

用于超声成像的阵列式光纤传感系统研究^{*}

马向东 徐立军 马建国

(北京航空航天大学仪器科学与光电工程学院 北京 100191)

摘要: 光学超声成像是一种新型的医学成像技术,相比于传统超声成像技术具有更高的分辨率和更高的对比度。目前,光学超声成像通常以单传感器采集超声信号,使用机械扫描视场进行超声成像,但这会导致相对较长的扫描时间和较低的帧速度。为了解决这一问题,提出了基于法布里-珀罗(Fabry-Pérot, F-P)干涉和激光多普勒测振两种原理的阵列式光纤超声传感系统,使用多个光纤传感单元并行采集处理信号来实现快速光学超声成像。搭建传感系统并进行超声传感实验,结果显示F-P干涉系统的灵敏度更高,实现了10 fps的成像速度,而激光多普勒测振系统更适合全部通道并行传感,成像速度为100 fps。研究实现了快速光学超声成像,这开创了光纤传感系统用于并行超声传感的先河,这在无损检测和生物医学超声成像方面具有巨大潜力。

关键词: 超声成像;阵列式光纤传感;F-P干涉;激光多普勒测振

中图分类号: TH89; R318.6 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.20

Fiber-optic array sensing system for ultrasound imaging

Ma Xiangdong Xu Lijun Ma Jianguo

(School of Instrumentation and Optoelectronics Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: Optical ultrasound imaging is a new medical imaging technique that offers higher resolution and higher contrast than conventional ultrasound imaging techniques. Currently, optical ultrasound imaging typically acquires ultrasound signals with a single transducer and uses a mechanical scanning field of view for ultrasound imaging. However, this leads to relatively long scan times and low frame speeds. To solve this problem, this paper proposes an arrayed fiber-optic ultrasound sensing system based on both Fabry-Pérot(F-P)interference and laser Doppler vibrometry principles. Multiple fiber-optic sensing units are used to acquire and process signals in parallel to achieve fast optical ultrasound imaging. The sensing systems are built and ultrasound sensing experiments are performed. The results show that the F-P interferometric system has higher sensitivity and achieves an imaging speed of 10 frames per second. The laser Doppler vibrometry system is more suitable for parallel sensing of all channels, with an imaging speed of 100 frames per second. This study achieves fast optical ultrasound imaging, which pioneers the use of fiber-optic sensing systems for parallel ultrasound sensing. This has great potential for non-destructive testing and biomedical ultrasound imaging.

Keywords: ultrasonic imaging; fiber optic sensing array; F-P interferometry; laser Doppler vibrometry

0 引言

超声成像以其无创伤、无辐射、高实时性、低成本等优势,广泛应用于无损检测、医学成像等众多领域^[1]。这种成像技术利用超声声束扫描物体或生物组织,通过对回波信号的接收、处理,实现在无损状态下获得其内部的成

像^[2-3]。超声成像技术的关键是超声传感器,它是一种可以检测到超声信号并将其转换成电信号进行处理的换能元件^[4]。超声传感器种类繁多,目前应用最广泛的是压电超声传感器^[5-7],具有结构简单、稳定性高、易成阵列等优点,在超声成像技术上获得了大规模商业化应用^[8-10]。但随着集成多模态成像技术的发展和高速、高分辨率超声成

收稿日期:2023-02-03

^{*} 基金项目:国家自然科学基金(61901021,82127804)、北京自然科学基金(4182032)项目资助

像的需求,在超声传感器的性能上提出了更高的要求。

光学超声传感器在灵敏度、相对带宽以及抗电磁干扰等方面具有先天优势,因此在超声成像方面有着巨大的潜力。近年来,由于光学超声传感原理和微加工技术上的不断突破,光学超声传感器发展十分迅速^[11-12],光学超声成像也成为生物医学成像一个重要的研究方向。目前,基于光学超声传感器进行成像多采用扫描式结构完成^[13],存在着速度慢以及稳定性差等缺点,极大的限制了这种成像技术的发展。虽然基于光纤超声传感的并行信号采集处理研究不断获得突破,但单帧高分辨率医学图像的时间仍在 25 min 以上^[14],即便在降低图像质量的情况下可以将单帧成像时间降低到 10 s^[15],也无法达到实时超声成像的需求。

