪声和环境扰动非常敏感, 体内的应用将受到极大的限制。

光学相干测量法利用干涉仪从样品表面返回的光中提取相位对比度, 从而克服散斑检测带来的一些问题。目前零差和外差结构都已被用于超声信号的接收。Lu 等^[9]使用相干长度约为 17 mm 的零差干涉仪, 通过同步方法将系统锁定在最高灵敏度, 实现了小鼠耳部血管的准非接触成像。Wang 等^[10]设计了一种基于 3×3 光纤耦合器的零差干涉仪(相干长度超过几百 mm), 该多端口干涉系统消除了初始相位和环境相位扰动的影响, 并利用探针束的强度变化重建了光声信号。2015 年, Eom 等^[11]设计了一种观察鸡胚绒毛尿囊膜(CAM)的光纤外差干涉仪, 获得的血管结构的横向和轴向分辨率分别为 100 μm 和 30 μm, 可识别深度为

收稿日期: 2023-11-02; 修回日期: 2024-01-09; 录用日期: 2024-01-10; 网络首发日期: 2024-01-12

通信作者: 国家自然科学基金(62175153)、上海科委项目(21S902700)

通信作者: *shhwangcheng@163.com

2.5 mm。随后, Eom 等^[12]又将光声检测与用于内窥镜成像的光学相干断层扫描(OCT)相结合, 进一步将系统设计成双模态结构。然而, 外差干涉法很难在粗糙表面上探测到高度散射的反射光束, 因此需要在样品表面上覆盖一层薄薄的水或油。

光声遥感(PARS)显微技术首次由 Bell 等^[13]于 2017 年提出, 用于光声信号的非接触式、非干涉式检测。目前, 光声遥感技术在系统信噪比和分辨率、成像深度和对比度、扫描速度以及多模态应用等多方面取得了迅速发展。研究人员基于光声非接触探测机理, 建立了一系列物理模型, 得到了基于弹光效应的光声信号远程探测的仿真结果^[14-15]。但 PARS 也存在一定的局限性, 即由于是共聚焦配置, 时间分辨信号不显示深度分辨信息。

由以上论述可知, 基于不同原理的光声信号远程探测方法在近几年的实验研究中取得了很大的进展, 然而目前非接触探测技术还存在一定的局限, 尚无兼具各项最佳性能的信号探测方式, 且该技术还处于临床实践前的实验研究阶段。因此本文设计了一种基于光外差技术的用于光声信号探测的非接触、无创以及低成本的检测装置, 致力于解决光声信号探测中存在的难题, 降低系统成本及复杂度, 推进未来非接触式光声成像的临床实践。

2 原理与方法

2.1 光外差技术探测光声信号的原理

当生物组织受到光子的照射时, 组织内部的目标生色团吸收光能, 导致局部瞬态温升, 引起局部压力的升高, 信号向组织表面传播, 由超声换能器接收信号。重建的信号可映射组织内部的原始光能沉积。当同时满足热限定和压力限定条件时, 热膨胀会导致声压产生, 即光声信号^[16]:

$$P_0 = \Gamma \cdot \eta_{th} \cdot \mu_a \cdot F, \quad (1)$$

式中: P_0 为初始声压; Γ 为表征组织的热和机械特性的格律乃森系数, $\Gamma = \beta v_s^2 / C_p$, 其中 β 为等压体积膨胀系数, C_p 为恒压比热容, v_s 为声速^[17-18]; η_{th} 为物体吸收的能量转化为热能的百分比; μ_a 为吸收系数; F 为光通量。超声信号传到组织表面时会引起振动, 利用振动幅度的大小和振动频率可反演出光声信号的强弱和其频谱分布, 故通过研究组织体振动信号特征参数的差异可对其结构功能和病理特征等作出相应评估。依据超声波在介质中的传播性质, 组织体表面的振动位移 $[\Delta x(t)]$ 与引起组织振动的声压 $[p(t)]$ 的一维简化关系^[19]可表示为

$$\Delta x(t) = \frac{1}{\rho v_s} \int p(t) dt, \quad (2)$$

式中: ρ 为样品的密度; t 为时间。

由双频光外差干涉理论^[20]可知, 光声信号引起的组织体表面振动位移 $\Delta x(t)$ 与相位变化 $(\Delta\phi)$ 的关系式为

$$\Delta x(t) = \frac{\Delta\phi}{4\pi} \lambda, \quad (3)$$

式中: λ 为波长。

通过光干涉信号相位的改变可计算出光声压的大小。对于已采集的干涉调相信号 $u_M(t_i) = u_{DC} + u_A \cos(\omega_c t_i - \Delta\phi + \phi_0)$, 首先将其分别与一组标准正弦弦正交基函数 $\cos(\omega_c t_i)$ 和 $\sin(\omega_c t_i)$ 相乘, 结果可表示为

$$u_M(t_i) \cdot \cos(\omega_c t_i) = u_{DC} \cos(\omega_c t_i) + \frac{u_A}{2} [\cos(2\omega_c t_i - \Delta\phi + \phi_0) + \cos(\Delta\phi - \phi_0)], \quad (4)$$

$$u_M(t_i) \cdot \sin(\omega_c t_i) = u_{DC} \sin(\omega_c t_i) + \frac{u_A}{2} [\sin(2\omega_c t_i - \Delta\phi + \phi_0) + \sin(\Delta\phi - \phi_0)], \quad (5)$$

式中: u_{DC} 为调相信号的直流分量; u_A 为调相信号的幅值; ω_c 为实际载波角频率, $\omega_c = 2\pi f_c$, 其中 f_c 为本振频率; t_i 为干涉信号的时间; $\Delta\phi = (4\pi/\lambda) \cdot s(t_i)$, 其中 $s(t_i)$ 为振动位移; ϕ_0 为初相, 是常数。然后滤除信号中的高频分量 ω_c 和 $2\omega_c$, 将式(4)、(5)分别转换成相互正交的同相信号(I)和正交信号(Q'):

$$I(t_i) = \frac{u_A}{2} \cos\left[\frac{4\pi}{\lambda} s(t_i) - \phi_0\right], \quad (6)$$

$$Q'(t_i) = \frac{u_A}{2} \sin\left[\frac{4\pi}{\lambda} s(t_i) - \phi_0\right]. \quad (7)$$

