

## 手持偏振光声计算层析成像探头设计及应用研究

张迎<sup>1</sup>, 吴晓君<sup>1\*</sup>, 何宏辉<sup>2</sup>, 文斌华<sup>1</sup>, 刘成波<sup>3</sup>, 任亚光<sup>3\*\*</sup><sup>1</sup>西安建筑科技大学机电工程学院, 陕西 西安 710055;<sup>2</sup>清华大学深圳国际研究生院广东省偏振光学检测与成像工程技术研究中心, 深圳市无损监测与微创医学技术重点实验室, 光学检测与成像研究所, 广东 深圳 518055;<sup>3</sup>中国科学院深圳先进技术研究院生物医学光学与分子影像研究中心, 广东 深圳 518055

**摘要** 光声成像技术(PAT)通常将生物组织对光的吸收系数视为标量,然而大多数生物组织具有各向异性,对不同偏振态的光的吸收系数是不同的,这限制了光声成像技术在一些有偏振需求的临床诊疗中的应用。基于此,设计了一种基于光纤引导的激发光手持偏振角度可调的光声计算层析成像(PACT)探头,并搭建了偏振 PACT 系统,旨在为术中偏振组织检测提供影像学依据。激发光由非保偏光纤引导传输,经过一系列透镜整形后,由起偏器起偏并用半波片调节激发光的偏振角度进行声信号的激发。实验中,通过对不同光轴方向和位于散射介质不同深度偏光片进行多次偏振光声成像实验,成功地实现偏光片的光轴方向检测和深度成像。此外,通过使用两个正交偏振角度的激发光对牛肌腱进行光声成像,成功地提取了牛肌腱的结构信息,验证了所设计的手持偏振光声成像探头及偏振 PACT 系统的成像能力和各向异性检测性能,有望为具有各向异性生物组织(如神经和肌腱)的术中诊断和治疗提供影像学依据。

**关键词** 医用光学; 生物医学成像; 光声成像; 手持; 偏振光; 各向异性

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202259.0817001

## Design and Application of Handheld Polarized Photoacoustic Computational Tomography Probe

Zhang Ying<sup>1</sup>, Wu Xiaojun<sup>1\*</sup>, He Honghui<sup>2</sup>, Wen Binhua<sup>1</sup>, Liu Chengbo<sup>3</sup>, Ren Yaguang<sup>3\*\*</sup><sup>1</sup>School of Mechanical and Electrical Engineering, Xi'an University of Architecture and Technology, Xi'an, Shaanxi 710055, China;<sup>2</sup>Guangdong Research Center of Polarization Imaging and Measurement Engineering Technology, Shenzhen Key Laboratory for Minimal Invasive Medical Technologies, Institute of Optical Imaging and Sensing, Shenzhen International Graduate School, Tsinghua University, Shenzhen, Guangdong 518055, China;<sup>3</sup>Research Center for Biomedical Optics and Molecular Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen, Guangdong 518055, China

**Abstract** Photoacoustic imaging technology (PAT) usually regards the absorption coefficient of biological tissue to light as a scalar. However, most biological tissues are anisotropic, and the absorption coefficients of light with different polarization states differ, limiting the use of photoacoustic imaging technology in some clinical diagnosis and treatment with polarization requirements. Based on this, a photoacoustic computed tomography (PACT) probe with

收稿日期: 2021-04-26; 修回日期: 2021-04-29; 录用日期: 2021-05-17

基金项目: 国家自然科学基金(92059108)、广东省区域联合基金(2019A1515110727)、陕西省科技厅重点研发计划(2021GY-265)

通信作者: \*wuxiaojun@xauat.edu.cn; \*\*yg.ren@siat.ac.cn

an adjustable polarization angle is designed, and a polarization PACT system is built to provide an imaging basis for intraoperative polarization tissue detection. Non-polarization maintaining fiber guides and transmits the excitation light. It is polarized by a polarizer after a series of lens shapings, and the polarization angle of the excitation light is adjusted by a half-wave plate to excite the acoustic signal. In the experiment, through multiple polarized photoacoustic imaging experiments on polarizers with different optical axis directions and different depths in scattering media, the optical axis direction detection and depth imaging of polarizers are successfully realized. Furthermore, the structural information of the bovine tendon is successfully extracted by using the excitation light of two orthogonal polarization angles to the photoacoustic image of the bovine tendon, and the imaging ability and anisotropy detection performance of the designed handheld polarized photoacoustic imaging probe and polarization pact system are verified. It is expected to provide an imaging basis for the intraoperative diagnosis and treatment of anisotropic biological tissues (such as nerves and tendons).