为了突破传统光学超声成像速度慢的限制,本文通过分析多种基于光纤干涉原理提出了多传感单元的光学超声传感系统。由于光学干涉对振动有着极高的探测灵敏度,可以大大提升超声传感系统的探测性能,而光纤传感器的抗电磁干扰能力也支持传感信号的大规模并行采集处理,从而提升光学超声成像的速度。阵列式光纤传感在快速超声成像方向的突破有望改变传统压电超声成像技术的格局,推进光学超声成像技术的进一步发展。

1 理论分析

对于光纤超声传感系统的成像来说,最大的问题在于解决超声信号的并行采集处理问题以提升成像速度。单个光纤超声传感器可以实现对超声信号的强度、频率等参数的测量,但复杂的超声成像就需要通过扫描形式来实现,如果想提升成像速度需通过多个光纤传感器进行并行超声信号采集来实现。因此在较小尺寸下实现光纤传感器的大规模阵列集成成为了本文研究的关键,其突破将给光学超声成像的发展带来巨大突破。为此需要在众多光纤传感类型中选出符合要求的类型。

常见的干涉式光纤超声传感器根据原理可分为基于 Michelson 干涉^[16]、基于马赫—曾德(M-Z)干涉^[17]、基于法布里—珀罗(Fabry-Pérot, F-P)干涉^[18]、基于 Sagnac 干涉^[19]以及基于多普勒测振^[20]等。基于 Michelson 干涉的光纤超声传感器由于结构原因在解调超声信号时无法解调高频负向振动信号。基于 M-Z 干涉的光纤超声传感器使用横向的光纤进行超声信号的采集,灵敏度依赖于传感光纤长度且不易大规模集成。基于 Sagnac 干涉的光纤超声传感系统需要使用探测环来实现超声信号的测量,灵敏度受制于环直径和长度,在阵列式集成上也不容易实现。因此这 3 种光纤干涉传感结构在理论上是不满足阵列式光纤传感超声成像需求的。基于 F-P 干涉的光纤超声传感器是可以在光纤尖端集成 F-P 薄膜干涉腔^[21],基于多普勒测振的光纤超声传感器也可以实现光纤尖端加振动膜实现对超声信号的接收。由于光纤直径很小,可以将多根光纤捆绑成束,进而实现大规模集成,在较小尺寸上实

现对超声信号的并行采集,这在结构上有望实现快速超声成像。

1.1 基于光纤 F-P 薄膜干涉的超声传感原理

F-P 薄膜干涉腔是一种由两个平行反射膜组成的反射腔,当光入射到反射腔内时就会产生多光束干涉(图 1(a))。其中 n 为光在介质中的折射率, L 为腔长度, T_1 、 T_2 和 T_3 分别为第 1、2、3 次透射, R_0 、 R_1 和 R_2 分别为第 1、2、3 次反射。若是忽略半波损失,相邻两束光的相位差可表示为:

$$\delta = \frac{2\pi}{\lambda} D = \frac{4\pi n L \cos\theta}{\lambda} \quad (1)$$

式中: λ 为入射光中心波长; D 为光程差且满足 $D = 2nL$; n 为介质内光折射率; L 为谐振腔的腔长; θ 为光入射到界面的倾角。若谐振腔两侧反射率相等,则透射光的光强度 I_T 与相位差 δ 的关系为:

$$I_T = \frac{I_0}{1 + \frac{4R \sin^2(\delta/2)}{(1-R)^2}} = \frac{(1-R)^2}{(1-R)^2 + 4R \sin^2(\delta/2)} I_0 \quad (2)$$

式中: I_0 为入射光光强; R 为界面反射率。

由式(2)可知,当入射光的频率满足其共振条件时,光干涉的透射会出现很高的尖峰;若入射光频率没有共振时则会维持较高的反射率。反射率愈高,形成的谐振峰就愈锐,此时谐振腔腔长微小的改变就会引起很大的光强变化(图 1(b)),通过对光强的检测即可还原初始的超声信号。对于超声探测,灵敏度指的是传感器对声压探测的极限。根据原理可知这种传感器可以做到非常高的灵敏度。