采用相位展开法获取干涉信号的相位, 被测样品表面的瞬时振动位移可表示为

$$s(t_i) = \frac{\lambda}{4\pi} \left\{ \arctan\left[\frac{Q'(t_i)}{I(t_i)}\right] + k\pi \right\}, \quad (8)$$

式中: $k\pi$ 为补偿相位, 整数 $k=0, 1, 2, \dots$ 。图 1 所示为信号解调流程图^[21]。

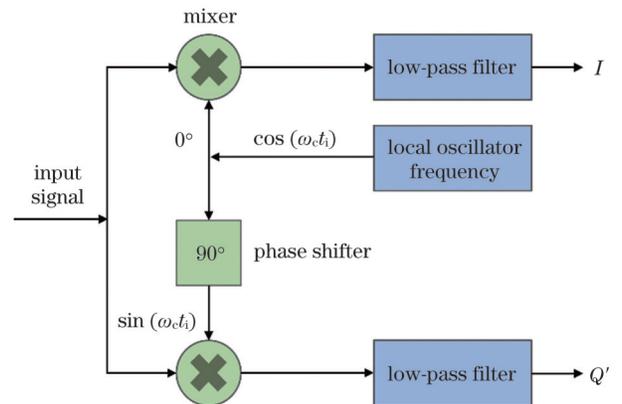


图 1 I/Q 正交解调法示意图

Fig. 1 Schematic of I/Q quadrature demodulation method

将 I/Q 正交解调法用于解调光声信号, 其抗干扰性强, 对系统变化不敏感, 可确保系统在复杂环境中的稳定性, 高解调精度使其能准确提取光声信号的频谱信息。这些优势使得 I/Q 正交解调法成为非接触式光声信号探测中可靠的信号处理手段, 为系统性能提升和实际应用奠定了基础。

2.2 光声信号全光探测系统

光声信号全光探测系统的原理图如图 2 所示。光声信号采集系统选用功率为 $324 \mu\text{W}$ 的 He-Ne 激光器作为探测光源, 激光发射波长为 632.8 nm , 基于塞曼效应产生两个频率差 (Δf) 为 2.27 MHz 且偏振方向互相垂直的线偏振光束 (f_1 和 f_2 , 频率分别为 f_1 和 f_2)。光源发出的激光束通过一个单波长偏振分光棱镜 (PBS), 其中垂直偏振光 f_1 在 PBS 上发生全透射, 同时水平偏振光 f_2 发生全反射。经 PBS 透射的光束通过石英零级 $1/4$ 波片后, 垂直入射至反射镜 M1 (反射率 $R > 99\%$), 成为干涉系统的参考臂, 并由 M1 反射重新经过 $1/4$ 波片返回至 PBS。将入射线偏振光的振动方向与 $1/4$ 波片快轴的夹角调整为 45° , 由于光束两次经过 $1/4$ 波片, 则其偏振方向将改变 90° , 原本全透射的垂直偏振光 f_1 返回到 PBS 时则变成全反射的光束。同样, 经 PBS 反射的光束通过 $1/4$ 波片后垂直入射至反射镜 M2 ($R > 99\%$), 成为干涉系统的测量臂。利用超声诱导的表面微小振动进行相位调制, 使样品表面的后向反射/散射光进入干涉仪。由于 $1/4$ 波片的作用, 水平偏振光 f_2 由 M2 反射回 PBS 时变成透射光。适当调整干涉光路系统, 使参考光束 f_1 和测量光束 f_2 重叠, 此时两偏振光束的振动方向是相互垂直的, 它们通过一个透光轴呈 45° 放置的偏振片 P (透射率 T 为 $84\% \sim 95\%$, 消光比大于 $10000:1$) 后, 形成新的同向线偏振光, 并产生“拍”。利用基于 PIN 型光电二极管的光电探测模块接收光干涉信号, 并利用采样率高达 200 MSa/s 的

数据采集卡进行信号采集。选择特定的检测光偏振方向, 能减少环境光的影响, 提高系统的检测灵敏度, 有助于抑制非目标信号的干扰, 提高信噪比。

实验选用电光调 Q 双波长 Nd:YAG 激光器作为系统的激励光源, 激发光源的工作波长为 $1064 \text{ nm}/532 \text{ nm}$, 单脉冲宽度约为 7 ns , 激光脉冲的重复频率可调范围为 $1 \sim 10 \text{ Hz}$, 激光输出单脉冲能量调节范围为 $100 \sim 1000 \text{ mJ}$ (波长为 1064 nm 时) 和 $50 \sim 500 \text{ mJ}$ (波长为 532 nm 时)。当系统工作时, 激光束由导光臂射出, 进入到激发光路。系统的激发光路主要由可变光阑、分光片以及聚焦透镜组成。分光片 (BS) 主要是将部分激发光耦合到 PIN 型光电探测器中, 该激发光信号作为触发信号被反馈给采集卡 (DAQ), 用于控制采集卡和激发激光的同步触发信号采集。可变光阑主要用于调节光束直径, 其可变孔径范围为 $1 \sim 12 \text{ mm}$, 能够连续调节通光圆孔的大小, 且调节过程中通光孔始终接近真圆, 在实验中能够灵活控制激发光的强度, 也能避免发散光束对后续实验系统的影响。聚焦透镜主要是将激光器发出的并被光阑限制的激光束会聚至样品表面, 其有效焦距为 100 mm , 直径为 25.4 mm 。当激励光源照射样品时, 样品局部温升, 并通过热弹性机制产生超声波, 引起表面微振动。此时干涉仪中测量臂的位移变化使两臂间的光程差发生相应变化, 即干涉信号的相位差发生改变, 采用设计的光声信号采集系统可以对待测样品受激产生的超声振动特性作出相应的评估。

