

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905072

超声声场光学检测的研究进展*

贾乐成, 陈世利, 曾周末

(天津大学 精密测试技术及仪器国家重点实验室 天津 300072)

摘要:超声声场光学检测研究通过声扰动介质时发生的声光效应,对出射光进行解析即可得到超声声场的相关信息。和常规超声声场检测方法相比,光学检测法是一种非侵入式检测方法,不会对声场造成干扰,该方法具有检测速度快、空间分辨率高、频带范围宽、灵敏度高的优势,被广泛应用于声场检测领域。自从1936年首个声光衍射定量规律提出至今,声光效应在理论研究和声场检测中均取得了重大进展。介绍了超声声场光学检测的基本原理,总结了近年来声场光学检测领域的研究成果,并对声场光学检测的发展方向进行了展望。

关键词:声光效应;声场参数;光学检测

中图分类号: O426.3 TB52 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 140.20

Research progress in optical detection of ultrasound fields: A review

Jia Lecheng, Chen Shili, Zeng Zhoumo

(State Key Laboratory of Precision Measurement Technology and Instrument, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: The optical detection of ultrasound field is to study the acousto-optic effectiveness when the light passes through the sound disturbing field. The information of the sound field can be obtained by analyzing the emergent light. Compared with conventional ultrasound field detection technology, the optical detection is a non-intrusive method, which has no disturbing to the sound field. It has the advantages of fast detection speed, high spatial resolution and wide frequency band. It has been widely utilized in the ultrasound field detection since 1936, when the first accurate model of acousto-optics was introduced. It has made significant progress in both theoretical research and sound field detection. In this study, we summarize the progress in acousto-optic effectiveness, and prospect for the future application of acousto-optic effectiveness.

Keywords: acousto-optic effectiveness; characterizations of sound field; optical detection

0 引言

在物理学中,超声是一种特殊的声波。人耳能够感知的声波频率范围在20 Hz~20 kHz,频率大于20 kHz的声波被称为超声。超声具有指向性好、易于聚焦、可穿透不透明物体、无辐射危害等特性,广泛应用于医学成像、医学治疗、无损检测、水下声成像、地质勘探等领域^[1-5]。超声声场及其声学参数的研究,对提高超声检测性能、研究复杂声学过程等具有指导意义。

目前,常用的声场检测方法有水听器法、脉冲-回波法、辐射力天平法和光学检测法等^[6-10]。水听器法包括

压电水听器和光纤水听器,利用压电材料或光纤感受声波的机械振动,并将其转换为电信号或光信号,进而得到该点的声场参数。水听器具有灵敏度高、稳定性好的优点,但使用时需将水听器放置在声场中,会对声场造成干扰。脉冲-回波法基于声学互易原理,利用超声探头向标准试块发出声波,之后接收并分析回波信号,实现对声场参数的评价。脉冲-回波法实现简单,无需其他附加设备,但该方法只适用于对探头性能的评价,无法实现声场中各项声学参数的定量检测。辐射力天平法是一种非接触式超声功率检测方案,超声探头向靶标发射连续声波,通过检测靶标受力来计算超声探头的输出功率。和前两种方法相比,该方法不会对声场造成干扰,但检测不确定

收稿日期:2019-04-29 Received Date:2019-04-29

* 基金项目:国家重点研发计划“重大科学仪器设备开发”专项(2016YFF0101802)资助

度较高,无法对脉冲超声进行检测。

超声声场的光学检测方法主要基于声光效应原理。超声在介质中传播时,会导致介质密度发生变化,进而导致介质折射率发生改变。当光经过存在声场的介质时,介质折射率的变化会导致光的振幅、相位、频率、光程等发生变化,通过检测出射光信号,即可反演得到相应的声场信息。在此方法中,超声和光并没有直接发生作用,可以实现对声场的非接触式检测,这是光学检测法的最大优势。

早在19世纪初,Brillouin就曾预言,有机械波经过的液体,当光束垂直于机械波传播方向照射时,会产生类似于光栅的衍射现象。1936年,Raman和Nath将声波等效为衍射光栅,提出了第一个声光衍射定量模型:Raman-Nath衍射模型^[11]。20世纪60年代后,随着激光技术的发展,学者们对声光效应有了进一步深入的研究。在透明介质中的声光衍射可以用于显示声波的传播、反射、折射和散射等现象,是研究声场的有效工具,对多种声学现象提供可靠的实验依据。20世纪80年代以来,随着物理学和实验设备的发展,声场的光学检测发展为以定量检测为主,以实现声场各项参数测量为目标。本文将对超声声场光学检测的原理进行分析,并对超声声场的光学检测的研究进展及应用进行综述。

1 理论基础

超声光学检测的理论基础是声光效应,根据超声频率和声光相互作用长度,声光效应可分为Raman-Nath衍射和Bragg衍射,如图1所示。利用压电换能器或其他器件产生超声波,使其液体或晶体等声光介质的折射率产生变化。在声光介质底部放有吸声材料,可防止超声反射和散射。当入射光垂直于超声传播方向时,入射光经过声光介质后形成多级衍射光,衍射光关于零级光对称分布,此为Raman-Nath衍射。当超声频率较低或声光相互作用长度较短时,即使入射光不垂直入射,也会发生Raman-Nath衍射。当超声频率较高,且入射光以一定入射角(布拉格角 θ_B)入射时,会发生Bragg衍射,只有零级和一级的衍射光。介于Raman-Nath衍射和Bragg衍射之间的情况,被称为过渡区声光衍射,其衍射情况比较复杂,无法使用单一解析模型进行描述。

在非传导性介质中,介质折射率是有效电磁化率的函数^[12],与单位体积的偶极矩有关,如式(1)所示。

$$n \equiv \sqrt{\varepsilon_y} \equiv \sqrt{1 + \chi} \quad (1)$$

因此,介质的局部折射率是介质密度分布的函数,单位体积内偶极子数的增加(即密度增加)会导致介电常数和折射率的增加。这种现象可以用局部密度与介质整体密度的比值来描述。因此,对于整体密度均匀的介质,

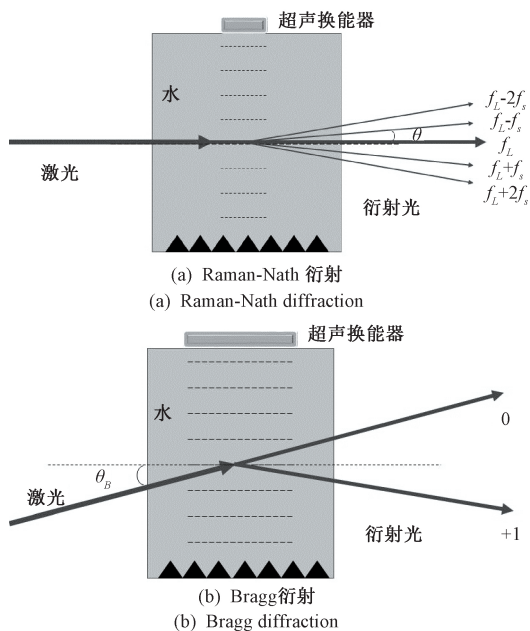


图1 声光效应模型

Fig.1 Schematic of acousto-optic effect

介质折射率可表示为:

$$n(\mathbf{r}, t) = \sqrt{\varepsilon_r(\mathbf{r}, t)} = \sqrt{1 + \chi_0 \rho(\mathbf{r}, t) / \rho_0} \quad (2)$$

式中: $\rho(\mathbf{r}, t)$ 为介质位置 $\mathbf{r}$ 处在 t 时刻的密度; χ_0 为材料固有磁化率。对式(2)进行改写,可以得到:

$$n(\mathbf{r}, t) = n_0 + \frac{n_0^2 - 1}{2\rho_0 n_0} [\rho(\mathbf{r}, t) - \rho_0] \quad (3)$$

式中: n_0 为介质折射率。假设介质为等熵流体,且超声波的振幅足够小时,由超声引起的介质密度变化 $(\rho(\mathbf{r}, t) - \rho_0)$ 可以通过一个系数同超声声压 $p(\mathbf{r}, t)$ 联系在一起:

$$n(\mathbf{r}, t) = n_0 + \left(\frac{\partial n}{\partial p} \right)_s p(\mathbf{r}, t) \quad (4)$$

式中: $\left(\frac{\partial n}{\partial p} \right)_s$ 为压光系数,其表达式为:

$$\left(\frac{\partial n}{\partial p} \right)_s = \frac{n_0^2 - 1}{2n_0 \rho_0 c_0^2} \quad (5)$$

其中, c_0 为介质中的声速。

该模型定量描述了超声声压、介质折射率之间的关系,是声光效应的物理基础。当光经过声扰动区域时,光的振幅、相位、频率、光程等会发生改变,产生声光效应。

在Raman-Nath衍射条件下,对于第 m 级衍射光,其振幅可表示为:

$$E_m = A \cdot J_m(\varphi(t)) e^{i(\omega + m\Omega)t} \quad (6)$$

式中, A 为常数; ω 为光的角频率; Ω 为超声角频率; J_m 为 m 阶贝塞尔函数,衍射光频移与衍射光级次和超声频率有关。 $\varphi(t)$ 为超声引起的介质扰动,其表达式为:

$$\varphi(t) = K_L \left(\frac{\partial n}{\partial p} \right)_s \int_0^L p(y, t) dy \quad (7)$$