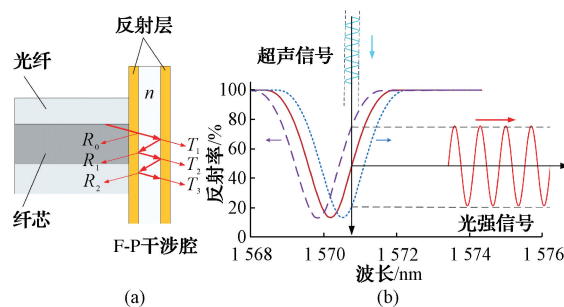


图1 基于光纤 F-P 薄膜干涉的超声传感原理

1.2 基于光纤多普勒测振的超声传感原理

基于激光多普勒测振的超声传感原理如图 2 所示,激光器发出的光经光纤耦合器分成两路,其中一路进入声光移频器,另外一路经光纤环形器传输到振动反射面。由于多普勒频移,物体表面的反射光频率经振动而被调制,从而变成携带振动信息的调频信号。进入声光移频器光频率会产生特定频率调制,然后与从物体表面回来的信号进行干涉。将干涉后的光信号转化为调制后的电信号,经放大后被信号采集单元采集,再进行解调后即可还原原始的超声信号。

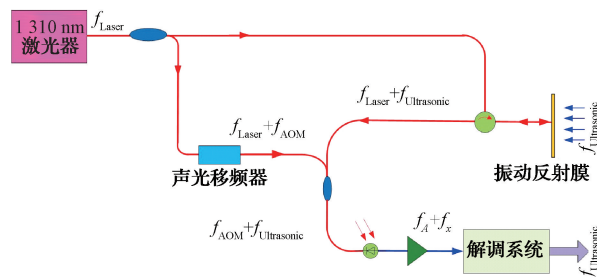


图2 基于激光多普勒测振的超声传感原理

当光源发出光频率为 f 时,反射体接收到光的频率 f' 为:

$$f' = \frac{1 - \frac{v}{c} \cos \theta_1}{\beta} \quad (3)$$

式中: v 为反射膜振动速度; c 为光速; θ_1 为入射光角度; β 为随速度的变化量。经反射后接收器接收到光的频率 f'' 为:

$$f'' = \frac{1 - \frac{v}{c} \cos \theta_2}{\beta} f' \quad (4)$$

式中: θ_2 为反射光角度。由于 $v \ll c$, 故 $v^2/c^2 \approx 0$, 因此化简结果后求解出:

$$\Delta f = f'' - f' = -\frac{v}{c} (\cos \theta_1 + \cos \theta_2) f \quad (5)$$

当光正对入射时,令 $\theta_1 = \theta_2$, 则式(5)可化简为:

$$\Delta f = -\frac{2v}{c} f \quad (6)$$

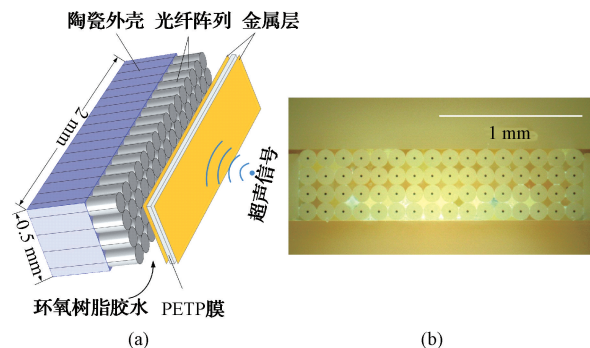
根据式(6)可以看出当物体靠近时光频率增大,振动物体远离,光频率减小。

2 实验验证

2.1 基于光纤 F-P 干涉的阵列式超声传感成像

1) 阵列式光纤超声传感器

对于基于 F-P 干涉的光纤超声传感系统,为了实现多个光纤超声传感器多个传感单元同时工作,可以通过降低谐振腔两侧反射率来得到较平缓的谐振峰,使得单个激光波长处于多个传感单元的工作区域。实验结果显示,当谐振腔两侧反射率大于 90% 时传感器的灵敏度超过了 95 Pa,但是只有其中特定的传感器正常工作。而当反射率降至 30% 左右时,大多数传感器都能获得传感信号,但是此时灵敏度也会降低,但仍远高于传统压电超声传感器。基于上述结论,选择 30% 反射率来制作 F-P 干涉腔。如图 3(a) 所示,光纤阵列的前端就是设计的薄膜 F-P 干涉腔,由中间透明的聚对苯二甲酸乙二醇酯 (polyethylene terephthalate, PETP) 膜和两侧金属反射层组成。将光纤集成束,使用真空蒸镀制作 F-P 薄膜干涉腔,然后制作出阵列式光纤超声传感器,传感器的显微图如图 3(b) 所示。

图3 基于 F-P 干涉的阵列式光纤传感器^[22]