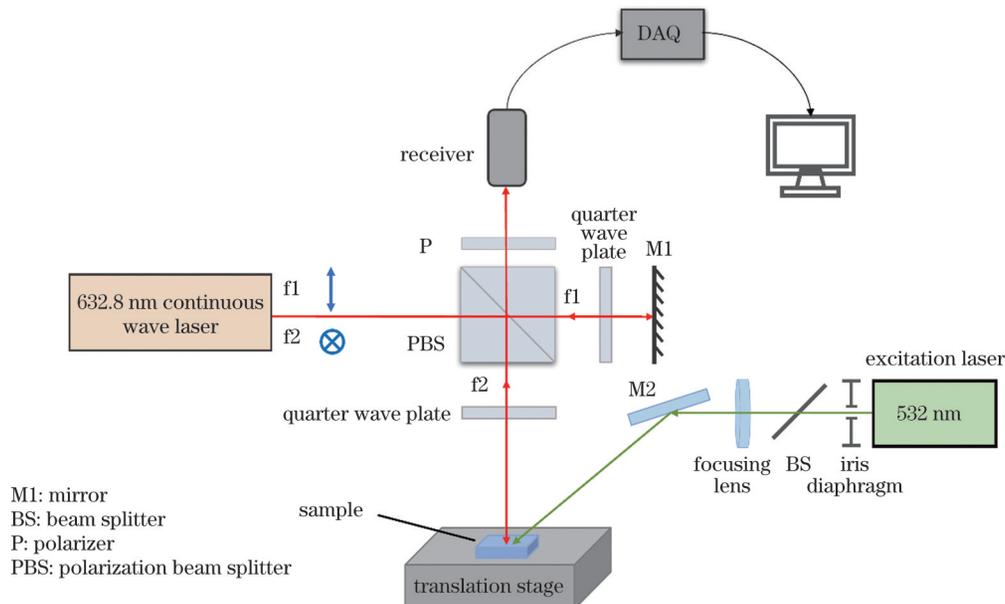


图 2 光声信号全光探测系统的原理图

Fig. 2 Schematic of all-optical detection system for photoacoustic signals

3 结果

3.1 模拟振动信号探测实验

为装调方便, 实验时将干涉仪测量臂中的反射镜

M2 紧贴超声换能器 (UST) 一起放置于水槽中, 信号发生器输出的方波信号驱动换能器发出超声波, 该超声波被耦合至测量镜 M2, 发生同频正弦振动 (欠阻尼的受迫振动)。将共振频率为 500 kHz 的压电陶瓷作

为研制的聚焦超声换能器的压电元件,通过功率放大器将信号发生器的信号放大后施加在压电晶体上,压电晶体形变形成超声波。微型功率放大器的作用是提供足够大的输出功率以驱动换能器,从而得到实验所需的声压强度,超声换能器的驱动电压(即放大器输出电压)幅度取决于电源电压的大小,故实验中可以通过改变电源电压的幅度来获取不同强度的超声信号。经测试,电源电压-声压幅度曲线呈近似线性,且电源电压的理想工作范围为 6~20 V,对应的声压强度 P 为 60~190 kPa,由声压与声质点振动速度关系式 $v=P/(\rho c)$ (ρ 为介质密度, c 为介质中的声速,聚二甲基硅氧烷材料的 $\rho \approx 1020 \text{ kg/m}^3$, $c = 1025 \text{ m/s}$) 和振动位移公式 $s = v/\omega_u$ (ω_u 为超声角频率,这里校准用的超声换能器的频率为 $f_u = 500 \text{ kHz}$) 可估算出超声换能器的理论振动速度为 0.057~0.182 m/s,振动幅度为 18.3~57.8 nm。

使用光声信号全光探测系统和水浸探头先后对 UST 产生的超声振动进行检测,且在相同实验条件下,每种方法各得到 10 次测量结果。实验中超声探头以水为耦合介质,被固定在距离测量镜 M2 表面约 5 mm

处,保证检测点与探测激光束指向的位置相同,采集到的信号由超声探头与 M2 耦合振动产生,水浸探头检测到的超声信号经超声前置放大器放大后被 DAQ 接收并保存于计算机。光声信号探测系统解调得到的是时域振动位移信号,通过傅里叶频谱分析可得到超声振动频率;水浸探头得到的是时域超声压电信号(结果为电压幅值,未进行声压标定),对其进行傅里叶频谱分析,同样可得到超声振动频率。

使用信号发生器驱动 UST 产生超声振动,设置频率为 500 kHz、宽度为 300 μs 的脉冲方波为输入信号,电源电压设为 10 V。DAQ 的数据采集模式设置为单通道有限点采集(数字触发),设置采样率为 200 MSa/s。由外差干涉系统探测并由 I/Q 正交法解调得到的时域位移信号及其时间轴局部展开图如图 3(a)、(b)所示,其频谱分布如图 3(c)所示;由水浸探头检测到的时域超声压电信号、时间轴局部展开图及其频谱分布分别如图 4(a)、(b)、(c)所示。可以看出,所设计的外差干涉系统能较好地还原出超声振动信号,且解调得到的超声位移脉冲包络与水浸探头的测量结果基本吻合。