式中: k_L 为光波数; $p(y, t)$ 为沿光传播方向的超声声压变化。根据式(7)可以建立超声声场与衍射光之间的定量模型, 该模型为超声光学检测的理论基础。

本节介绍了声光衍射模型并推导了在 Raman-Nath 条件下, 衍射光与超声声场之间的定量关系。对于 Raman-Nath 衍射和 Bragg 衍射模型的详细推导, 可参见文献[13]。

2 声光效应理论研究进展

介质与声场相互作用导致介质折射率发生周期性变化, 1936 年, Raman 和 Nath 将声光效应等效成光栅模型: 光经过声扰动介质时, 等同于经过“超声光栅”, 发生衍射现象, 首次建立了衍射光强与声压间的定量关系, 为声光效应的研究奠定了理论基础。

1967 年, Klein 和 Cook 提出了两种声光衍射的判据^[14], 即 Raman-Nath 参数 Q 。

$$Q = \frac{2\pi\lambda_L L}{n_0\lambda_s^2} \quad (8)$$

式中: λ_L 为入射光波长; λ_s 为超声波长; L 为声光相互作用长度。当 $Q \ll 1$ 时, 为 Raman-Nath 衍射, 当 $Q \gg 1$ 时, 为 Bragg 衍射, 其他情况为过渡区衍射。由于两种声光衍射模型为声光效应在两种特殊情况下的解析模型, 仅通过 Q 值进行判断会出现误判的情况, 当 Q 值很大的情况下, 也会发生 Raman-Nath 衍射。1978 年, Moharam 等^[15]指出了 Q 判据的问题, 并提出采用 ρ 作为声光衍射的判据, 其表达式为:

$$\rho = \frac{\lambda_L^2}{n_0 n_1 \lambda_s^2} \quad (9)$$

式中: n_1 为由超声引起的介质折射率变化量。当 $\rho \ll 1$ 时, 为 Raman-Nath 衍射; 当 $\rho \gg 1$ 时, 为 Bragg 衍射。

最初, 声光效应模型是假设超声为稳定的平面波的情况下进行推导的, 对于脉冲超声、聚焦超声等特殊超声以及光束与超声不垂直等特殊情况并不适用, 随后的几十年中, 研究人员对声光效应理论模型不断进行完善。

1) 聚焦超声声光效应。Huang 等^[16]对原有的 Raman-Nath 衍射模型进行改进, 引入 KZK 方程, 得到了超声聚焦探头焦点处球形波的衍射模型, 将实验得到的声压值与理论推导的声压值进行比较, 两者一致性较好。

2) 脉冲超声声光效应。Abeele 等^[17]建立了脉冲超声的声光衍射模型, 利用 Fourier 分析法, 将脉冲超声看作是由两个不同周期连续超声的叠加, 并推导了其数值解。

3) 叠加超声声光效应。Gondek 等^[18]研究了两束频率比为 1:2 的叠加超声波的声光衍射效应, 对不同级次的衍射光强进行了数值模拟和实验验证, 叠加超声波的声光衍射效应需要考虑足够多的衍射阶数, 该研究工作对于复杂超声的声光效应研究具有指导意义。

4) 光束方向与声光效应。Abeele 等^[19]提出了一种利用多向激光对声信号进行声光重建的有限振幅超声脉冲衍射法, 建立了当超声与入射光不垂直的情况下的声光衍射模型。

5) 光束直径与声光效应。Windels 等^[20]研究了在 Raman-Nath 条件下, 高斯激光束宽度对行波声光衍射的影响, 提出了一种适用于任意光束宽度的通用解析公式, 当光波束宽度小于超声波长时, 声柱内会出现射线弯曲、聚焦效应和传播衍射现象, 当光波束宽度大于超声波长时, 在远场处衍射光为尖锐稳定的衍射条纹, 衍射光强度变化符合贝塞尔分布。

本节介绍了声光效应理论的研究进展, 自 Raman-Nath 衍射模型提出至今, 声光效应模型不断完善, 讨论了脉冲超声、聚焦超声、叠加超声等特殊情况下的声光效应模型, 分析了光束直径及入射方向对声光效应的影响, 声光效应模型的完善, 为超声声场光学检测技术的发展奠定了理论基础。

3 超声声场光学检测研究及应用

根据检测原理, 超声声场光学检测可分为光折射法和光干涉法。超声光学检测可实现对声压、声功率、声频率、声相位等多种声场参数的非接触式检测。声压是声场最重要的参数之一, 一方面声压可实现对声场的定量描述, 在我国声学计量领域中, 以声压作为量值传递的物理量之一; 另一方面, 用于描述声场其他参数, 如声功率、声频率等可由声压测量得到。

3.1 光折射法

光折射法的检测原理: 超声是一种机械波, 在介质传播过程中会在介质中产生机械应力, 导致介质折射率随声压成比例发生变化。光束经过声扰动介质时, 会导致光束的光强、偏转角或相位发生变化, 从而实现对声场的检测。

1) 光强敏感法

光强敏感法检测原理如图 2 所示, 超声声压与介质折射率之间的关系可以用式 4 描述, 利用光电二极管或相机等探测器记录光强变化, 从而实现超声声场检测。沿声光互作用长度上平均声压为:

$$\bar{p} = \frac{\varphi\lambda_L}{2\pi L(\partial n/\partial p)} \quad (10)$$

式中: λ_L 为激光波长, L 为声光互作用长度。

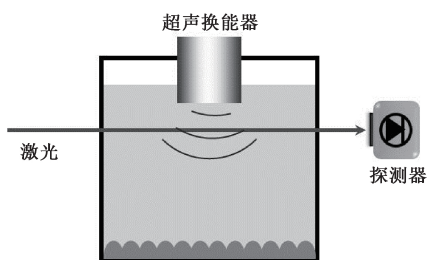


图2 光强敏感法检测原理

Fig.2 Principle of intensive-sensitive method

光强敏感法可实现对连续超声和脉冲超声声场参数检测。对于连续超声,声功率是超声声场的能量指标,Riley 等^[21]报道了一种用于超声功率测量的方法,可以测量低至 25 pW 的连续波功率,适用于医用圆形活塞换能器的检测。He 等^[22]报道了一种非接触式声功率检测系统,该系统包含了一个单透镜光学系统和 CCD 成像系统,利用 CCD 接收衍射光斑,如图 3 所示^[22]。通过边缘检测和图像处理技术得到各级衍射光光强,声功率由下式计算:

$$P = \frac{\rho_0 c_0^3 \lambda^2 v^2}{32\pi(n_0 - 1)^2} e^{2ah} \quad (11)$$

式中: a 为介质中声衰减系数; h 为换能器表面到激光光束的距离。该方法实现了对 950 kHz 医用超声探头的连续波声功率进行检测,测量功率下限可达 0.022 W。但该方法也有一定的局限性,例如无法描述声场的空间分布,介质和容器均须为透明材料。

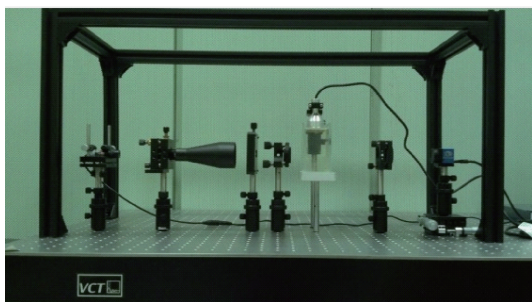


图3 基于光强敏感法的超声功率测量系统

Fig.3 Ultrasonic power measurement system based on intensive-sensitive method

对于脉冲超声,声压是一个重要的声场参数。平均声压可反映超声的能量信息,可用于超声治疗、超声加热等;而瞬时声压变化则反映了脉冲超声所携带的相位、频率等信息,可用于超声测距、成像等。Jia 等^[23]报道了一种针对脉冲超声声场特性的检测方法。光源为 He-Ne 激光器,利用光电探测器接收衍射光信号。该方法建立了脉冲超声声压与衍射光强之间的变化模型,实现了对脉

冲超声声压、频率和相位等声场参数检测,并对该方法的线性度、频率响应、空间分辨率等指标进行评价。利用该方法对 0.5 kHz~10 MHz 的平面与聚焦超声换能器进行检测,检测结果与仿真和脉冲-回波法检测结果一致性较好,如图 4 所示,可用于脉冲超声换能器性能评价与校准^[23]。