2) 阵列式超声传感系统

基于 F-P 干涉的阵列式光纤超声传感系统如图 4 所示。可调谐激光器产生的激光经过光纤耦合器进入到光纤环路器中,然后进入阵列式光纤超声传感单元中。超声信号对传感器中的光信号产生调制,然后携带调制信号的光再次进入光纤环路器,由光电探测器转化为电信号。电信号经放大器放大,然后被采集卡采集,最后在电脑端使用自适应波束形成法进行解调,完成超声成像。

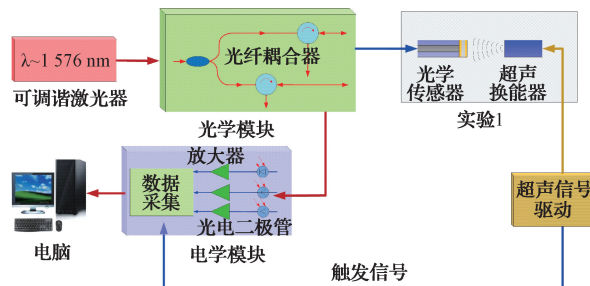
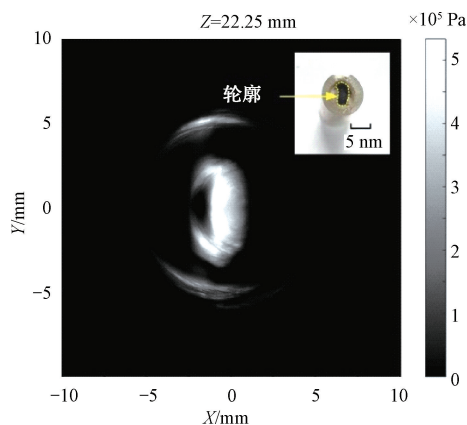


图4 基于 F-P 干涉的阵列式光纤超声传感系统

3) 超声成像结果

为了测试基于 F-P 干涉的阵列式光纤超声传感器的成像能力,制作了一个外形特殊的超声换能器用以模拟产生超声的物体(图 5 右上插图)。超声换能器中虚线标注

图5 2 MHz 超声换能器超声重建图像^[22]

的为实际产生超声的部分。图像重建结果如图5所示,这表明超声传感系统重建了这个特殊形状超声换能器的高分辨率二维声场,在22.25 mm的距离处形成清晰的超声图像。重建的超声图像也与超声换能器产生超声部分轮廓基本一致,其中图像周边圆环为超声换能器边缘对超声波形成的反射信号。

2.2 基于光纤多普勒测振的阵列式超声传感成像

1) 阵列式超声传感系统

为了实现激光多普勒测振,需要将超声调制的光信号与标准信号进行干涉。因此,超声传感器尖端由一层透明的低声阻抗聚合物层和一层具有高反射率的金属反射层组成,其结构如图6(a)所示。当光纤中光经有机聚合物薄膜层传输到金属反射层时,在外界超声信号引起的振动下,反射回的光频率也会随着发生变化。通过对反射光频率进行解调即可还原出原始的超声信号。图6(b)为基于多普勒测振的阵列式光纤传感器显微图。

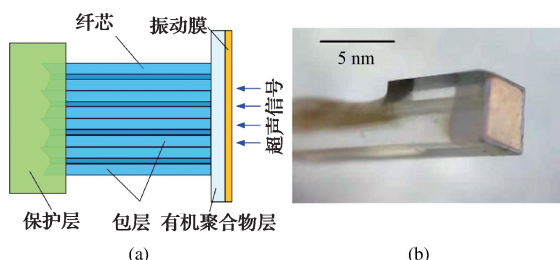


图6 基于多普勒测振的阵列式光纤传感器

2) 阵列式超声传感系统

基于激光多普勒测振的阵列式光纤超声传感系统如图7所示。激光器发出的光经光纤耦合器分光后,一部分光进入声光移频器,另一部分光通过光纤耦合器和多个光纤环路器进入阵列式光纤超声传感器中。由于多普勒频移,入射到传感器表面的光会被超声波引起的振动调制,从而产生携带振动信息的调频信号。进入声光移频器光频率会产生移频调制,然后与从超声传感器返回的光进行干涉。将干涉后的光信号转化为电信号进行采集,最后经信号处理单元解调后即可实现超声成像。