**Key words** medical optics; biomedical imaging; photoacoustic imaging; handheld; polarized light; anisotropy

## 1 引言

迅速兴起的光声成像技术(PAT)<sup>[1-2]</sup>以其独特的优势为生物医学影像诊疗领域的研究提供了新机遇。光声成像技术是基于光声效应,以纳秒脉冲光作为激励源、声信号作为信息载体,通过对采集到的声信号进行图像重建处理得到组织内部结构信息的一种成像方法。因此,该技术结合了光学与超声的优势,既能够获取高分辨率图像,又具备大穿透深度的特点。更重要的是,利用不同物质成分独特的光谱吸收能力,光声成像能够高灵敏地识别分子成分信息,具备独特的分子成像能力<sup>[3-6]</sup>。目前,光声成像技术的主要应用包括:光声显微成像(PAM)、光声计算层析成像(PACT)<sup>[7]</sup>和光声内窥成像(PAE)。PAM和PAE对毫米级深度成像可以达到微米级别分辨率,而PACT因其成像范围广、深度大、速度快的特点在临床应用上表现出巨大潜力。传统的光声成像技术均假定组织的吸收系数为无方向性的标量常数。然而,研究表明许多生物组织内存在有序分子链,使其光吸收呈各向异性<sup>[8-9]</sup>。因此,原理上利用不同偏振角度的激发光对具有各向异性的组织进行光声成像能够实现组织内部分子排列有序性的特异性成像。目前提出的偏振PAM<sup>[10-12]</sup>和自由空间二色性敏感的PACT<sup>[13]</sup>可以实现生物组织的偏振光声检测。然而,这两种成像方式都具有一定的局限性,偏振PAM的成像视场小、成像深度浅,而空间二色性敏感PACT受限于空间光传输方法,可操作性受限,并不适用于临床手持式偏振光声成像。然而,在临床手术中对肌腱损伤的修复<sup>[14-15]</sup>、神经血管瘤的去除<sup>[16-17]</sup>等都非常需要偏振成像技术<sup>[18]</sup>。因此,开发一种临床友好

的偏振PACT来帮助解决一些术中诊断或治疗问题是一项亟待解决的挑战。

本文设计了一种基于光纤的手持偏振角度可调的PACT探头,并搭建了偏振PACT系统,其中非保偏光纤用于传导较大能量激发光,光纤出射激发光经过探头中一系列透镜整形将激发光光斑整形为与超声换能器的检测区域相匹配的形状,再由起偏器将激发光起偏为线偏振光,通过旋转半波片调节线偏振光的偏振角度。实验中,通过对偏光片和牛肌腱<sup>[19-20]</sup>进行偏振光声成像,验证了所提基于该手持偏振光声成像探头及偏振PACT系统的偏振成像性能:可以实现光轴方向检测和深度成像及偏振生物组织结构检测。光声成像技术拓展了传统PACT的信息提取能力,而且手持偏振角度可调的PACT探头可以更方便地应用到临床研究中,为组织损伤、术中肌腱、神经的定位及其他异常的诊断和偏振监测提供契机。

## 2 偏振光声成像原理与实现方法

### 2.1 偏振光声成像基本原理

偏振光声成像的检测原理可由光声成像原理<sup>[21]</sup>推导得出。在线性光声范围内,初始压力可以表示为

$$P = \Gamma \eta_{th} \mu_0 F, \quad (1)$$

式中: $\Gamma$ 是 Grueneisen 参数; $\eta_{th}$ 是热转换效率; $\mu_0$ 是吸收系数; $F$ 是光通量。传统的光声成像不考虑吸收分子的光吸收系数矢量性,即认为吸收系数在任意入射光电矢量方向(偏振角度)上都为常数,即 $\mu_{//} = \mu_{\perp} = \mu_0$ 。对于有序性分子链而言,光吸收系数有一定的取向性,系数不仅有大小差异,还有方向差异,即 $\mu_{//} \neq \mu_{\perp}$ ,如图1所示,其中 $\mu_{//}$ 、 $\mu_{\perp}$ 分别为

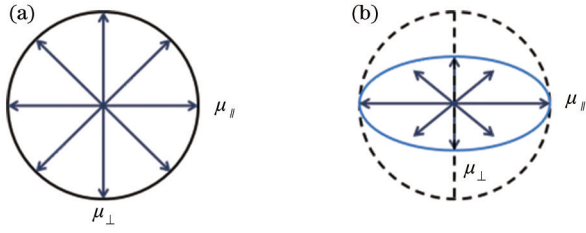


图 1 传统各向同性吸收体与考虑实际各向异性的吸收体的吸收系数矢量分布图。(a)传统各向同性吸收体；  
(b)实际各向异性的吸收体

Fig. 1 Vector distribution diagrams of absorption coefficient of traditional isotropic absorber and absorber considering actual anisotropy. (a) Traditional isotropic absorber; (b) absorber considering actual anisotropy

平行、垂直分子链方向上的吸收系数,  $\mu_0$  为总吸收系数。

在线偏振光激发的情况下,当线偏振光的偏振角度与有序性分子链之间的夹角变化时,分子对光的吸收会有明显变化。对  $\mu_{\parallel} \neq \mu_{\perp}$  的各向异性目标样品,激光与各向异性目标间的相互作用强烈依赖于激光偏振角度  $\alpha$  和目标样品光轴方向  $\beta$ ,其光学吸收系数可以表示为

$$\mu(\beta, \alpha) = \mu_{\parallel} \cos^2(\alpha - \beta) + \mu_{\perp} \sin^2(\alpha - \beta) = \frac{\mu_{\parallel} + \mu_{\perp}}{2} + \frac{\mu_{\parallel} - \mu_{\perp}}{2} \cos(2\alpha - 2\beta). \quad (2)$$