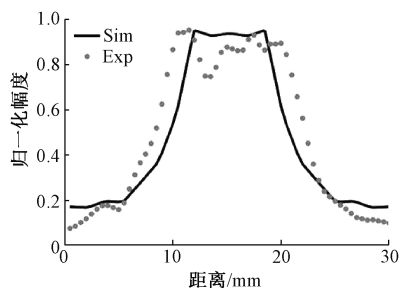


图4 1 MHz 超声换能器声场测量值及理论计算值对比

Fig.4 Comparison of the measuring value and computing value of the sound field of the 1 MHz transducer

光强敏感法的传感器是细激光束,尤其适合常规声探测器无法检测的场合。Zuzan 等^[24]提出利用激光对波导内声场进行分析,检测结果与传声器一致性较好,克服了传声器的 3 个缺点:1) 频带限制在 100 kHz 以内;2) 对声场造成干扰;3) 需要在管道上打孔检测。Christ 等^[25]提出了微通道内声压分布的光学检测方法,微通道尺寸为宽 380 μm 、高 155 μm ,内部充满水,常规水听器无法进行检测。利用光强敏感法可得到微通道内的声压分布情况,如图 5 所示^[25]。检测灵敏度为 50 kPa,检测上限为 9.5 MPa,可用于声学微流控器件的研究。

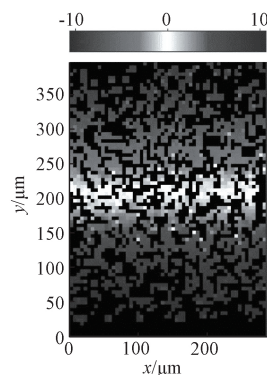


图5 光学检测法得到的微通道内声压分布

Fig.5 Pressure distribution in micro-channels measured by optical detection

尽管光强敏感法只能实现空间中单点声压检测,但结合层析成像技术,可实现二维与三维超声声场重建。Reibold 等^[26]提出了一种光层析技术,如图 6 所示。利用光电探测器接收衍射光信号,实现声场中任意一点声压

的检测,将该技术与计算机断层扫描技术 (computer-tomographic, CT) 相结合,通过对超声探头的平移和旋转,实现超声二维与三维声场重建。除此之外,一些新型超声换能器也可以通过光学方法重建三维声场。Almqvist 等^[27]将光层析成像技术应用于 40 kHz~2 MHz 的空气耦合声场检测。结合麦克风和脉冲回波法,在声压检测、声相位、频率响应、信噪比和空间分辨率对该方法进行评价,结果表明该方法具有非侵入、高分辨率、低信噪比的优势。光层析技术在多阵元电容式微超声换能器 (capacitive micromachined ultrasonic transducers, CMUT) 声场检测中也得到了实验验证^[28]。

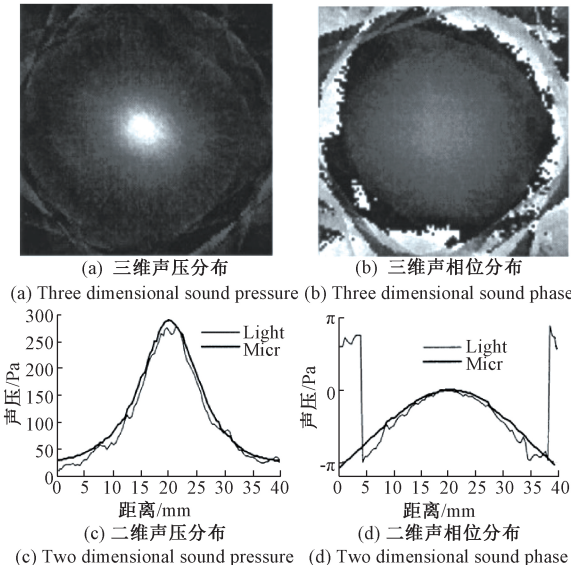


图6 空气耦合超声换能器二维及三维声场分布
Fig.6 Two dimensional and three dimensional sound field of the air-coupled transducer

光强敏感法以一束细激光作为传感器,不会对声场造成干扰,结合光层析技术,可实现超声声场的二维与三维重建,尤其适合常规水听器无法检测的场合。激光束能量集中,光信号信噪比高,可实现较长的工作长度,适用于低信噪比环境,但光强敏感法灵敏度较差,通常用于几十千帕至几十兆帕级别的声压检测。

2) 声光偏转法

不同于光强敏感法,声光偏转法的原理:激光通过声扰动介质时,介质折射率变换会与激光束的电场发生相互作用,改变激光传播方向,使其与声压梯度成比例偏转,利用位置敏感传感器,如四象限光电传感器,记录激光传播位置,即可实现对超声声场的检测^[29],如图7所示。

声光偏转法的优势在于探测频带与光束及探测器直径有关,检测频带范围宽、灵敏度高。Saher 等^[30]提出了基于探针束偏转技术 (probe beam deflection technique,

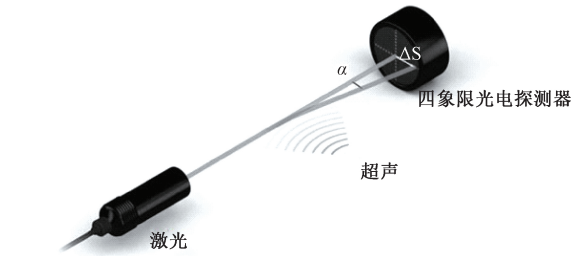


图7 声光偏转法检测原理
Fig.7 Principle of acousto-optic deflection method

PBDT) 的超声光学检测系统。该系统检测原理与图7类似,使用四象限光电探测器检测光束偏转,将光学家检测结果与商用压电超声换能器进行对比,结果表明,当检测光束直径小于 100 μm 时, PBDT 系统的探测带宽为 17 MHz,灵敏度为 22 $\mu\text{V}/\text{Pa}$,最小可探测声压为 12 Pa,如图8所示。可代替常规商用压电超声换能器,用于光声成像系统中实现微弱超声检测。

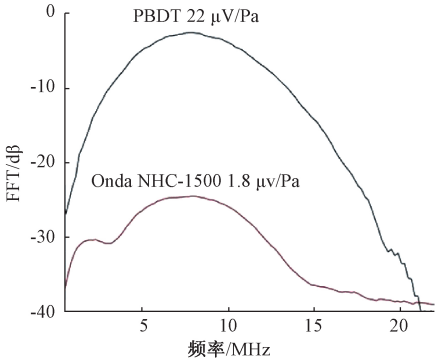


图8 PBDT 与压电换能器声压信号 FFT 及相对灵敏度对比
Fig.8 Comparison in FFT of the sound pressure signal and relative sensitivity of PBDT and piezoelectric transducer

声光偏转法的另一优势在于声压检测范围大,达几百兆帕,可实现聚焦高能超声焦点处声压检测。周慧婷等^[31]提出了基于声光偏转的聚焦超声焦点声压检测方法,建立了光线最大偏转距离与焦点声压变化的关系模型,设计了聚焦超声光学检测系统,如图9所示,使用电荷耦合器件 (charge coupled device, CCD) 作为光探测器,检测光束偏转。换能器功率为 355 W 时,光束最大偏转距离为 27.0 mm,焦点峰值声压为 9.1 MPa。与光纤水听器相比,声光偏转法不会对焦点处声场造成干扰,不易产生空化效应,适用于高能聚焦超声声场检测。

声光偏转法具有结构简单、检测频带范围宽、声压测量范围大的优势,适合高能聚焦超声等常规方法难以检测的环境中使用。由于光信号接收器件为位置敏感器件,除声压等声场参数外,还可获得声场传播方向等信息。

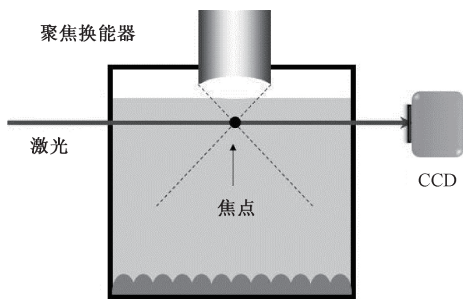


图9 基于声光偏转的聚焦超声焦点声压检测系统

Fig.9 Measurement of sound pressure of the focused ultrasound at focus based on acousto-optic deflection

3) 纹影法

纹影法基于声光效应原理,当光束经过声光介质时,由于介质折射率发生变化,出射光波中便携带了与介质折射率有关的相位信息,利用 Fourier 透镜对出射光做 Fourier 变换及反变换即可在成像屏上重建介质中的声场分布。如图 10 所示,纹影法利用 $4f$ 成像系统实现二维空间 Fourier 变换及反变换。