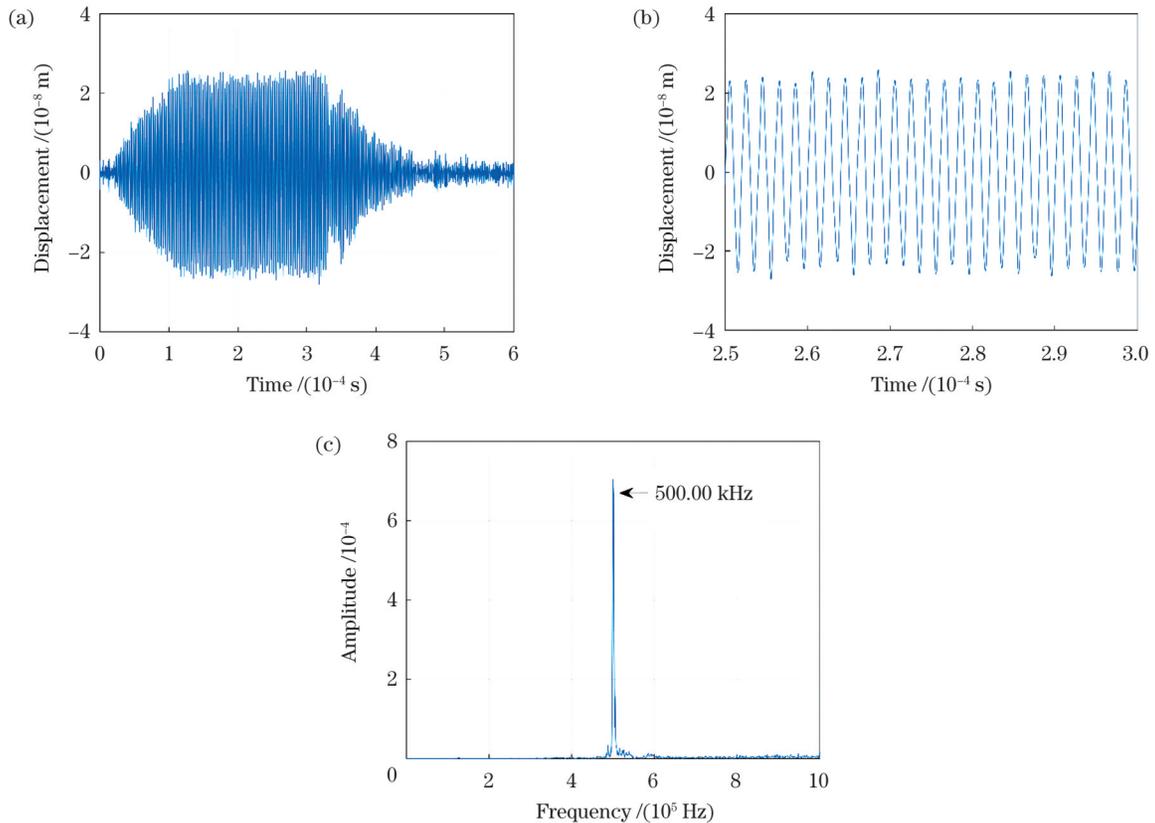


图 3 由外差干涉系统探测并由 I/Q 正交法解调得到的超声振动信号。(a)时域位移信号;(b)位移信号展开图;(c)位移信号频谱图
Fig. 3 Ultrasonic vibration signal detected by heterodyne interference system and demodulated by I/Q orthogonal method. (a) Time-domain displacement signal; (b) unfolded diagram of displacement signal; (c) spectrogram of displacement signal

在输入信号参数不变的情况下,改变电源电压幅值,当电源电压从 6 V 增至 20 V 时,光声信号探测系统测得的超声振动位移幅值与水浸探头测得的超声信号电压幅值随电源电压的变化如图 5 所示。通过截取

时域信号中间幅度稳定的波形,并通过三角函数拟合获取振动信号的幅值信息。可以看出,随着电源电压幅值的增加(即声压幅度的增加),外差系统和水浸探头测得的超声信号强度呈近似线性增大。

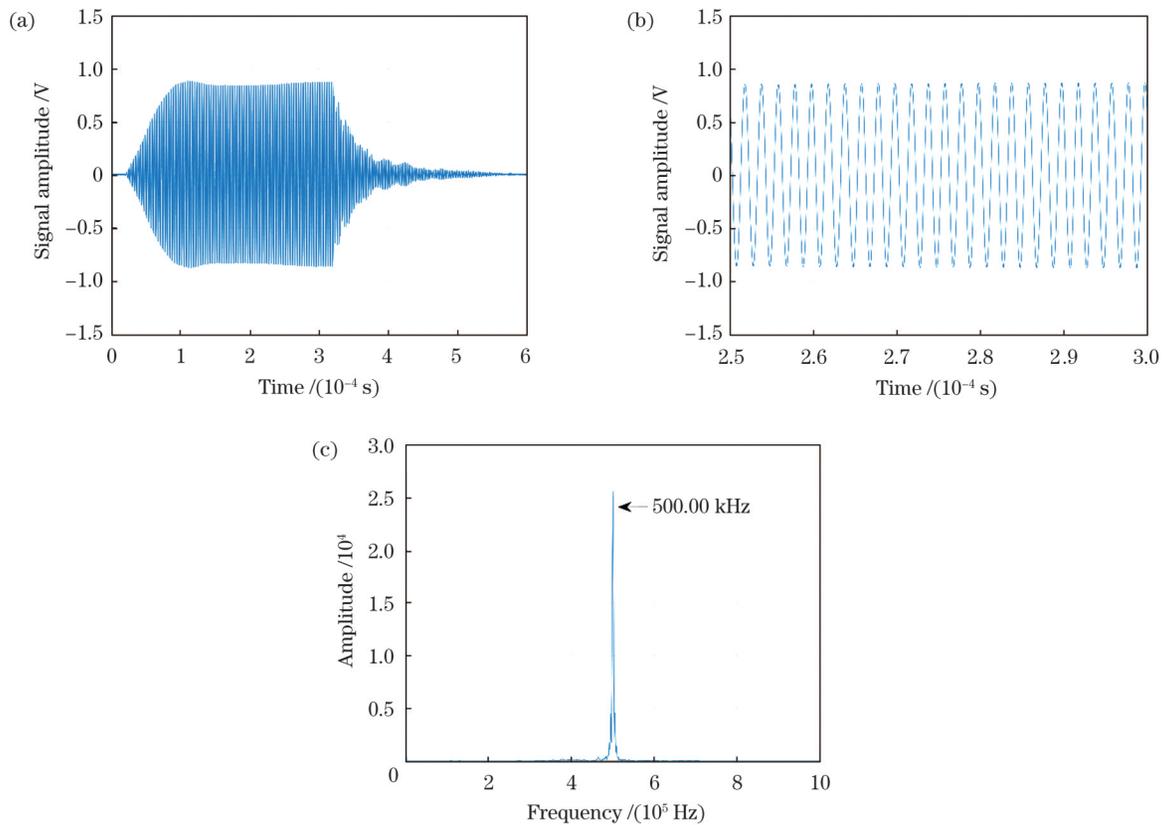


图 4 超声探头探测到的超声压电信号。(a)时域超声信号;(b)超声信号展开图;(c)超声信号频谱图

Fig. 4 Ultrasonic piezoelectric signal detected by ultrasonic probe. (a) Time-domain ultrasonic signal; (b) unfolded diagram of ultrasonic signal; (c) spectrogram of ultrasonic signal

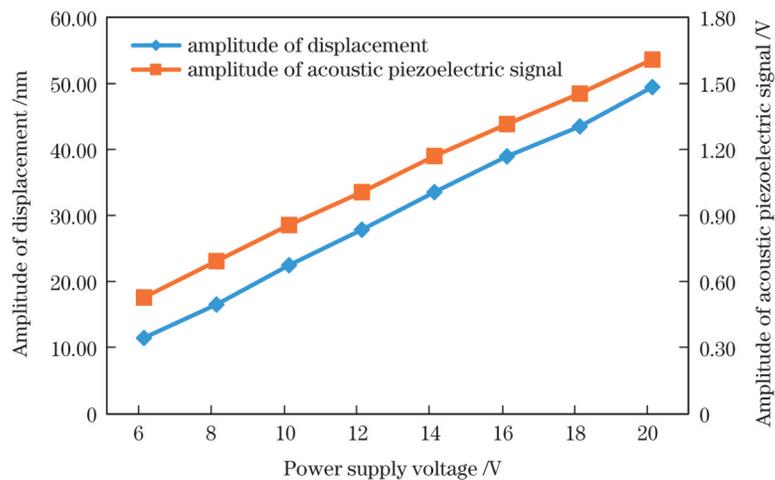


图 5 位移信号幅值和声压电信号幅值随电源电压的变化

Fig. 5 Variation of amplitude of displacement signal and amplitude of acoustic piezoelectric signal with power supply voltage