因此,偏振光声成像原理可以写为

$$P = \Gamma \eta_{\text{th}} F \left[ \frac{\mu_{\parallel} + \mu_{\perp}}{2} + \frac{\mu_{\parallel} - \mu_{\perp}}{2} \cos(2\alpha - 2\beta) \right]. \quad (3)$$

由(3)式可以发现,光声信号(PA)的强度随着光轴方向与线偏振光偏振角度之间的角度的变化而变化。特别地,当二者之间的角度为  $0^\circ$  和  $90^\circ$  时,将分别具有最大和最小光声信号强度,光声信号的幅值分别为

$$P_{\max} = \Gamma \eta_{\text{th}} F \left[ \frac{\mu_{\parallel} + \mu_{\perp}}{2} + \frac{\mu_{\parallel} - \mu_{\perp}}{2} \cos(0^\circ - 0^\circ) \right] = \Gamma \eta_{\text{th}} F \mu_{\parallel}, \quad (4)$$

$$P_{\min} = \Gamma \eta_{\text{th}} F \left[ \frac{\mu_{\parallel} + \mu_{\perp}}{2} + \frac{\mu_{\parallel} - \mu_{\perp}}{2} \cos(180^\circ - 0^\circ) \right] = \Gamma \eta_{\text{th}} F \mu_{\perp}. \quad (5)$$

此外,可以使用光声信号强度和入射光的偏振角度来计算样品光轴的方向,也可以通过使用两种不同偏振角度的线偏振光的光声成像来提取被测样品的结构,并且也可以通过偏振光声成像去除各向同性信息。

## 2.2 手持偏振角度可调的 PACT 探头设计

在所提手持偏振 PACT 探头的设计过程中,为了达到比较好的光激发和声探测效率<sup>[22]</sup>,激发光部分与超声换能器呈  $45^\circ$  角组装到一起,并且由一组透镜将激发光斑整形为与声探测区域匹配的形状,如[图 2(a)]所示,其中光斑整形透镜(Thorlabs)参数根据 ZEMAX 光学仿真软件仿真结果确定。此外,起偏器(Thorlabs, LPNIRB050, 消光比大于 1000:1)将激发光起偏为线偏振光,然后通过安装在带有刻度可旋转的波片架上的半波片(Union Optic, WPA2420-650-1100)实现激发光偏振角度手动可调。该起偏器和半波片均安装在第 3 和第 4 整形透镜间,使手持偏振可调 PACT 探头在结构上更紧凑,如[图 2(a)]所示。由光纤传输的激发光在经过透镜组整形及起偏器起偏和半波片调整偏振态后,照射到超声换能器的正下方,光斑大小是长短轴分别为 10 mm 和 3 mm 的椭圆,距离超声换能器距离为 8 mm,如[图 2(b)]所示,其中超声换能器的 128 个阵元呈线阵排列,中心频率为  $(15 \pm 10\%)$  MHz,带宽大于 60% ( $-6$  dB),轴向分辨率为 150  $\mu\text{m}$ ,横向分辨率为 125  $\mu\text{m}$ ,侧向分辨率为 700  $\mu\text{m}$ 。在光声成像过程中,线偏振光激发的声信号由超声换能器接收,然后对声信号进行图像重建得到光声图像。由[图 2(c)]放大图可见,在探头夹持装置上安装可旋转的半波片架的部位开有一个梯形可视窗口(5 mm, 10 mm, 5 mm),透过该窗口可以精确读取此时激发光的偏振角度,进而提高光声成像对组织特异性信息的提取能力。由于半波片仅改变线偏振光的偏振方向,光声成像所用的不同偏振方向的激发光能量<sup>[12]</sup>相等。该探头使用三维打印技术<sup>[23]</sup>加工,精度为 0.2 mm,装配实物图如[图 2(d)]所示。

## 2.3 偏振 PACT 系统搭建

本实验组基于上述手持偏振角度可调的 PACT 探头搭建的偏振 PCAT 系统如图 3 所示。激发光源使用重复频率为 30 Hz、激光脉宽为 10 ns 的多波长 OPO 晶体激光器(Inolas, Germany),实验中使用的波长为 780 nm。激光束首先通过半波片与格兰棱镜的组合实现激光能量的调整,然后经扩束准直透镜及聚焦透镜耦合进多模光纤(芯径为 1500  $\mu\text{m}$ , NA 0.22),光纤输出端被夹持在探头中。光纤出射光经过整形透镜、起偏器和可旋转半波片到达样品表面、超声换能器的正下方。样品吸收激光发生热膨胀,产生光声信号,超声换能器将接收