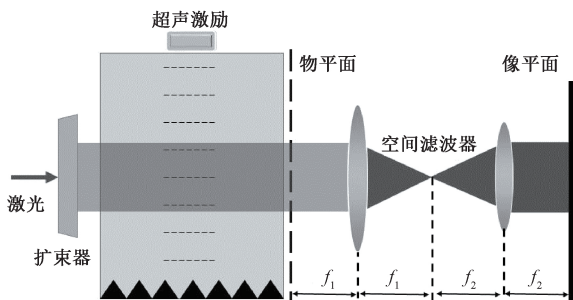


图10 纹影法原理示意图

Fig.10 Theory of schlieren method

透镜 1 和透镜 2 分别为变换透镜和成像透镜。由于光速远远大于声速,因此可以忽略声场随时间的变化。假设光信号沿 z 轴传播,物平面上的光信号可表示为 $U(x, y)$,在焦点处光强分布为:

$$I = U_a^2 \sum_{m=-\infty}^{\infty} J_m^2 \left(-k_L \frac{\partial n}{\partial p} \frac{L p_s}{\rho_0 c_s^2} \right) \delta^2 \left(\frac{m}{\lambda_s} - \frac{u}{\lambda_L f_1} \right) \quad (12)$$

式中: J_m 为 m 阶贝塞尔函数; c_s 为介质中声速; p_s 为超声声压; f_1 为透镜 1 焦距; m 为衍射级次。

利用空间滤波器(如刀片等)滤除零级光部分,剩余衍射光在像平面上即可实现对声场的重建,如图 11 所示。像平面光强与声压近似成正比,但由于光强分布不均匀,噪声较多,因此不适用于声场参数的定量检测。

除了稳态超声声场成像之外,将光源替换为超短脉冲激光,使用高速相机承接像平面的声场影像,可实现瞬态声场成像。陈皓等^[32]设计了基于纹影成像的瞬态声

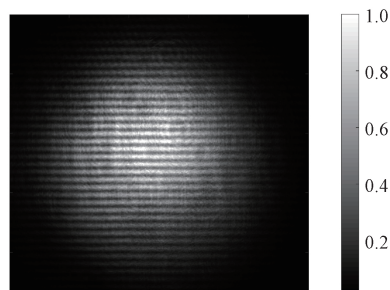


图11 纹影法得到的稳态超声行波声场分布

Fig.11 Sound field of steady traveling wave detected by schlieren method

场成像系统,该系统利用移相锁相技术拍摄整个声场传播过程,像平面图像由增强电耦合相机(intensified charge coupled device, ICCD)接收,ICCD 单次曝光时间为 200 ns,曝光间隔为 0.1 ms。超声探头为 2.25 MHz 线聚焦换能器,换能器宽度为 45 mm,焦距为 30 mm,张角为 45° ,将一个上表面抛光的铝块放置在距离换能器小于 30 mm 的位置,以激发出较强的瑞利泄漏波。该系统可以记录单脉冲辐照固体表面产生的泄露瑞利波和泄露纵波的传播过程,如图 12 所示^[32]。拍摄到的泄露瑞利波角度与仿真的误差为 7.4%,与理论估算值误差为 6.5%,结果表明纹影法可用于研究多种复杂的声学过程。

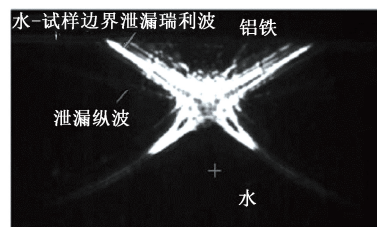


图12 瞬态超声声场及泄露瑞利波

Fig.12 Transient ultrasound field and leakage Rayleigh wave

Xu 等^[33]在常规纹影成像的基础上,将超声换能器固定在旋转平台上,得到不同角度超声声场的二维投影,利用 Radon 变换实现超声声场的三维重建,如图 13 所示。分别对平面、点聚焦和线聚焦超声换能器声场进行三维重建,声场归一化幅值与有限元仿真结果相符,但由于水平分量的光强部分缺失,非平面超声声场重建结果要小于实际值。

诸国桢等^[34]报道了阴影法成像技术,和纹影法相比,该方法成像屏上的光强响应和声压是线性关系。像平面有本底光强 I_0 , ΔI 代表由超声产生的光强增量,可得到:

$$\frac{\Delta I}{I_0} \propto \frac{\partial \alpha}{\partial y} \quad (13)$$

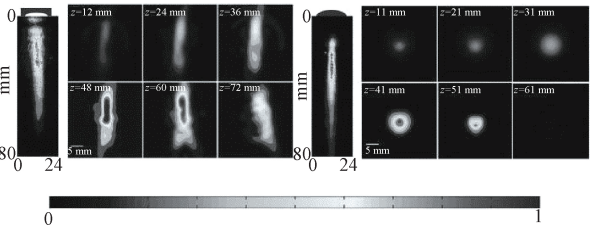


图 13 纹影法得到的点聚焦与线聚焦超声声场
Fig.13 Point-focusing and line-focusing ultrasound field detected by schlieren method

式中: y 轴为超声传播方向; α 为超声导致的光的偏转角,其表达式如式(14)所示。

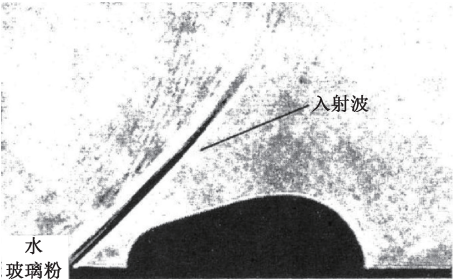
$$\alpha = \frac{1}{2n_0^2 c^2 \rho_0} \frac{\partial p}{\partial y} \tag{14}$$

联立式(13)与(14)可推导出像平面光强与超声声压之间同样是线性关系。阴影法最大的优势在于其在成像是需要空间滤波器,更适合低频超声声场检测。实验中所用超声换能器中心频率为 750 kHz,利用阴影法记录了埋在沙中的圆柱体、类圆柱体的低频超声脉冲声场的入射与散射,如图 14 所示。

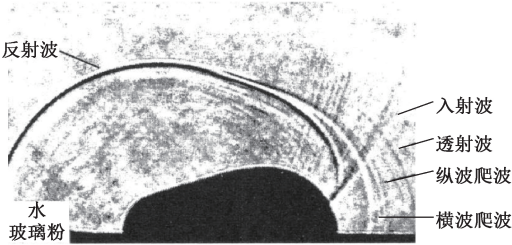
纹影法具有以下优势:(1)不会对声场造成干扰;(2)成像速度快。因此,纹影法可对稳态及瞬态声场成像,便于研究声场传播特性,在声场可视化领域应用广泛。纹影法适用的换能器下限可低于 500 kHz^[35],适用上限可达 110 MHz^[36],可用于水声换能器、工业无损检测换能器甚至高频医用换能器声场检测与校准。

4) 光相移法

光相移法同样根据声压与散射光相位间的关系,检测声扰动介质内光场的变化,结合相位提取算法(空间相移法、四步相移法等),实现对超声声场的定量检测。



(a) 入射声场
(a) Incident sound field



(b) 散射声场
(b) Scattering sound field

图 14 类圆柱体低频脉冲超声声场分布
Fig.14 Pulsed ultrasound field of the cylinder-like object

空间相移法利用空间分光、空间相位器件等实现光相位提取。Pitts 等^[37]提出基于空间相移法的光学相位对比层析成像方法(optical phase contrast tomography, OPCT),如图 15、16 所示,将带 340 nm 凹槽的相位相衬平板放置于物平面变换透镜焦点处,实现空间相移。OPCT 对 2.5 MHz 超声换能器检测结果与水听器一致,可用于超声换能器校准。OPCT 无需对光源同步锁定,适合瞬态声场重建。除声压外,其他声场参数如粒子速度矢量场、密度分布场等^[38]也可使用 OPCT 获得。

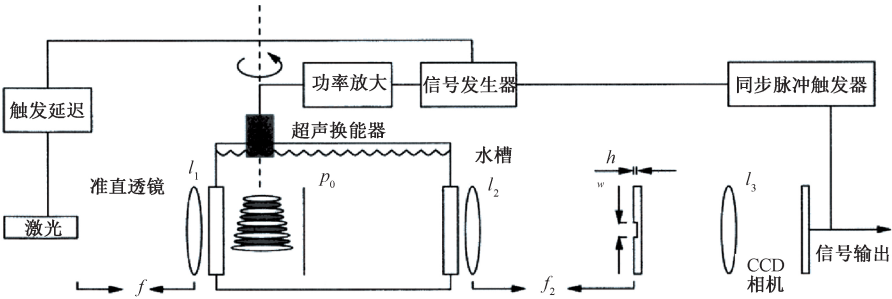


图 15 光学相位对比层析成像系统
Fig.15 Optical phase contrast tomography system

四步相移法是另一种常用的光相位提取方法,由于超声声场会对入射光产生调制,利用四步相移法提取光相位,即可得到声场信息,检测原理如图 17 所示。该系

统中,入射光由声光调制器进行调制,信号发生器工作在正交相移键控(quadrature phase shift keying, QPSK)模式下,声光调制器与高速相机由信号发生器进行同步控制。