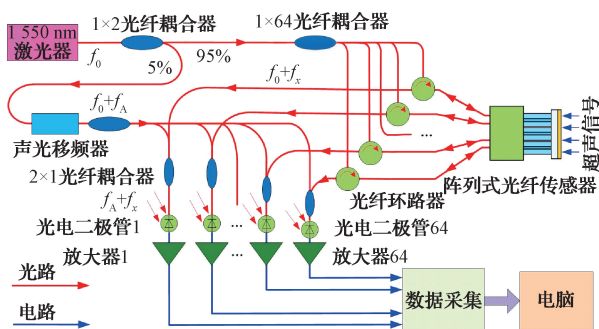


图7 基于激光多普勒测振的超声传感系统光路

3) 超声成像结果

使用定制的8 MHz超声换能器作为声源来研究阵列式光纤超声传感系统的成像能力。超声换能器(图8右上插图)可以产生特殊形状的二维声场,虚线标注的为实际产生超声的压电陶瓷部分。实验结果表明系统清晰的重建了超声换能器表面的二维声场,在8.77 mm的距离处形成了完整的超声图像。超声图像与超声换能器产生超声的压电陶瓷部分轮廓一致,其中图像周边圆环为超声换能器边缘对超声波形的反射形成的,右侧环氧树脂遮挡的凹陷也显示了出来。

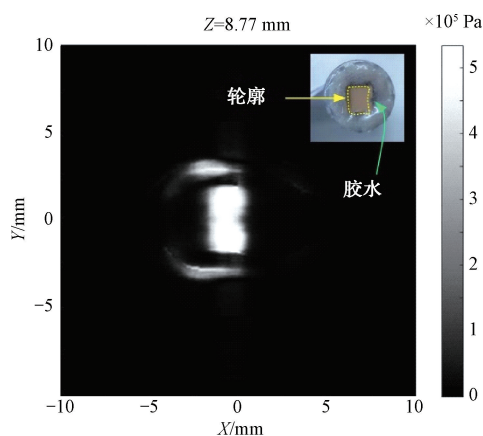


图8 8 MHz超声换能器超声重建图像

2.3 两种阵列式光纤传感超声成像对比分析

对于基于F-P干涉的阵列式光纤传感系统,其在超声成像时需进行10次采样才能达到1帧图像的数据要求,当使用的脉冲激光器重频为100 Hz时,理论上成像速度为10 fps。而对于基于多普勒测振的阵列式光纤传感系统,只需要一次采样即可完成一帧图像数据要求,因此用于激发光声信号的脉冲激光器重频数值就是超声传感系统的成像速度。也就是说当激光器重频为100 Hz时,理论上超声成像的速度也是100 fps,具有实时成像的能力(表1)。但这种传感系统在灵敏度上略低于基于F-P干涉的阵列式光纤传感系统。

表1 两种阵列式光纤传感系统超声成像对比

成像系统	灵敏度 /Pa	激光器 重频/Hz	成像速 度/fps
基于F-P干涉的阵列式 光纤超声成像系统	95	100	10
基于多普勒测振的阵列 式光纤超声成像系统	165	100	100
ANSARI 扫描成像 ^[14]	500	—	0.000 667
HUYNH 扫描成像 ^[15]	—	—	0.1

目前基于光学超声传感实现清晰成像的速度都很慢,大多研究没有明确说明单帧成像时间。本文选取了明确

说明扫描成像时间的研究,这些对比性例子也颇具代表性。将本文研制的光学超声成像系统与扫描式光学超声成像系统的参数进行对比,对比结果如表1所示。ANSA-RI课题组^[14]制作的光学超声传感器灵敏度为0.5 kPa,而基于机械扫描的成像每帧用时25 min(约0.000 667 fps)。HUYNH课题组实现了8个光纤传感器同时传感,通过机械扫描进行成像达到了每帧用时10 s(约0.1 fps),这也是目前最快的机械扫描式光学超声成像。而本文研制的两种光学超声成像系统在成像速度上是远大于扫描式超声成像系统的。在具体应用上,基于F-P干涉的阵列式光纤传感系统适用于灵敏度要求更高的超声成像领域,而基于多普勒测振的阵列式光纤传感系统更适合成像速度比较快的场合。

3 结 论

光学超声传感技术是一种近年来快速发展的超声传感技术,在超声成像领域具有重要发展潜力。基于F-P干涉和多普勒测振的光纤超声传感器可以在光纤端面接收超声信号,在较小尺寸下实现超声传感器的大规模阵列集成,从而解决光学超声传感系统并行信号采集处理问题,实现快速超声成像的目标。本文在实验室状态下获得了快速超声成像,后续会在实际无损检测和生物成像中进一步验证。这些研究将促进光学超声传感的推广,推进新型光学超声成像技术的快速发展。