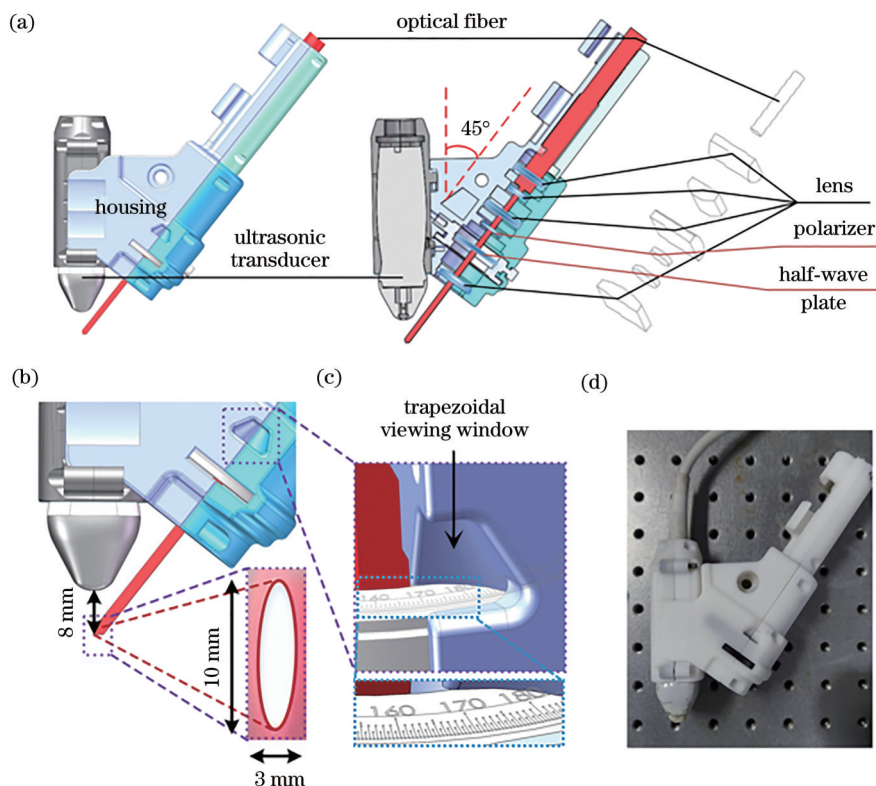


图 2 手持偏振角度可调的 PACT 探头。(a) 探头各部分结构示意图；(b) 探头的光、声共聚焦及光斑大小示意图；(c) 梯形可视窗口及刻度示意图；(d) 探头结构实物图

Fig. 2 Hand-held photoacoustic computed tomography probe with adjustable polarization angle. (a) Schematic diagram of each part of probe; (b) probe's optical, acoustic confocal, and spot size indication; (c) trapezoidal visual window and scale diagram; (d) physical diagram of probe structure

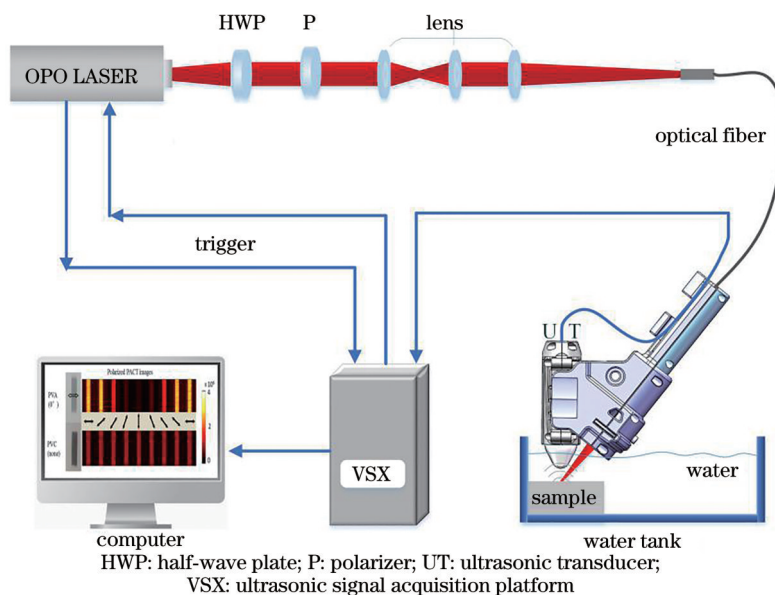


图 3 偏振 PACT 系统原理图

Fig. 3 Schematic diagram of polarization PACT system

到的信号传输给超声信号采集平台 (Verasonics, Inc. Kirkland WA, USA)。最后,用延迟求和重建算法<sup>[24]</sup>进行图像重建。在实验过程中,激光能量密度

始终低于美国国家标准协会安全限值( $20 \text{ mJ/cm}^2$ )。此外,为了抑制激光器能量波动对结果的影响,光声检测均采用 10 次光声成像结果的平均值作为最

终光声信号强度。

### 3 实验结果

#### 3.1 手持偏振角度可调的 PACT 探头的偏振角度校准

在验证所提手持光声成像探头的可行性之前, 首先对激发光的偏振角度进行校准标定。标定仪器使用偏振测量仪 (PAX1000VIS/M, THORLABS, 400~700 nm), 标定光源使用平行红光激光器, 波长为 650 nm, 光斑直径为 5 mm, 标定功率为 1 mW, 避免了光声成像所用纳秒脉冲激

光器的高能量脉冲对偏振标定仪的损坏。[图 4(a)] 为探头偏振角度校准标定平台, 从上往下依次为标定光源、手持偏振角度可调的 PACT 探头、偏振测量仪, 校准标定严格保证激发光垂直入射到偏振测量仪的光入射口。标定过程中, 首先旋转波片架, 使光的偏振角度为  $0^\circ$ , [图 4(b)] 为偏振测量仪的软件界面显示, 此时探头出射光的偏振角度被校准为  $0^\circ$ , 读出波片架上对应的刻度数。旋转波片架, 得到如 [图 4(c)] 所示的  $0^\circ \sim 180^\circ$  之间的一组线偏振光, 校准标定结果如表 1 所示, 多次测量误差为  $\pm 0.5^\circ$ 。