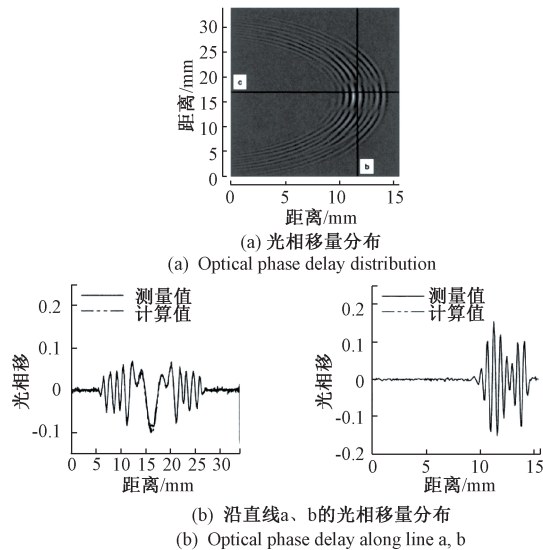


图 16 利用 OPCT 对 2.5 MHz 超声相控阵声场检测

Fig.16 Measurement of sound field induced by 2.5 MHz ultrasonic phased array using OPCT

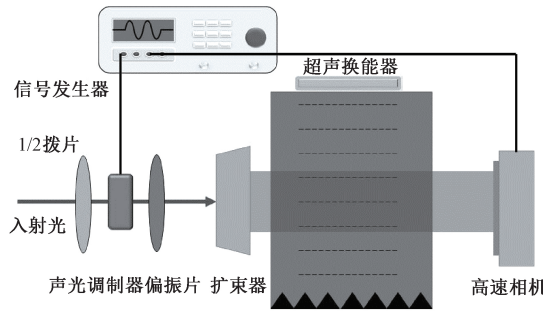


图 17 基于四步相移法的光相移法检测系统

Fig.17 Phase shift detection system based on four phase-shifts

在光信号相位为 0° 、 90° 、 180° 、 270° 时利用 CCD 相机记录光强分布,并利用四步相移法计算得到声场声压与相位分布的二维图像。像平面上点 (x,y) 的声压可以表示为:

$$p_{x,y} = \frac{v_{x,y} \lambda_L}{2\pi L (\partial n / \partial p)} \tag{15}$$

式中: v 为 Raman-Nath 参数,该值可由四步相移法计算

得到。

$$v_{x,y} = \frac{1}{2CI_0} \sqrt{(S_{0^\circ} - S_{180^\circ})^2 + (S_{90^\circ} - S_{270^\circ})^2} \tag{16}$$

式中, C 为常数, S 为像平面光强。同理,相位也可由下式计算得到:

$$\Phi_{x,y} = \tan^{-1} \frac{S_{90^\circ} - S_{270^\circ}}{S_{0^\circ} - S_{180^\circ}} \tag{17}$$

Yao 等^[38]提出了一种基于四步相移法的声场可视化系统,该方法实现了对 1 和 3.5 MHz 超声换能器连续声场的声压与相位分布的检测,如图 18 所示。

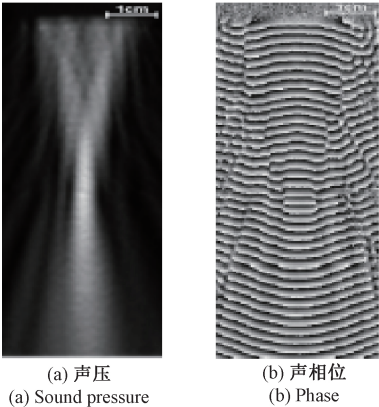


图 18 1 MHz 超声声场的声压与声相位分布
Fig.18 Sound pressure and phase distribution of 1 MHz ultrasound

四步相移法需要对光源和相机同步锁定,对声场稳定性要求较高;需要分别获得不同相位的光场分布进行声场重建,无法实时检测。Ishikawa 等^[40]提出了一种平行相移干涉测量 (parallel phase-shifting interferometry, PPSI) 与高速偏振相机相结合的方法实现瞬态声场实时检测。高速偏振相机^[41]帧数可达 100 000 fps,每 4 个相邻的感光元件分别装有 0° 、 90° 、 180° 、 270° 的偏振器件,如图 19 所示,使用相邻 4 个感光单元的光场数据即可实现一次四步相移,克服了传统相移法无法实时成像的劣势,可对声波的折射、散射、反射等声学过程进行精确定量描述^[42]。

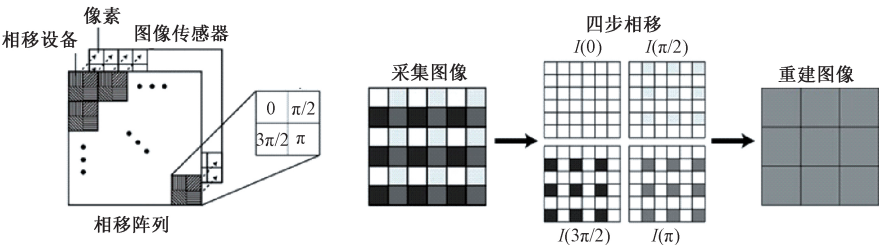


图 19 平行相移干涉测量原理

Fig.19 Theory of parallel phase-shifting interferometry

基于光折射法的超声声场光学检测方法总结如表 1 所示。光折射法的光学结构简单,声压和声频率检测范围较大,结合 Radon 变换等投影变换算法,还可实现声场

三维重建,在声场可视化、声学过程重现、换能器性能评价等领域具有广泛应用,尤其适合传统压电及光纤水听器无法使用的场合。

表 1 基于光折射法的超声声场光学检测方法总结
Table 1 Optical detection of ultrasound fields based on refractometric methods

检测方法	检测原理	优势	典型应用
光强敏感法	介质折射率变化导致光强改变	光路简单,检测成本低	超声换能器声功率检测
声光偏转法	介质折射率变化导致出射光位置改变	可检测超声传播方向;声压检测范围大	高能聚焦超声焦点声压检测
纹影法	介质折射率变化导致光相位改变	可实时检测,检测频率范围大,单次检测即可得到整个声场信息	声场可视化,声场三维重建
光相移法	介质折射率变化导致光相位改变	单次检测即可得到整个声场信息,可实现对声压及声相位的定量检测	声波折射、散射、反射等过程的定量检测

3.2 光衍射法

与光折射法不同的是,光衍射法检测由超声引起的光学干涉模式变换。光衍射法检测系统光路与光干涉仪类似,超声扰动会导致光程、光相位及光波长等发生改变,利用光电二极管或光波长计检测干涉仪输出的强度或频率变化,进而得到超声声场相关信息。根据干涉仪结构,可分为迈克尔逊干涉法、马赫曾德干涉法及多普勒法。

1) 迈克尔逊干涉法

迈克尔逊干涉法基于迈克尔逊干涉原理,如图 20 所示。

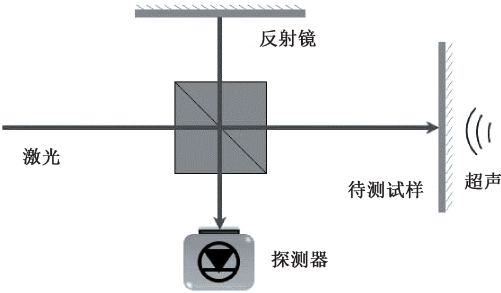


图 20 迈克尔逊干涉法原理

Fig.20 Theory of Michelson interferometers

激光由分光镜分为两束,其中一束光作为参考信号,另一束光用于接收超声扰动,两束光合束后进入光电探测器,作为干涉仪的输出。

在早期研究中,迈克尔逊干涉法用于直接测量换能器产生的微小振动。Deferrari 等^[42]利用激光干涉法测量换能器微振动。该方法利用换能器压电片代替迈克尔逊干涉光路中的反射镜,换能器产生超声时,压电晶片振动导致两束光束产生光程差。根据两束光的拍频信号即可计算得到换能器产生的微小位移。实验表明,该方法可

实现 0.5 μm 的检测精度,频率响应范围在 10~20 kHz。文献[43]对激光干涉光路进行改进,并记录了换能器连续振动的位移曲线,实现了换能器振动位移的非接触式检测。

上述研究中,干涉光路的光程差直接由换能器位移得到,对换能器表面光洁度要求较高,易受到环境因素影响,导致检测频带受限于较低频带。另一方面,上述方法仅能实现换能器振动位移检测,其唯一曲线与换能器所产生声场仍有一定区别。在后续研究中,研究人员改进干涉光路,提高检测灵敏度与检测频带,将其应用于换能器表面声场检测。Nakano 等^[44]设计了用于超声光学检测的相位调制迈克尔逊干涉系统,该方案使用高功率激光提升检测灵敏度。当光电探测器接收最大光强为 100 mW 时,可检测最小 10 pm 的超声换能器位移。使用迈克尔逊干涉法与接触检测法对超声换能器表面声场检测如图 21 所示,与接触检测法(接触式换能器)相比,光学检测法得到的波形几乎一致,不会出现始波干扰,但信号信噪比较低,需要使用平均采样等方法降低随机噪声的干扰^[44]。