参 考 文 献

- [1] MA J G, WEI M, XIE Z, et al. Spectrum enhanced colour ultrasound (SECU) imaging [J]. *Measurement*, 2019, 154: 107401-107414.
- [2] 田雷,徐科军,沈子文,等. 基于回波峰值拟合的气体超声流量计信号处理[J]. *电子测量与仪器学报*, 2017, 31(7): 1107-1114.
- [3] 闫蓓,刘孟轲,马宏林. 超声检测系统设计及回波信号特征分析[J]. *电子测量技术*, 2019, 42(2): 123-129.
- [4] 汤乐民,包志华. 医学成像的物理原理[M]. 北京: 科学出版社, 2015: 347-360.
- [5] LI X, WU W, CHUANG Y S, et al. 80 MHz intra-vascular ultrasound transducer using PMN-PT free-standing film [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2011, 58: 2281-2288.
- [6] MA J G, MARTIN K H, LI S B, et al. Dual-frequency piezoelectric transducers for contrast enhanced ultrasound imaging [J]. *Sensors*, 2014, 14(11): 20825-20842.
- [7] ZHOU Q, SHUANG K K, LAU S, et al. Piezoelectric films for high frequency ultrasonic transducers in biomedical applications [J]. *Progress in Materials Science*, 2011, 56: 139-174.
- [8] 苏子文,梁忠仔,赵剑. 基于LabVIEW的超声测量系统[J]. *国外电子测量技术*, 2017, 36(11): 52-55.
- [9] 陈桂生. 超声换能器设计[M]. 北京: 海洋出版社, 1984: 10-38.
- [10] 汤乐民,包志华. 医学成像的物理原理[M]. 北京: 科学出版社, 2015: 347-360.
- [11] WISSMEYER G, PLEITEZ M, ROSENTHAL A, et al. Looking at sound: Optoacoustics with all-optical ultrasound detection [J]. *Light: Science & Applications*, 2017, 7(53): 1-16.
- [12] DONG B, SUN C, ZHANG H F, et al. Optical detection of ultrasound in photoacoustic imaging [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, 64(1): 4-15.
- [13] 赵江海,史仪凯,单宁,等. 光纤声发射传感技术的进展[J]. *无损检测*, 2007, 29(3): 146-149.
- [14] ANSARI R, DESJARDINS A E, BEARD P C, et al. All-optical forward-viewing photoacoustic probe for high-resolution 3D endoscopy [J]. *Light Science & Applications*, 2018, 7(1): 1-9.
- [15] HUYNH N, OGUNLADE O, ZHANG E, et al. Photoacoustic imaging using an 8-beam Fabry-Pérot scanner [C]. *Proceedings of SPIE 9708, Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing*, 2016: p97082L.
- [16] ROUSSEAU G, BLOUIN A, MONCHALIN J P, et al. Non-contact biomedical photoacoustic and ultrasound imaging [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, 17(6): 061217.
- [17] BERER T, HOCHREINER A, BAUER-MARSCHALLINGER J, et al. Non-contact photoacoustic imaging using a fiber based interferometer with optical amplification, Biomed [J]. *Optical Express*, 2013(4): 2322-2331.
- [18] GRAT T S, WURZINGER G, NUSTER R, et al. Free beam Fabry-Perot-interferometer as detector for photoacoustic tomography [C]. *International Society for Optical Engineering*, 2013.
- [19] MARKOWSKI K, TURKIEWICZ J, OSUCH T. Optical microphone based on Sagnac interferometer with polarization maintaining optical fibers [C]. *International Society for Optical Engineering*, 2013.
- [20] MA X, CAI Y, FU B, et al. Fiber optic-based laser interferometry array for three dimensional ultrasound sensing[J]. *Optics Letters*, 2019, 44(23): 5852-5855.
- [21] 张雯,熊洁,李昊业,等. 多光束干涉光纤 FP 针脉

- 动微压传感研究[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(7): 82-93.
- [22] MA X, XU L, MA J. A Fabry-Perot fiber-optic array for photoacoustic imaging [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2022, 71: 4501508.

作者简介

马向东, 博士, 主要研究方向为新型光学超声传感及

成像。

徐立军, 博士, 教授, 主要研究方向为断层成像、数字成像和动态过程监测。

马建国(通信作者), 博士, 副教授, 主要研究方向为医学超声成像、压电超声换能器、光学超声传感和用于智能诊断的定量超声。

E-mail: majianguo@buaa.edu.cn