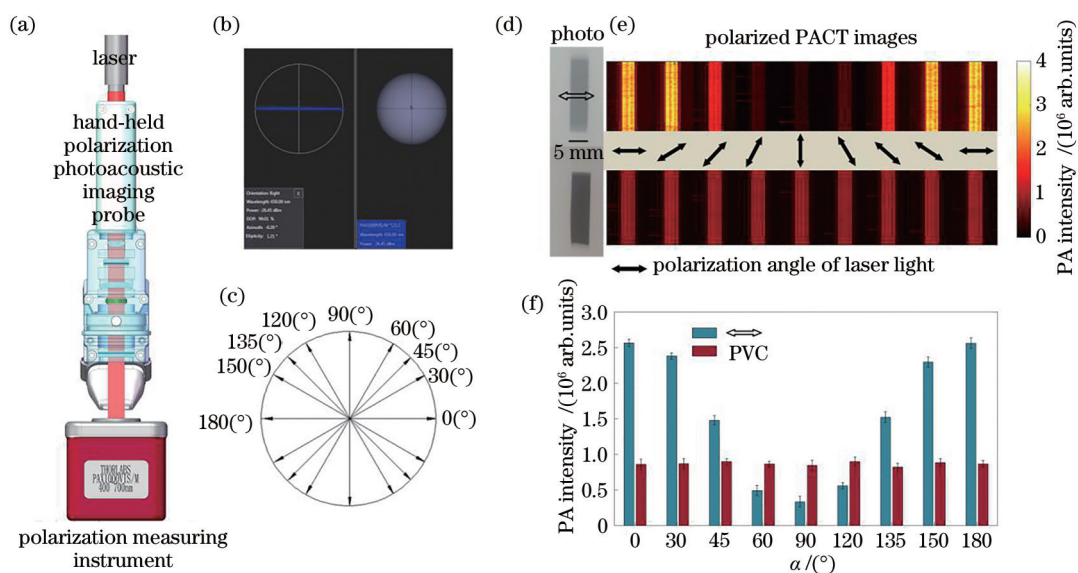


图 4 探头的偏振角度标定。(a) 探头偏振角度校准标定平台; (b)  $0^\circ$  偏振光对应偏振测量仪的参数; (c) 校准标定的偏振角度示意图; (d) 样品的图片; (e) 不同偏振角度线偏振光激发的光声成像结果; (f) 样品(d)中 PVA 和 PVC 的光声信号统计值随激发光偏振角度的变化

Fig. 4 Polarization angle calibration of probe. (a) Probe polarization angle calibration platform; (b)  $0^\circ$  polarized light corresponds to parameters of polarization measuring instrument; (c) schematic diagram of polarization angle of calibration; (d) picture of sample; (e) photoacoustic imaging results excited by linearly polarized light with different polarization angles; (f) statistical values of photoacoustic signals of samples PVA and PVC in Fig. (d) varying with light polarization angle

表 1 探头偏振角度与校准标定角度对照表

Table 1 Comparison table of probe polarization angle and calibration angle

unit: ( $^\circ$ )

Parameter	Value								
Polarization angle	0	30	45	60	90	120	135	150	180
Calibration angle	341.5	326.5	319	311.5	296.5	281.5	274	266.5	251.5

为了验证探头出射光的偏振角度校准标定的准确性, 对具有各向异性吸收的样品进行偏振光声成像。实验选择的样品是具有强各向异性的偏光片(佳腾影视器材)和各向同性的深色塑料片。偏光片主要成分为聚乙烯醇(PVA), 深色塑料片的主要成分为聚氯乙烯(PVC)。将偏光片和深色塑料

片浸入质量分数为 1% 琼脂和 1% 脂肪乳的散射介质水溶液中, 其中箭头表示样品的光轴方向, 如 [图 4(d)] 所示。使用偏振 PACT 对样品进行成像, 旋转半波片改变激发光的偏振角度, 得到一系列光声成像结果, 如 [图 4(e)] 所示, 入射激光的偏振角度如图中箭头所示, PVA 的光声信号振幅随着激发

光的偏振角度的改变而改变,当偏振角度与PVA光轴方向一致时光声信号幅值最大,当偏振角度与PVA光轴方向垂直时,光声信号幅值最小,而PVC的光声信号幅值却保持平稳。[图4(f)]为PVA和PVC光声信号统计值(取平均值)随偏振角度 $\alpha$ 的变化情况。这种变化关系符合理论预测,也进一步验证了该探头偏振角度校准标定的准确性。

### 3.2 仿体实验

为进一步验证所提探头及偏振PACT系统的偏振成像检测能力,对PVC和不同光轴方向的PVA进行了相关实验。将PVC和光轴方向为 $0^\circ$ 、 $45^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $135^\circ$ 的PVA浸入散射介质中,如[图5(a)]所示,其中箭头代表PVA的光轴方向。改变探头出射光的偏振角度,分别用 $0^\circ$ 、 $45^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $135^\circ$ 、 $180^\circ$ 的线偏振光激发样品,得到的光声信号结果如