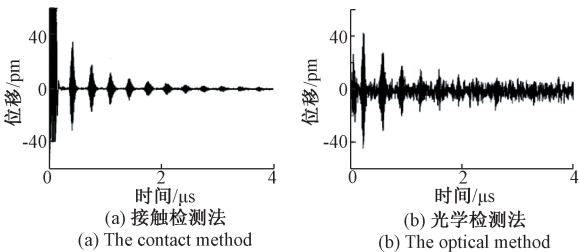


图 21 超声换能器表面声场

Fig.21 Ultrasonic surface wave field

除换能器近表面声场外,迈克尔逊干涉法尤其适合声表面器件 (surface acoustic wave, SAW) 的声场检测。

Knuuttila 等^[45]提出了一种扫描迈克尔逊干涉仪用于 SAW 声场检测,检测系统如图 22 所示,该系统采用扫描成像的工作模式,检测速度可达 50 000 点/h。干涉仪灵敏度达 $10^{-5} \text{ nm/Hz}^{1/2}$,可直接检测工作频率在 0.5 MHz~1 GHz 的 SAW 声场,空间分辨率优于 $1 \mu\text{m}$,可应用于 SAW 器件研制,提供接触式检测方法无法获得的声场分布信息。

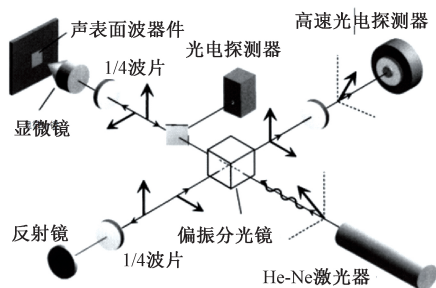


图 22 扫描迈克尔逊干涉检测系统

Fig.22 Scanning Michelson interferometer system

迈克尔逊干涉法可通过直接测量换能器表面位移来得到声场信息,实现声场的非接触式检测,检测灵敏度优于常规接触式检测方法,但对环境干扰敏感、检测信噪比较低。

2) 马赫-曾德干涉法

马赫-曾德干涉法基于马赫-曾德干涉仪,其检测原理如图 23 所示,激光由分束镜分为两束,其中一束为参考光束,另一束为测量光束,两束光合束后作为干涉仪输出,由光电探测器接收输出信号。与迈克尔逊干涉不同的是,测量光束经过声扰动介质,超声在介质传播时会导致折射率改变,引起合束时两束光产生光程差。

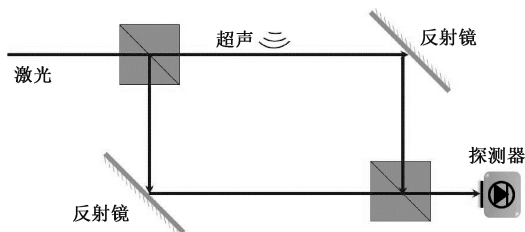


图 23 马赫-曾德干涉法原理

Fig.23 Theory of Mach-Zehnder interferometers

马赫-曾德干涉法检测灵敏度高,Matar 等^[46]报道了马赫-曾德干涉法在空气耦合超声声场检测中的应用,该方法设计了马赫-曾德外差干涉测量系统,用于 200~700 kHz 空气耦合超声检测,在空气中具有很高的灵敏度。图 24 所示为该方法对空气耦合换能器声场检测结果,结果表明其灵敏度可达 $2 \times 10^{-4} \text{ Pa/Hz}^{1/2}$,最低可检测 1 Pa 声压。

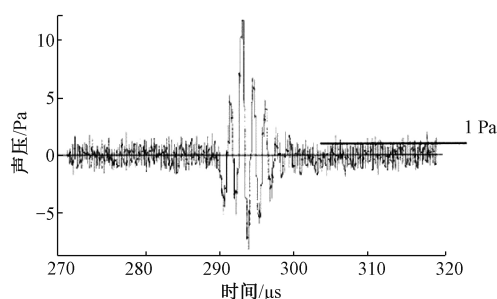


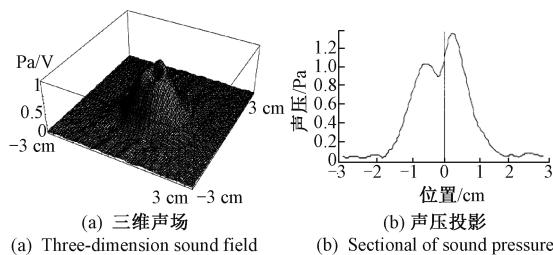
图 24 距空气耦合换能器 5 cm 处轴向声压分布

Fig.24 Axial pressure measurement at 5 cm from the air-coupled transducer

在平面内旋转并平移换能器,结合滤波反投影算法,可实现声场三维重建:

$$p(x, y) = \frac{\pi}{M_p} \sum_{i=1}^{M_p} Q_{\theta_i}(x \cos \theta_i + y \sin \theta_i) \quad (18)$$

式中: $p(x, y)$ 为空间中某点位置处的声压; M_p 为投影数量; Q_{θ_i} 为 θ_i 角度下的声压投影。马赫-曾德干涉法得到的换能器声场声压三维重建及相应的声压投影如图 25 所示。



(a) 三维声场 (b) 声压投影

(a) Three-dimension sound field (b) Sectional of sound pressure

图 25 声场三维重建及二维声压投影

Fig.25 Three-dimension sound field reconstruction and corresponding sectional views

由于灵敏度高,马赫-曾德干涉法广泛应用于微弱声压的光学检测,尤其是光声成像领域。Nuster 等^[47]对比了薄膜压电聚合物传感器与光学干涉检测法作为线传感器应用于光声成像领域。马赫-曾德干涉仪的其中一臂作为超声线传感器,具有较强的抗电磁干扰能力,适用于高带宽检测。对比结果表明,在压电换能器使用单位增益前置放大器时,光学检测法的灵敏度是前者的 27 倍。除此之外,压电换能器所接收信号的幅度受方向性影响较大,导致特定入射角的声波波形产生严重失真,影响成像质量,而光学检测法的指向性受入射角度的影响较小,如图 26 所示。

Paltauf 等^[48]提出了一种利用马赫-曾德干涉仪测量短激光脉冲辐照产生声波的三维光声成像方法,同样适用于干涉仪一臂作为线传感器,干涉仪获得的信号对应声波的线积分。成像系统的空间分辨率再 $100 \sim 300 \mu\text{m}$,成

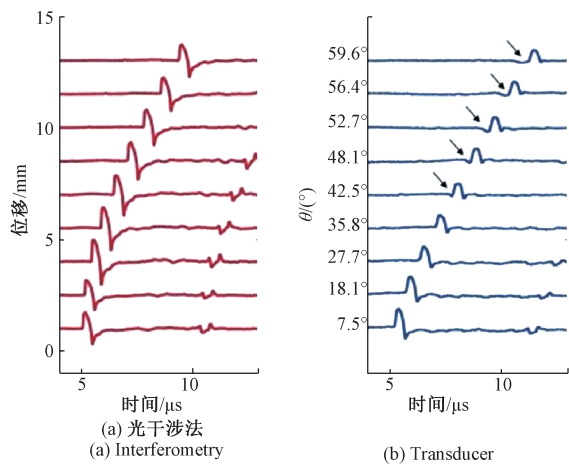


图 26 不同入射角度时光干涉法与压电换能器对比
Fig.26 Comparison of signals obtained with the interferometry and transducer on angle of incidence

像分辨率优于常规压电式超声线传感器,如图 27 所示,可实现全光学光声成像。

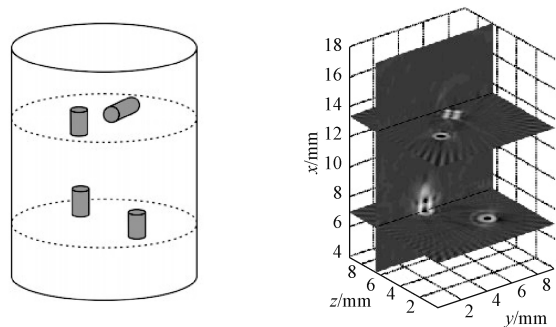


图 27 成像模型及光声成像结果

Fig.27 Phantom and corresponding photoacoustic tomography

马赫-曾德干涉法具有灵敏度高、抗干扰性强、动态范围高^[49-50]的优势,适用于微弱超声检测,在光声成像中有广泛应用,但该方法也存在光路复杂、机动性不便的劣势。

3) 多普勒频移法

不同于迈克尔逊干涉与马赫-曾德干涉法,多普勒频移法通过多普勒干涉仪检测光频的多普勒频移,进而得到超声声场的相关参数。多普勒频移法检测原理如图 28 所示,其光路与迈克尔逊干涉类似,但测量光束并没有与参考光束干涉,而是将超声引起的测量光束频移由波长解调器记录下来。与迈克尔逊干涉相比,多普勒频移法更适合工作于反射面为粗糙表面的情况。