在输入信号其他参数不变的情况下,设置驱动频率分别为 500、525、550、575、600 kHz,电源电压保持 10 V 不变。表 1 所示为光声信号探测系统测得的超声振动频率,以及相同条件下水浸探头测得的超声振动频率(10 次测量结果分别取其平均值)。可以看出, I/Q 正交解调法能较好地提取出超声振动频率,且相对测量误差很小(0.04%),绝对差值为 0.2 kHz。由

于压电陶瓷换能器的共振频率为 500 kHz,故当驱动信号偏离此频率时,换能器的响应灵敏度下降,在驱动电压幅值相同的情况下,换能器发出的超声波强度随之变小,系统测到的信号幅值也相应减小。所以测试频率范围选择 500~600 kHz,当驱动信号频率小于或大于该范围时,水浸探头将难以检测到超声压电信号。

表 1 外差系统和水浸探头检测到的超声振动信号结果的对比

Table 1 Comparison of results of ultrasonic vibration signals detected by heterodyne system and water immersion probe

Theoretical vibration frequency /kHz	Vibration frequency measured by ultrasonic probe /kHz	Vibration frequency demodulated by I/Q orthogonal method /kHz	Relative measurement error /%
500	500.00	500.00	0
525	525.00	525.00	0
550	550.00	549.80	-0.036
575	575.00	575.00	0
600	600.00	600.00	0

3.2 光声信号探测实验

根据图 2 所示的光声信号全光探测系统原理图搭建检测装置,实验采用在激光波长处具有较高吸收系数的碳棒(2B 铅笔芯)和离体新鲜猪肝作为吸收体。激发光源的波长选择 532 nm,脉冲能量调整为 50 mJ,重复频率设为 1 Hz,脉冲激光经激发光路调整后被聚焦透镜会聚至样品表面,形成激励点光源。样品吸收脉冲光能量后,产生光声效应,超声波被耦合至测量镜 M2 引起微弱振动。测量镜 M2 将振动信息耦合到反射光中,反射光与参考光发生

干涉。控制 DAQ 的采集时序与脉冲激光同步,得到的干涉信号携带有样品受激辐射的光声信号信息。

图 6(a)、(b)所示为外差系统(I/Q 正交法)检测到的碳棒表面(实际为测量镜表面)的时域振动位移信号及其频谱分布图。在相同实验参数下,采用水浸探头检测碳棒表面的超声波,碳棒表面涂有耦合凝胶,将探头置于耦合剂中,探测到的碳棒表面的光声信号时域图及其频谱分布分别如图 7(a)、(b)所示。可以看出:水浸探头检测到的信号频率集中分布在 200~700 kHz

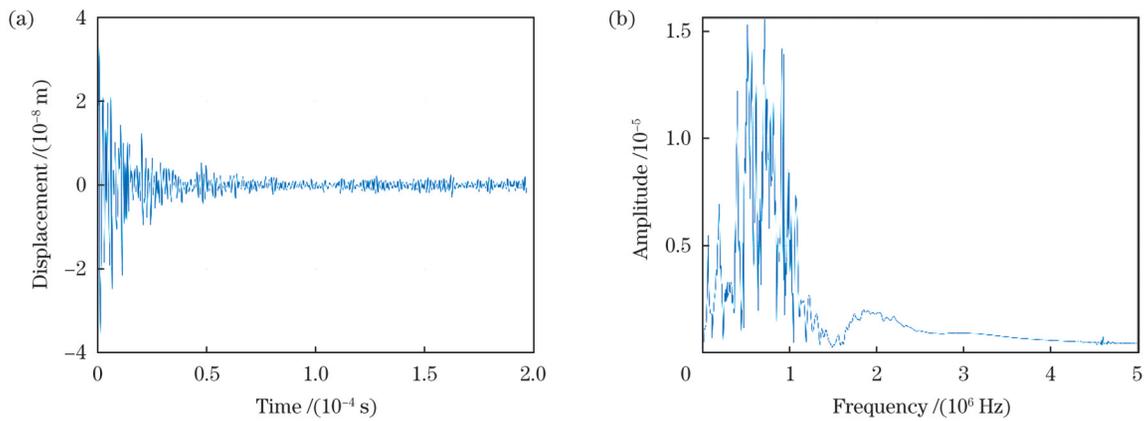


图 6 由外差干涉系统探测并由 I/Q 正交法解调得到的碳棒表面的超声振动位移信号。(a)时域图;(b)频谱图

Fig. 6 Ultrasonic vibration displacement signal on surface of carbon rod detected by heterodyne interference system and demodulated by I/Q orthogonal method. (a) Time domain diagram; (b) spectrogram

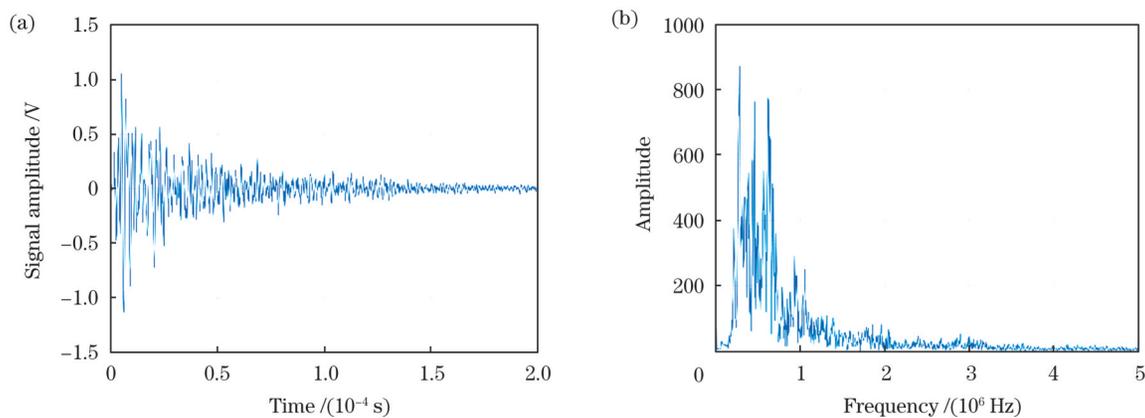


图 7 水浸探头检测到的碳棒表面的光声信号。(a)时域图;(b)频谱图

Fig. 7 Photoacoustic signal on surface of carbon rod detected by water immersion probe. (a) Time domain diagram; (b) spectrogram