[图5(b)]所示,黑色实心箭头代表激发光的偏振角度,实线框内偏光片光声信号幅值最大,虚线框内偏光片光声信号幅值最小。从图中可以看出,PVA光声信号幅值随着其光轴方向 $\beta$ 和入射光偏振角度 $\alpha$ 之间的角度的变化而变化,且幅值最大时与幅值最小时入射激光的偏振角度 $\alpha$ 相位相差 $\pi/2$ ,而PVC的光声信号幅值保持不变。因此,通过计算PVA和PVC在两种不同的入射偏振光下产生的偏振图像的差异,就很容易区分物质是否具有各向异性。[图5(c)]为各光轴方向PVA和PVC的光声信号统计值(取平均值)随入射激光偏振角度 $\alpha$ 的变化情况,从图中可以看出,所提手持偏振可调PACT探头及偏振PACT系统对偏振检测具有较高的稳定性,可用于确定偏振物质的光轴方向并可用于区分物质是否具有各向异性。

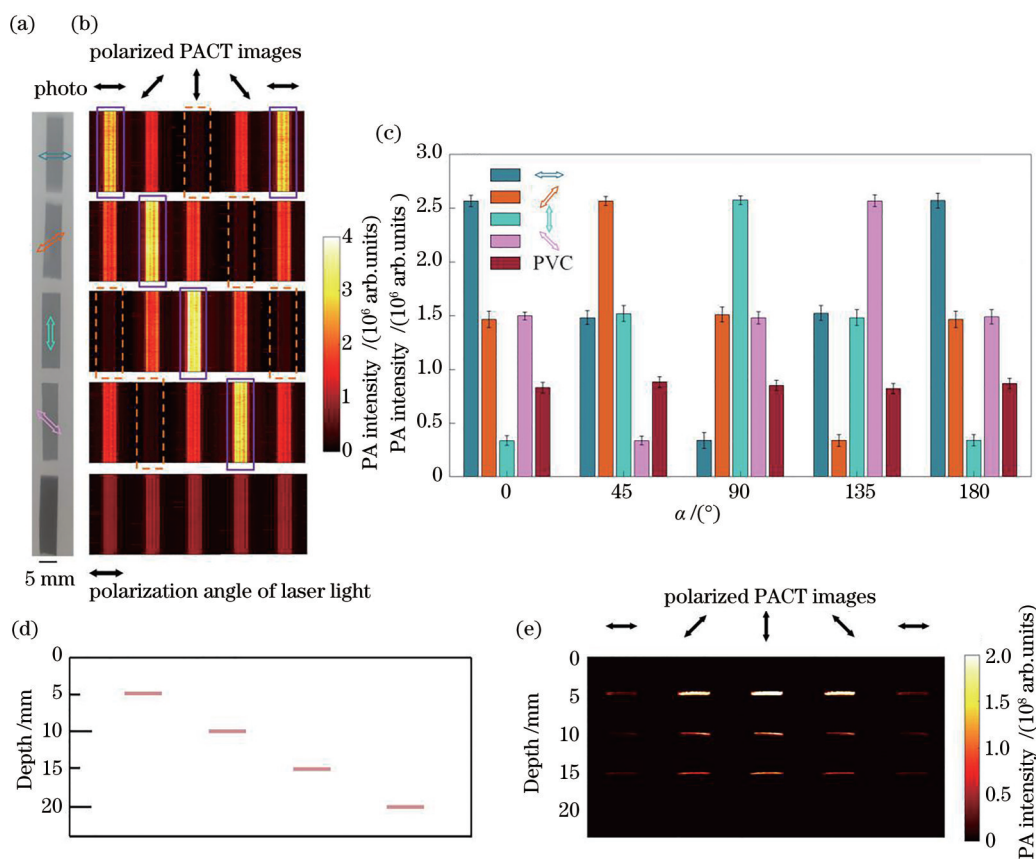


图5 仿体实验结果。(a)样品的图片;(b)不同偏振角度线偏振光激发样品(a)的光声成像结果;(c)样品(a)中PVA和PVC的光声信号统计值随偏振角度的变化;(d)位于散射介质不同深度的相同光轴方向PVA示意图;(e)位于散射介质不同深度的PVA在不同偏振角度光激发下的光声成像结果

Fig. 5 Results of simulated experiment. (a) Photograph of samples; (b) photoacoustic imaging results of sample (a) excited by linearly polarized light with different polarization angles; (c) statistical value of photoacoustic signal of PVA and PVC in sample (a) varying with polarization angle; (d) schematic diagram of PVA at different depths in same optical axis direction; (e) photoacoustic imaging results of PVA at different depths under different polarization angles of light excitation