Malkin 等^[51]提出了一种非接触式声场重建方法,该方法利用多普勒干涉仪测量空气折射率由于声压变化而

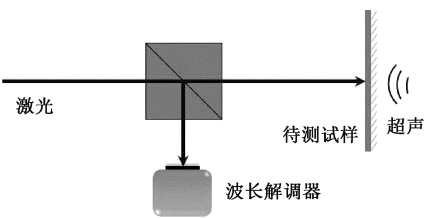


图 28 多普勒频移法原理
Fig.28 Theory of Doppler-shift method

引起的光传播速度变化,从而量化声波传播过程中的声压波形。结果表明该方法与仿真结果一致性较好,可用于观察超声反射与干涉等声学过程,如图 29 所示。

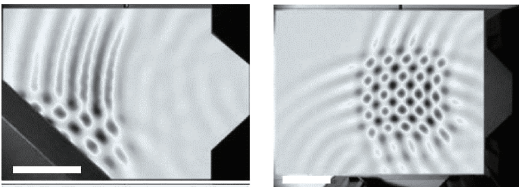


图 29 超声反射与干涉

Fig.29 Ultrasound field of reflection and interference

除声场可视化外,多普勒频移法还可用于声场三维重建。Bahr 等^[52]将多普勒频移法与光层析成像结合,实现了超声声场的三维重建。重建结果与水听器检测结果进行对比,结果表明多普勒频移法可用于超声声场定量检测,精度与水听器接近,空间分辨率甚至优于水听器,如图 30 所示。

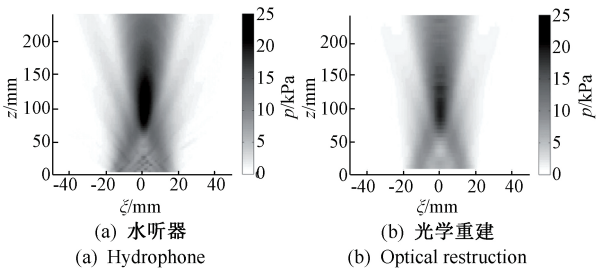


图 30 换能器轴向声场
Fig.30 Axial sound field of transducer

多普勒频移法通过检测超声引起的光频移来检测超声声场参数,光路结构更为紧凑,仅有单一光束,是一种基于光学谐振器的超声传感技术,可提高检测灵敏度。但目前缺少快速、对波长敏感的光学探测方法,限制了多普勒频移法的广泛应用。

基于光干涉法的超声声场光学检测方法总结如表 2 所示,与光折射法相比,光干涉法通常具有参考光束,检测灵敏度更高,但光路更加复杂,检测灵活性降低。

表 2 基于光干涉法的超声声场光学检测方法

Table 2 Optical detection of ultrasound fields based on interferometric methods

检测方法	检测原理	优势	典型应用
迈克尔逊干涉法	超声振动引起干涉仪其中一臂的反射面发生位移	可直接测量换能器表面振动	SAW 声场检测
马赫-曾德干涉法	超声振动引起干涉仪其中一臂所经过介质的折射率发生变缓	声压检测灵敏度高	光声成像中的微弱超声检测
多普勒频移法	超声振动引起光信号产生多普勒频移	光路结构简单,适应性强	非接触式换能器声场重建与声场可视化

4 结 论

声光效应是声学与光学的交叉学科,几十年来取得了重大进展,声光耦合模型、声光器件、声光信号处理等至今仍是各学科研究热点之一,本文从超声声场检测角度出发,回顾了近几十年来超声光学检测技术的研究热点和进展,超声光学检测具有以下发展趋势。

1) 理论模型逐步完善

自 Raman-Nath 衍射模型提出至今,声光效应理论模型角度不断完善。从 Raman-Nath 衍射和 Bragg 衍射两种情况下的特殊解析模型,到聚焦超声、脉冲超声、任意入射方向超声等特殊超声模型,声光效应模型不算完善,为超声光学检测技术的发展奠定了理论基础。但目前对于过渡区声光效应,缺少相应的理论解释,还没有可推广到任意波形超声的解析模型。

2) 声压检测范围不断扩大

早期研究中,超声光学检测用于医用与工业超声换能器声压与声功率检测,声压测量下限低至 0.5 kPa。后期利用高能激光、干涉检测等方法,声压检测灵敏度可低至 1 Pa,实现微弱超声声场检测。而声光偏转法则将声功率测量上限提高至几百兆帕,可实现高能聚焦超声焦点处声压检测。

3) 声频率检测范围不断拓宽

从超声频率角度来看,早期的研究集中在兆赫兹级别,检测频带宽度仅有几百千赫兹。高阶纹影成像技术拓宽了光学检测频率下限,实现了百千赫兹级别超声声场检测,而光学干涉仪与光学谐振器等更是将超声检测带宽提高至近 125 MHz,性能远优于压电式水听器,从低频水声探测领域到高频医学超声成像领域,均有超声光学检测技术的身影。

4) 声场实时检测与三维重建

得益于光电器件的进步,超声光学检测技术从单点声压、扫描检测,逐步向面光源、CCD 检测发展,一次检测即可得到整个平面的声场分布。将声场检测与三

维成像技术(光层析成像、投影反变换、Radon 变换等)结合,实现声场三维成像也是超声光学检测技术的发展方向之一。

5) 应用领域更广泛

早期超声光学检测技术主要用于声场可视化领域,而现在超声光学检测在声场重建、换能器性能分析、光声成像、声场参数分析、声速测量等多个领域发挥着重要的作用,甚至已经完全替代了传统声学检测设备。相信随着声光效应理论的完善和光电检测技术的进步,超声光学检测方法会有更广阔的发展前景。

参考文献

[1] DRINKWATER B, WILCOX P. Ultrasonic arrays for non-destructive evaluation: A review [J]. Ndt & E International, 2006, 39(7):525-541.

[2] GAN W. Acoustical imaging: Techniques and applications for engineers[M]. Wiley, 2012.

[3] SOLBERG O, LINDSETH F, TORP H, et al. Freehand 3D ultrasound reconstruction algorithms: A review [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2007, 33 (7): 991-1009.

[4] LI Y. Position and time-delay calibration of transducer elements in a sparse array for underwater ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2006, 53 (8): 1458-1467.

[5] YAN F, HAN D, YAO Q, et al. Prediction of seismic wave dispersion and attenuation from ultrasonic velocity measurements[J]. Geophysics, 2014, 79 (5): WB1-WB8.

[6] 张祝军,潘宏,蔡勇,等.海底热液温度场声学测量系统的初步研究[J].电子测量与仪器学报,2010,24(11): 1031-1037.

ZHANG ZH J, PAN H, CAI Y, et al. Preliminary study of an acoustic temperature measuring system for seafloor

- hydrothermal vents [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2010, 24(11): 1031-1037.
- [7] 孙伟, 郭宝龙, 陈龙. 便携式水听器测试仪的研究与实现[J]. 仪器仪表学报, 2011, 32(2): 375-380.
- SUN W, GUO B L, CHEN L. Design and implementation of portable hydrophone instrument[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2011, 32(2): 375-380.
- [8] 郭成成, 姚磊, 郑慧峰, 等. 基于近场互谱法的医用聚焦超声场多参数检测[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(3): 39-46.
- GUO CH CH, YAO L, ZHENG H F, et al. Multi-parameter detection of medical focused ultrasonic field based on near-field cross-spectrum method[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(3): 39-46.
- [9] YU L, SHOU W, HUI C. Radiation force calculation and acoustic power measurement for a cylindrical concave transducer based on the ray acoustic model[J]. Journal of the Korean Physical Society, 2012, 61(4): 544-550.
- [10] WAGNER J W. Optical detection of ultrasound[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 1986, 33(5): 485-99.
- [11] RAMAN C, NATH N S N. The diffraction of light by sound waves of high frequency: Part-II[J]. Proceedings of the Indian Academy of Sciences-Section A, 1935, 2(4): 413-420.
- [12] PITTS T A, GREENLEAF J F. Three-dimensional optical measurement of instantaneous pressure[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2000, 108(6): 2873-2883.
- [13] 于连生. 声光传感器[J]. 海洋技术学报, 1995(2): 35-57.
- YU L SH. Acousto-optic sensor. [J]. Ocean Technology, 1995(2): 35-57.
- [14] KLEIN W R, COOK B D. Unified approach to ultrasonic light diffraction[J]. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 2005, 14(3): 123-134.
- [15] MOHARAM M G, YOUNG L. Criterion for Bragg and Raman-Nath diffraction regimes. [J]. Applied Optics, 1978, 17(11): 1757-9.
- [16] HUANG J, NISSEN J A, BODEGOM E. Diffraction of light by a focused ultrasonic wave[J]. Journal of Applied Physics, 1992, 71(1): 70-75.
- [17] ABEELE K V D. Light diffraction by ultrasonic pulses: Analytical and numerical solutions of the extended Raman-Nath equations[J]. Journal of the Acoustical Society of America, 1990, 88(5): 2298-2315.
- [18] GONDEK G, GRULKOWSKI I, KWIEK P, et al. Light diffraction by two parallel superposed ultrasonic waves of the frequency ratio 1:2 [J]. Ultrasonics, 2007, 46(2): 133-137.
- [19] ABEELE K V D, LEROY O. Probing of ultrasonic pulses by multidirectional light[J]. Ultrasonics, 1991, 29(6): 464-470.
- [20] WINDELS F W, LEROY O. The acousto-optical interaction of narrow laser beams under Raman-Nath conditions[J]. Journal of Optics A Pure & Applied Optics, 2001, 3(4): S12.
- [21] RILEY W A J. Optical determination of low ultrasonic powers[J]. Acoustical Society of America Journal, 1980, 67(4): 1386-1388.
- [22] HE L, ZHU F, CHEN Y, et al. Ultrasonic power measurement system based on acousto-optic interaction[J]. Review of Scientific Instruments, 2016, 87(5): 231.
- [23] JIA LH, XU B, CHEN S, et al. Characterization of pulsed ultrasound using optical detection in Raman-Nath regime [J]. Review of Scientific Instruments, 2018, 89(8): 084906.
- [24] ZUZANA, L, RUDOLF B. A comparison measurement of nonlinear ultrasonic waves in tubes by a microphone and by an optical interferometric probe [J]. Ultrasonics, 2005, 43(5): 315-319.
- [25] CHRIST N H, FRIEDBERG R, LEE T D. Imaging local acoustic pressure in microchannels[J]. Applied Optics, 2015, 54(21): 6482-6490.
- [26] REIBOLD R, KWIEK P. Uncertainty considerations of ultrasonic field mapping by light-diffraction tomography[J]. Ultrasonics, 1997, 35(3): 187-193.
- [27] ALMQVIST M, HOLM A, PERSSON H W, et al. Characterization of air-coupled ultrasound transducers in the frequency range 40 kHz~2 MHz using light diffraction tomography[J]. Ultrasonics, 2000, 37(8): 565-575.
- [28] DEFERRARI H A. Laser interferometric technique for measuring small-order vibration displacements [J]. The