区间, I/Q 正交法解调出的超声振动频率基本与水浸探头检测结果相符。

为验证系统的稳定性, 在未施加激励脉冲时, 利用基线干涉信号解调出时域振动位移偏差。实验结果如图 8 所示, 位移偏移量控制在纳米级别, 未出现外差频率漂移等干扰因素导致的误差累积和信号失真。

图 9(a)、(b) 所示为由 I/Q 正交法解调得到的猪肝表面的时域振动位移信号及其频谱分布图。同时采用水浸探头检测猪肝同一位置处的光声信号, 探测结果如图 10(a) 所示, 频谱分布如图 10(b) 所示。水浸探头检测到的信号频率主要分布在 100~750 kHz 区间, 而 I/Q 正交法解调出的振动信号频谱则集中分布在 400~1200 kHz 区间。测量镜 M2 的振动接近刚性振动, 与离体生物组织的黏弹性振动相比, 能呈现出更高

频率的振动形式, 这导致解调后的频率高于水浸探头的检测结果。

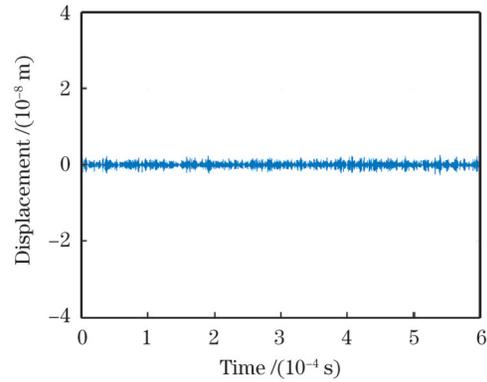


图 8 无激励脉冲时 I/Q 正交法解调得到的时域振动位移信号
Fig. 8 Time-domain vibration displacement signal demodulated by I/Q orthogonal method without excitation pulse

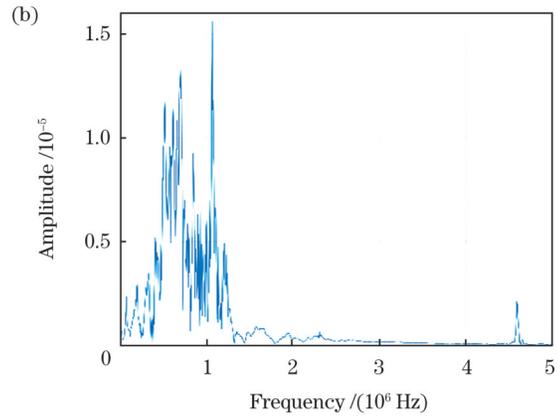
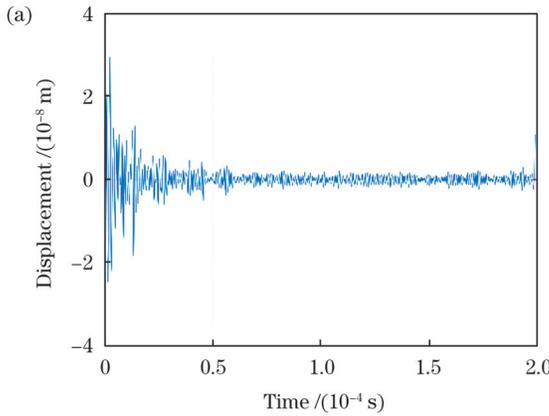


图 9 由外差干涉系统探测并由 I/Q 正交法解调得到的猪肝表面的超声振动位移信号。(a) 时域图; (b) 频谱图

Fig. 9 Ultrasonic vibration displacement signal on porcine liver surface detected by heterodyne interference system and demodulated by I/Q orthogonal method. (a) Time domain diagram; (b) spectrogram

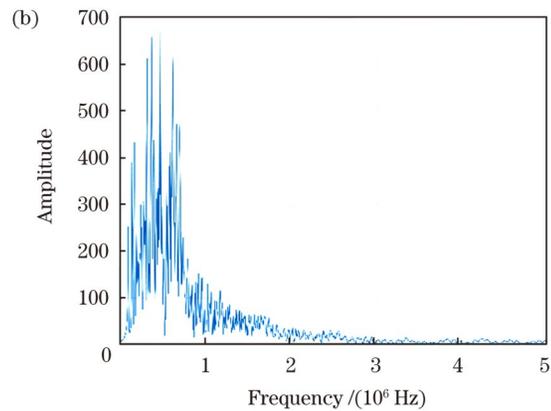
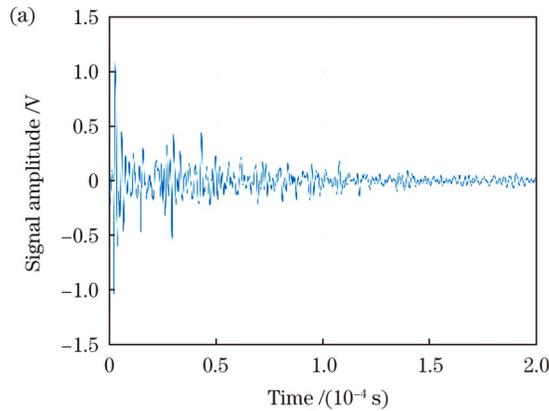


图 10 水浸探头检测到的猪肝表面的光声信号。(a) 时域图; (b) 频谱图

Fig. 10 Photoacoustic signal on porcine liver surface detected by water immersion probe. (a) Time domain diagram; (b) spectrogram

4 结 论

光声技术以其高光学对比度、较好的空间分辨率和非侵入性的特点在生物医学领域中得到了广泛应用。然而, 传统的光声系统在获取光声信号时需要样品与换能器本身或耦合介质进行物理接触, 这种接触