此外,为了进一步验证探头及偏振 PACT 系统的深度成像能力,在散射介质不同深度浸入同一光轴方向的 PVA,深度分别为 5, 10, 15, 20 mm, 如 [图 5(d)] 所示。旋转探头中的半波片,用不同偏振角度的线偏振光作为激发光分别对 4 个 PVA 进行成像, [图 5(e)] 为 PVA 的光声信号幅值与入射光偏振角度、PVA 浸入深度的关系,图中每 1 行代表同一个深度的 PVA 在不同偏振角度光的激发下产生的光声信号,每 1 列代表位于散射介质不同深度 PVA 在同一个偏振角度激发光下产生的光声信号。从图中可以看出,偏振 PACT 成像系统及探头对在 15 mm 处的 PVA 依然具有成像能力,且 PVA 的光声信号幅值在不同偏振角度的入射光照射时并不相等,验证了所提偏振 PACT 系统及探头对深层偏振物质的检测能力。

### 3.3 生物组织实验

为进一步验证探头及偏振 PACT 系统对生物组织的成像能力,对无标记的牛肌腱进行偏振光声成像, [图 6(a)] 为样品图片。用两束不同偏振角度的线偏振光( $0^\circ$  和  $90^\circ$ ) 对样品依次进行了 10 次成像, [图 6(b)] 和 [图 6(c)] 为 10 次光声信号取平均的光声信号强度,箭头表示激发光的偏振角度,多次成像以排除外部条件的影响。从图中可以看出,牛肌腱的光声图像发生了较明显的变化,特别地, [图 6(c)] 虚线矩形框内的光声信号有明显的增强。且两个偏振角度激发的光声信号相减之后仍然能呈现出较明显轮廓,如 [图 6(d)] 所示。这一现象说明所提探头及偏振 PACT 系统有望对具有各向异性的生物组织实现特异性成像,推动其在临床诊疗领域的应用。

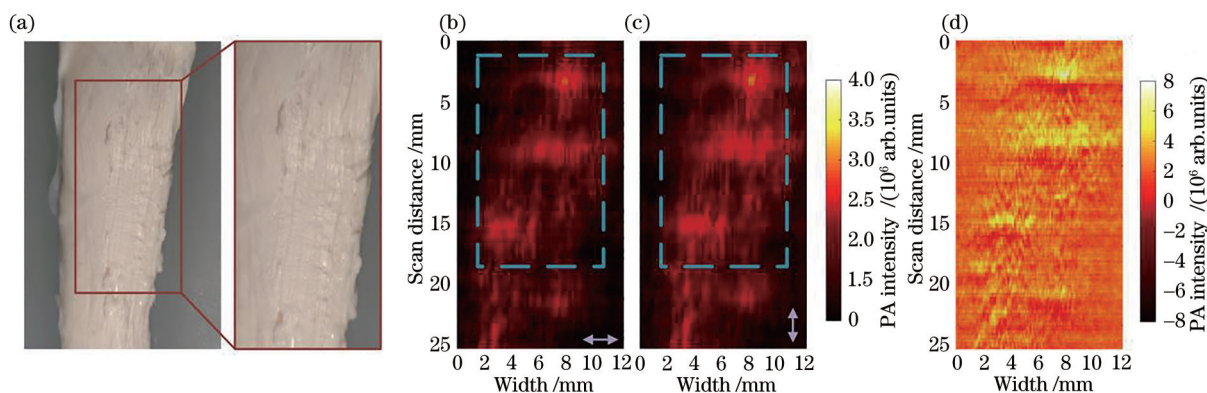


图 6 生物组织实验结果。(a)牛肌腱成像区域及其放大图片;(b)  $0^\circ$ 偏振角度线偏振光激发样品(a)的光声成像结果;(c)  $90^\circ$ 偏振角度线偏振光激发样品(a)的光声成像结果;(d)两个偏振角度激发的光声信号相减后的光声信号结果

Fig. 6 Experimental results of biological tissues. (a) Bovine tendon imaging area and its enlarged picture; (b) photoacoustic imaging result of sample (a) excited by linearly polarized light with  $0^\circ$  polarization angle; (c) photoacoustic imaging result of sample (a) excited by linearly polarized light with  $90^\circ$  polarization angle; (d) result of photoacoustic signal subtracted from photoacoustic signal excited by the two polarization angles

## 4 结 论

光声成像技术的临床应用潜力巨大<sup>[25-26]</sup>,提出了一种基于光纤可调节激发光偏振角度的手持偏振 PACT 技术,并通过不同偏振角度的光激发样品的矢量光吸收特性来表征其微观各向异性。光声成像技术结合了光声成像技术和偏振光学成像技术的优点,拓展了传统 PACT 的信息提取能力,为材料检测和生物成像提供巨大的应用潜力,并可能将其扩展到更广泛的临床前和临床应用中。本实验组设计了基于光纤的手持偏振角度可调的 PACT 探头,该探头轻便、紧凑,可适用于常用的术中诊断和治疗,然后搭建了偏振 PACT 系统进行实

验验证。对偏振片的成像结果表明,所提偏振 PACT 系统能够分辨被测偏光片的光轴方向,且能够实现 15 mm 的深度成像。对生物组织的实验表明了偏振 PACT 系统在术中成像的应用潜力。然而,由于偏光片和生物组织不同分子排列引起的偏振产生机制不同,无法在生物组织中检测到如偏光片中的这种显著变化。未来的工作将侧重于更简单、精准地获得角度可调的偏振光,结合光声成像为各向异性组织如神经和肌腱等的术中诊断和治疗提供方便和有力的影像学支持。