- Journal of the Acoustical Society of America, 1966, DOI: 10.1121/1.1909984.
- [29] GEORG W, PLEITEZ M A, AMIR R, et al. Looking at sound: Optoacoustics with all-optical ultrasound detection[J]. *Light: Science & Applications*, 2018, 7(1):53.
- [30] SAHER M, BENNETT L, CALEB C, et al. All-optical optoacoustic microscopy based on probe beam deflection technique[J]. *Photoacoustics*, 2016, 4(3): 91-101.
- [31] 周慧婷, 吕朋, 廖长义, 等. 基于声光折射的聚焦超声焦点声压检测[J]. *光学学报*, 2012, 32(9): 0908001.
- ZHOU H T, LV P, LIAO CH Y, et al. Measurement of acoustic pressure of the focused ultrasound at focus base on acousto-optic refraction [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(9): 0908001.
- [32] 陈皓, 徐峥, 姜学平, 等. 纹影法在超声场成像中的应用[J]. *声学技术*, 2016, 35(3):235-238.
- CHEN H, XU ZH, JIANG X P, et al. Application of Schlieren method to ultrasound field imaging [J]. *Technical Acoustics*, 2016, 35(3):235-238.
- [33] XU Z, CHEN H, YAN X, et al. Three-dimensional reconstruction of nonplanar ultrasound fields using Radon transform and the schlieren imaging method [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2017, 142(1): EL82-EL88.
- [34] 诸国桢, 卢克安, 杨旭辉, 等. 对记录脉冲声场的光学方法及对沙中埋藏的类圆柱体的散射声场的研究[J]. *声学学报*, 2002(3):198-202.
- ZHU G ZH, LU K AN, YANG X H, et al. Study on the optical system for the record of the pulsed acoustic field and the scattering of the cylindrical-like objects buried in underwater sand[J]. *Acta Acustica*, 2002(3):198-202.
- [35] 姜学平, 程茜, 钱梦霖. 纹影法对声场成像的理论和实验研究[J]. *声学技术*, 2011, 30(5):1-4.
- JIANG X P, CHENG Q, QIAN M L. Theoretical and experimental investigation of imaging the acoustic fields by schlieren techniques. [J]. *Technical Acoustics*, 2011, 30(5):1-4.
- [36] ZANELLI C I, HOWARD S M. Schlieren metrology for high frequency medical ultrasound [J]. *Ultrasonics*, 2006, 44(4): 105-107.
- [37] PITTS T A, GREENLEAF J F. Three-dimensional optical measurement of instantaneous pressure [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2000, 108(6): 2873-2883.
- [38] PITTS T A, GREENLEAF J F. Optical measurement of ultrasonic Poynting and velocity vector fields[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonic Ferroelectric Frequency Control*, 2002, 49(2):193-203.
- [39] YAO G, WANG L V. Full-field mapping of ultrasonic field by light-source-synchronized projection [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1999, 106(1): 36-40.
- [40] ISHIKAWA K, YATABE K, CHITANONT N, et al. High-speed imaging of sound using parallel phase-shifting interferometry [J]. *Optics Express*, 2016, 24(12): 12922.
- [41] ONUMA T, OTANI Y. A development of two-dimensional birefringence distribution measurement system with a sampling rate of 1.3 MHz [J]. *Optics Communications*, 2014, 315:69-73.
- [42] ISHIKAWA K, TANIGAWA R, YATABE K, et al. Simultaneous imaging of flow and sound using high-speed parallel phase-shifting interferometry [J]. *Optics Letters*, 2018, 43(5):991.
- [43] DEFERRARI H A, DARBY R A, ANDREWS F A. Vibrational displacement and modeloghape measurement by a laser interferometer [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1962, 42(5):982-990.
- [44] NAKANO H, MATSUDA Y, NAGAI S. Optical detection of ultrasound with a phase-modulated Michelson interferometer [J]. *Review of Scientific Instruments*, 1999, 70(11):4275-4278.
- [45] KNUUTILA J V, TIKKA P T, SALOMAA M M. Scanning Michelson interferometer for imaging surface acoustic fields [J]. *Optics Letters*, 2000, 25(9): 613-615.
- [46] MATAR O B, PIZARRO L, CERTON D, et al. Characterization of airborne transducers by optical tomography[J]. *Ultrasonics*, 2000, 38(1):787-793.
- [47] NUSTER R, GRATTS S, PASSLER K, et al. Comparison of optical and piezoelectric integrating line detectors[C]. *Biomedical Optics: Photons Plus Ultrasound: Imaging &*

Sensing, 2009, DOI:10.1117/12.808873.

- [48] PALTAUF G, NUSTER R, HALTMEIER M, et al. Photoacoustic tomography using a Mach-Zehnder interferometer as an acoustic line detector [J]. Applied Optics, 2007, 46(16):3352.
- [49] ROSENTHAL A, HAZAN Y. Passive-demodulation pulse interferometry for ultrasound detection with a high dynamic range[J]. Optics Letters, 2018, 43(5):1039.
- [50] OLEG V, YOAV H, AMIR R. Ultrasound detection via low-noise pulse interferometry using a free-space Fabry-Pérot[J]. Optics Express, 2018, 26(17):22405.
- [51] MALKIN R, TODD T, ROBERT D. Quantitative imaging of acoustic reflection and interference [J]. Journal of Physics: Conference Series, 2015, 581(1):012007.
- [52] BAHR L, LERCH R. Beam profile measurements using light refractive tomography [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2008, 55(2):405-414.

作者简介



贾乐成, 2014 年于天津大学获得学士学位, 现为天津大学博士研究生, 主要研究方向为超声检测技术、声光效应及其应用。

E-mail: jialecheng@tju.edu.cn

Jia Lecheng received his B. Sc. degree from

Tianjin University in 2014. He is currently a Ph. D. candidate at Tianjin University. His main research interests include ultrasonic inspection and measurement, applications of acousto-optic effect.



陈世利(通信作者), 分别在 1997 年和 2003 年于天津大学获得学士学位和博士学位, 现为天津大学副教授, 主要研究方向为无损检测技术、管道泄露检测。

E-mail: slchen@tju.edu.cn

Chen Shili (Corresponding author) received his B. Sc. and Ph. D. degrees both from Tianjin University in 1997 and 2003, respectively. He is currently an associate professor at Tianjin University. His main research interests include non-destructive testing and pipeline leak detection.



曾周末, 分别在 1982 年和 1985 年于华中工学院获得学士学位和硕士学位, 1993 年于天津大学获得博士学位, 现为天津大学教授, 主要研究方向为检测技术及仪器。

E-mail: zhzmeng@tju.edu.cn

Zeng Zhoumo received his B. Sc. and M. Sc. degrees both from Huazhong University of Science and Technology in 1982 and 1985, and received his Ph. D. degree from Tianjin University in 1993, respectively. He is currently a professor at Tianjin University. His main research interests include detection technology and instrument.