式信号探测方式显然制约了其在临床中的应用。为克服压电式换能器的局限性, 采用基于超声信号的光学检测方法, 并专注于无接触式光声信号探测。

利用光外差干涉检测技术与数字多普勒信号解调方法, 对非接触式光声信号探测展开了实验研究。通过对双频光外差干涉信号进行解调处理, 成功地提取

了被测目标的超声振动特征。采用超声换能器模拟高频振动信号,并对其进行性能测试。实验结果表明,外差系统能够较好地还原出超声振动信号,相对于水浸探头,解调出的信号频率误差相对较小。经验证,解调后可观察到纳米级的表面振动,所以光路系统的灵敏度为纳米量级,为进一步提高灵敏度,需要增加收集镜头,提高反射光收集能力。

此外,进行了碳棒和离体生物组织猪肝的光声信号探测实验。实验时,在样品前设置了测量镜 M2,并采用耦合凝胶实现了 M2 与测量样本之间的耦合。这种反射镜的设置有助于收集背向散射光。在实际应用中可以在系统中去掉 M2,通过增设信号光收集镜头来收集背向散射光。

最终实验结果显示,基于 I/Q 正交解调法的外差系统由于对干涉信号幅值变化不敏感,能够较好地解调出超声振动信号。同时,所设计的光声信号探测系统采用线偏振光外差干涉技术,提高了系统的检测灵敏度与精度。外差式光路结构易于调节,也能较好地抑制光源波动和环境光干扰,采用带通滤波可抑制载频外的低频噪声与高频噪声。利用高速数据采集卡和数字信号处理技术对干涉信号进行处理,解调算法简单,设计灵活且能节约硬件成本,对非接触式光声信号探测的临床应用具有一定的参考价值。

目前,该方法仍存在一定的局限性。在光声测量中,干涉光特别是信号光路的反射光强度直接影响测量的灵敏度和准确性,反射体的粗糙度、吸收特性、入射角度等都会影响干涉信号的幅值。在未来的研究中,需要进一步提高系统的灵敏度和精度,加强系统对散射光的收集,并优化信号处理方法。

参 考 文 献

- [1] 李娇,李帅,陈冀景,等.非接触光声成像研究进展及其在生物医学上的应用[J].中国激光,2021,48(19):1918005.
Li J, Li S, Chen J J, et al. Progress and biomedical application of non-contact photoacoustic imaging[J]. Chinese Journal of Lasers, 2021, 48(19): 1918005.
- [2] Hosseinaee Z, Le M, Bell K, et al. Towards non-contact photoacoustic imaging [review] [J]. Photoacoustics, 2020, 20: 100207.
- [3] 万余洋,雷鹏,熊科迪,等.血管内光声-超声-光学相干层析-光声弹性多模态成像方法及系统[J].中国激光,2023,50(3):0307107.
Wan Y Y, Lei P, Xiong K D, et al. Intravascular photoacoustic, ultrasonic, optical coherence tomography, and photoacoustic elastic multimodal imaging method and system[J]. Chinese Journal of Lasers, 2023, 50(3): 0307107.
- [4] 孟琪,孙正,侯英飒,等.校正光通量变化的定量光声内窥成像[J].光学学报,2023,43(1):0111001.
Meng Q, Sun Z, Hou Y S, et al. Quantitative photoacoustic endoscopic imaging for correcting light fluence variation[J]. Acta Optica Sinica, 2023, 43(1): 0111001.
- [5] Chen Y W, Chen B H, Yu T F, et al. Photoacoustic mouse brain imaging using an optical Fabry-Pérot interferometric ultrasound sensor[J]. Frontiers in Neuroscience, 2021, 15: 672788.
- [6] Deán-Ben X L, Pang G A, de Espinosa F M, et al. Non-contact photoacoustic imaging with focused air-coupled transducers[J]. Applied Physics Letters, 2015, 107(5): 051105.
- [7] Sathiyamoorthy K, Strohm E M, Kolios M C. Low-power noncontact photoacoustic microscope for bioimaging applications [J]. Journal of Biomedical Optics, 2017, 22(4): 046001.
- [8] Li H H, Cao F, Zhou Y Y, et al. Interferometry-free noncontact photoacoustic detection method based on speckle correlation change [J]. Optics Letters, 2019, 44(22): 5481-5484.
- [9] Lu J, Gao Y Z, Ma Z H, et al. In vivo photoacoustic imaging of blood vessels using a homodyne interferometer with zero-crossing triggering[J]. Journal of Biomedical Optics, 2017, 22(3): 036002.
- [10] Wang Y, Hu Y X, Peng B Y, et al. Complete-noncontact photoacoustic microscopy by detection of initial pressures using a 3×3 coupler-based fiber-optic interferometer[J]. Biomedical Optics Express, 2019, 11(1): 505-516.
- [11] Eom J, Park S J, Lee B H. Noncontact photoacoustic tomography of *in vivo* chicken chorioallantoic membrane based on all-fiber heterodyne interferometry[J]. Journal of Biomedical Optics, 2015, 20(10): 106007.
- [12] Eom J, Shin J G, Park S, et al. An all-fiber-optic combined system of noncontact photoacoustic tomography and optical coherence tomography[J]. Sensors, 2016, 16(5): 734.
- [13] Bell K L, Hajireza P, Shi W, et al. Temporal evolution of low-coherence reflectometry signals in photoacoustic remote sensing microscopy[J]. Applied Optics, 2017, 56(18): 5172-5181.
- [14] Bell K, Hajireza P, Zemp R. Scattering cross-sectional modulation in photoacoustic remote sensing microscopy[J]. Optics Letters, 2018, 43(1): 146-149.
- [15] Bell K L, Hajireza P, Zemp R J. Coherence-gated photoacoustic remote sensing microscopy[J]. Optics Express, 2018, 26(18): 23689-23704.
- [16] Xu M, Wang L V. Photoacoustic imaging in biomedicine[J]. Review of Scientific Instruments, 2006, 77(4): 305-598.
- [17] Yao D K, Zhang C, Maslov K, et al. Photoacoustic measurement of the Grüneisen parameter of tissue[J]. Journal of Biomedical Optics, 2014, 19(1): 017007.
- [18] Petrova E, Ermilov S, Su R, et al. Using optoacoustic imaging for measuring the temperature dependence of Grüneisen parameter in optically absorbing solutions[J]. Optics Express, 2013, 21(21): 25077-25090.
- [19] 陈重江,周王婷,胡毅成,等.非接触式光声成像技术及其应用[J].中国医疗设备,2018,33(1):11-15.
Chen Z J, Zhou W T, Hu Y C, et al. Noncontact photoacoustic imaging and biomedical application[J]. China Medical Devices, 2018, 33(1): 11-15.
- [20] 刘华锋.光电检测技术及系统[M].2版.杭州:浙江大学出版社,2020.
Liu H F. Optoelectric detection technology and system[M]. 2nd ed. Hangzhou: Zhejiang University Press, 2020.
- [21] Yang P, Xing G Z, He L B. Calibration of high-frequency hydrophone up to 40 MHz by heterodyne interferometer[J]. Ultrasonics, 2014, 54(1): 402-407.