### 参 考 文 献

[1] Wang L V, Hu S. Photoacoustic tomography: in

- vivo imaging from organelles to organs[J]. *Science*, 2012, 335(6075): 1458-1462.
- [2] Beard P. Biomedical photoacoustic imaging[J]. *Interface Focus*, 2011, 1(4): 602-631.
- [3] Chen J Q, Qi J, Chen C, et al. Tocilizumab-conjugated polymer nanoparticles for NIR-II photoacoustic-imaging-guided therapy of rheumatoid arthritis[J]. *Advanced Materials*, 2020, 32(37): e2003399.
- [4] Gao R K, Xu H, Liu L J, et al. Photoacoustic visualization of the fluence rate dependence of photodynamic therapy[J]. *Biomedical Optics Express*, 2020, 11(8): 4203-4223.
- [5] Ren Y G, Sedgwick A C, Chen J Q, et al. Manganese(II) texaphyrin: a paramagnetic photoacoustic contrast agent activated by near-IR light[J]. *Journal of the American Chemical Society*, 2020, 142(38): 16156-16160.
- [6] Wang L V. Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography[J]. *Nature Photonics*, 2009, 3(9): 503-509.
- [7] Wang L V, Yao J J. A practical guide to photoacoustic tomography in the life sciences[J]. *Nature Methods*, 2016, 13(8): 627-638.
- [8] Tuchin V V. Polarized light interaction with tissues [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2016, 21(7): 071114.
- [9] Jacques S L. Optical properties of biological tissues: a review[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2013, 58(11): R37-R61.
- [10] Zhang Z H, Shi Y J, Xiang L Z, et al. Polarized photoacoustic microscopy for vectorial-absorption-based anisotropy detection[J]. *Optics Letters*, 2018, 43(21): 5267-5270.
- [11] Zhou Y Y, Chen J B, Liu C, et al. Single-shot linear dichroism optical-resolution photoacoustic microscopy [J]. *Photoacoustics*, 2019, 16: 100148.
- [12] Shi Y J, Zhang Z H. Linearly polarized photoacoustic imaging based on anisotropic optical absorption[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, 46(8): 0807001.  
石玉娇, 张振辉. 基于各向异性光吸收的线偏振光声成像[J]. *中国激光*, 2019, 46(8): 0807001.
- [13] Qu Y, Li L, Shen Y C, et al. Dichroism-sensitive photoacoustic computed tomography[J]. *Optica*, 2018, 5(4): 495-501.
- [14] Neves M A, Pinfildi C E, Wood V T, et al. Different power settings of LLLT on the repair of the calcaneal tendon[J]. *Photomedicine and Laser Surgery*, 2011, 29(10): 663-668.
- [15] Tomiosso T C, Nakagaki W R, Gomes L, et al. Organization of collagen bundles during tendon healing in rats treated with L-NAME[J]. *Cell and Tissue Research*, 2009, 337(2): 235-242.
- [16] Jan N J, Lathrop K, Sigal I A. Collagen architecture of the posterior pole: high-resolution wide field of view visualization and analysis using polarized light microscopy[J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2017, 58(2): 735-744.
- [17] Chin K W T K, Engelsman A F, Chin P T K, et al. Evaluation of collimated polarized light imaging for real-time intraoperative selective nerve identification in the human hand[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(9): 4122-4134.
- [18] Shen Y X, Yao Y, He H H, et al. Mueller matrix polarimetry: a label-free, quantitative optical method for clinical diagnosis[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207001.  
沈元星, 姚悦, 何宏辉, 等. 非标记、量化穆勒矩阵偏振成像在辅助临床诊断中的应用[J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207001.
- [19] Mari J M, Xia W F, West S J, et al. Interventional multispectral photoacoustic imaging with a clinical ultrasound probe for discriminating nerves and tendons: an *ex vivo* pilot study[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(11): 110503.
- [20] Wang P H, Luh J J, Chen W S. *In vivo* photoacoustic micro-imaging of microvascular changes for Achilles tendon injury on a mouse model [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2(6): 1462-1469.
- [21] Xia J, Yao J J, Wang L V. Photoacoustic tomography: Principles and advances[J]. *Electromagn Waves (Camb)*, 2014, 147: 1-22.
- [22] Bai Y Y, Cong B, Gong X J, et al. Compact and low-cost handheld quasibright-field linear-array probe design in photoacoustic computed tomography[J]. *ACS Chemical Neuroscience*, 2018, 23(12): 121606.
- [23] Bose S, Vahabzadeh S, Bandyopadhyay A. Bone tissue engineering using 3D printing[J]. *Materials Today*, 2013, 16(12): 496-504.
- [24] Harrison T, Zemp R J. Applying ultrasound beamformers to photoacoustic imaging[C]//2011 IEEE International Ultrasonics Symposium, October 18-21, 2011, Orlando, FL, USA. New York: IEEE Press, 2011: 2357-2359.



- [25] Li Z, Qian W N, Wei S M, et al. Application of photothermal conversion nanomaterials in tumor photothermal therapy[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(17): 170005.  
李治, 千维娜, 魏思敏, 等. 光热转换纳米材料在肿瘤光热治疗中的应用[J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(17): 170005.
- [26] Long X Y, Tian C. Biomedical photoacoustic microscopy: advances in technology and applications [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207016.  
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.