Research on Non-contact Photoacoustic Signal Detection Based on Laser Heterodyne Interferometry

Wang Cheng^{1,2*}, Liang Chen^{1,2}, Huangfu Shengnan³, Zhu Jun^{1,2}, Zhang Yao^{1,2}, Xu Jincheng^{1,2}, Zheng Gang^{1,2}, Xiang Huazhong^{1,2}, Zhang Dawei⁴

¹*School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;*

²*Key Lab of Optical Instruments and Equipment for Medical Engineering, Ministry of Education, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;*

³*Yangtze Delta Institute of Optoelectronics, Peking University, Nantong 226010, Jiangsu, China;*

⁴*Engineering Research Center of Optical Instrument and System, Ministry of Education, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*

Abstract

Objective Photoacoustic imaging is a non-invasive, functional optical imaging technique that uses the photoacoustic effect with ultrasound as a mediator. Despite its potential for various medical applications, traditional contact-based signal detection methods have hindered its progress in clinical practice. To overcome these limitations, non-contact detection of photoacoustic signals has emerged as a solution. This approach uses air-coupled or all-optical detection methods and achieves a wide bandwidth and high sensitivity for ultrasound signal reception, aligning with the demands of modern medical technology. Current contact-based photoacoustic imaging still faces challenges, such as signal attenuation, surface scattering, system sensitivity, and environmental interference. Therefore, in this study, a noncontact, noninvasive, and cost-effective photoacoustic signal detection device, based on the optical heterodyne technology, is proposed. We aim to address the challenges in photoacoustic signal detection, reduce system costs and complexity, and promote the practical application of non-contact photoacoustic imaging in clinical settings.

Methods The photoacoustic signals are detected using heterodyne interferometry. First, based on the characteristic parameters of tissue surface vibration signals and the propagation properties of ultrasound waves in a medium, the relationship between the vibration displacement and pressure causing the vibrations is established. Subsequently, by employing the dual-frequency optical heterodyne interferometric theory, the relationship between the photoacoustic signal-induced tissue surface vibration displacement and phase changes is established. Furthermore, I/Q quadrature demodulation is applied to process the photoacoustic signals; this ensures system stability and high demodulation accuracy in complex environments. To achieve all-optical detection of photoacoustic signals, a photoacoustic signal detection system is designed using a He-Ne laser as the detection light source. The optical components are configured to construct an optical-path system for precise detection of photoacoustic signals. In the experiments, an electro-optic Q-switched dual-wavelength Nd:YAG laser is selected as the excitation light source. This laser allows for flexible control of the excitation light conditions by adjusting the beam diameter and intensity. Finally, the acoustic vibration characteristics induced in the sample under stimulation are evaluated by observing the phase changes and vibration displacement of the photoacoustic signals.

Results and Discussions In this study, we investigate the detection of ultrasound vibrations generated by an ultrasound transducer (UST) using a photoacoustic signal full-optical detection system and an immersion probe. A comparative analysis of the measurement results reveals that the heterodyne interference system effectively reconstructs the ultrasound vibrations. The demodulated ultrasound displacement pulse envelope is closely aligned with the measurement result obtained using the immersion probe (Figs. 3 and 4). Under constant input parameters, varying the amplitude of the power supply voltage results in a linear increase in the ultrasound signal intensity, which is measured by both the heterodyne system and immersion probe (Fig. 5). Furthermore, different driving frequencies are set with constant input signal parameters. The ultrasound vibration frequencies measured by our system and the immersion probe are comparatively analyzed. According to the analysis results, the I/Q quadrature demodulation method accurately extracts ultrasound vibration frequencies with minimal relative measurement error, exhibiting an absolute difference of 0.2 kHz (Table 1). In the absence of excitation pulses, the demodulated baseline interference signal displays subtle displacement deviations with displacement offset control at the nanometer level (Fig. 8). The detection of ultrasound vibrations on the surface of a carbon rod demonstrates a close agreement between the ultrasound vibration frequencies demodulated by our system and those measured by the immersion probe (Figs. 6 and 7). However, in the case of ultrasound detection on the surface of the porcine liver, the rigidity of measurement mirror M2 leads to higher-frequency vibrations demodulated by our system compared to those measured by the immersion probe (Figs. 9 and 10).

Conclusions In this study, optical heterodyne interferometry and digital Doppler signal demodulation methods are used to experimentally investigate non-contact photoacoustic signal detection. The acoustic vibration characteristics of the target are extracted through the demodulation of the dual-frequency optical heterodyne interference signals. Subsequently, an ultrasonic transducer is employed to simulate the high-frequency vibration signals, and a performance test is conducted. The experimental results demonstrate

that the heterodyne system effectively reconstructs photoacoustic vibration signals with minimal relative frequency deviation compared to the immersion probe. In addition, experiments involving a carbon rod and excised biological tissue reveal that the heterodyne system based on the I/Q orthogonal method exhibits superior performance in demodulating photoacoustic signals owing to its insensitivity to changes in the interference signal amplitude. Moreover, the designed photoacoustic signal detection system incorporates linearly polarized light and heterodyne interferometry and the detection sensitivity and precision are enhanced. The heterodyne optical path structure, which is easily adjustable and effective in suppressing interference noise, contributes to the robust performance of the system. By utilizing high-speed data acquisition cards and digital signal processing techniques for interference signal processing, the demodulation algorithm proves to be simple and flexible in design, offering potential cost savings in hardware implementation. The research findings suggest that the proposed system holds a certain reference value for clinical applications in noncontact photoacoustic signal detection.

Key words bio-optics; heterodyne interferometry; photoacoustic signal; I/Q orthogonal method; non-contact detection