



## 一种用于高分辨率光声断层成像的 超声阵列位置校正的方法\*

唐洋 张占军 黄幸 彭宽\*\*

(中南大学基础医学院生物医学工程系, 长沙 410083)

**摘要** 目的 针对光声断层成像 (PAT) 系统中, 因制造与装配误差导致超声换能器阵列单元实际位置偏离理论位置, 进而引发图像伪影和分辨率下降的问题, 本研究旨在提出一种精确校准方法以解决该问题并提升图像质量。方法 开发了一种基于非线性最小二乘估计的阵列单元空间位置精确校准方法, 用于确定超声阵列单元的真实位置。此外, 为减轻声透镜内声速不均匀性导致的图像伪影, 提出了一种相位补偿算法, 用于校正声波传播过程中引入的相位误差。本研究利用定制的内凹弧形阵列, 通过仿体成像与活体动物实验对所提出的方法进行了验证。结果 实验结果表明, 经过阵列位置校准和相位补偿后, 弧形阵列在焦点处的横向分辨率达到  $95\ \mu\text{m}$ , 相比未校准的情况下改善明显, 且通过补偿信号质量显著降低了图像伪影。结论 本研究通过消除系统性几何与相位误差, 显著提升了 PAT 系统在宽成像范围内的图像保真度与空间分辨率的一致性, 为高分辨率临床光声医学影像诊断提供了可靠的技术保障。

**关键词** 光声断层成像, 超声换能器阵列, 空间校准, 相位补偿

中图分类号 R318, TP391.41

DOI: 10.3724/j.pibb.2025.0530

CSTR: 32369.14.pibb.20250530

光声成像 (photoacoustic imaging, PAI) 是一种新兴的生物医学成像技术, 具有高分辨率、深组织穿透能力和特异性成像等优点, 凭借其多样化的成像模式与方法<sup>[1-6]</sup>, 在临床领域展现出广阔的应用前景<sup>[7]</sup>。PAI 基于光声效应, 利用脉冲激光照射引起组织周期性热膨胀, 产生超声信号。通过对这些信号进行放大、采集与重建, 可获得目标组织的图像<sup>[8]</sup>。凭借其高分辨率和深穿透深度, PAI 实现了从纳米级到亚毫米级的跨尺度高分辨率成像, 例如细胞器超分辨率成像<sup>[9-10]</sup>、单细胞位置追踪<sup>[11]</sup>、微血管结构观察<sup>[12-13]</sup>、组织代谢监测<sup>[14]</sup>、肿瘤疾病诊断<sup>[15]</sup>以及小动物全身成像<sup>[16]</sup>。

通常, 光声断层成像 (photoacoustic tomography, PAT) 系统可采用单阵元超声换能器或基于阵列的超声换能器<sup>[17-18]</sup>。然而, 单阵元 PAT 系统通常需要较长时间来采集二维图像<sup>[8]</sup>, 因此难以在临床上得到应用。相比之下, 阵列式 PAT 系统可根据特定需求定制不同形状和参数的探头, 从而实现高空间分辨率和高时间分辨率成像。在基于

超声阵列的 PAT 系统中, 凹面弧形阵列可以在一定尺寸限制下获得对成像区域中光声源的最大接收角度, 因而可以显著地改善成像的灵敏度和空间分辨率。实践中, PAT 图像重建的准确性取决于对目标声源与阵列接收单元之间距离的精确计算。因此, 精确确定各单阵元的空间坐标至关重要。但凹面弧形超声阵列的制造难度明显高于常规线性阵列, 加工误差所导致的阵列单元实际位置与其设计规格之间的误差也更大, 严重地影响了相控阵聚焦的精度, 恶化成像质量。因此, 对凹面弧形超声阵列而言, 对阵列单元进行校准是必须的。

换能器单元位置校准基于不同声源到达各单元的到达时间 (time of arrival, ToA) 进行推导, 通常假设声源位置和声波传播速度已知<sup>[19]</sup>。实践中, 其他领域的研究者已提出多种位置估计模型<sup>[20]</sup>。

\* 国家重点研发计划 (2024YFC3405300) 和湖南省自然科学基金 (2023JJ30728) 资助项目。

\*\* 通讯联系人。

Tel: 13548725354, E-mail: 212009@csu.edu.cn

收稿日期: 2025-12-02, 接受日期: 2026-02-09

PAT 系统也提出了几种换能器校准方法。2021 年, Lin 等<sup>[21]</sup>提出了一种基于点源响应的阵列位置校准方法, 使用雅可比迭代不断更新声速、点源位置和单元位置。然而, 该方法仅补偿了阵列的径向制造缺陷, 难以解决阵列横向几何缺陷引起的图像质量下降问题。Rajendran 等<sup>[22]</sup>提出了一种基于深度学习的方法, 利用带有卷积长短期记忆块的卷积神经网络重建图像, 无需进行换能器半径校准。然而, 该网络对于活体成像训练不足, 难以应用于实际场景。Wang 等<sup>[3]</sup>引入了全局优化方法来开发位移补偿算法, 解决了因换能器单元位置误差导致的系统重建图像模糊问题。尽管该方法考虑了单单元关系和换能器整体的性能, 但也存在易陷入局部最优解和适用性不足等局限。此外, 上述方法在校准过程中均未解决阵列声透镜引起的声速空间分布不均匀性问题, 这限制了其模型的普适性与鲁棒性。因此, 亟须发展新方法以提升校准的准确度与适用范围。

本文提出了一种结合非线性最小二乘与相位补偿的方法, 用于校准一个定制的 PAT 凹面弧形阵列。该方法首先在成像区域中生成了—系列在空间中规则排布的点光声源, 并获取了各点光声源产生的光声信号到达各阵列单元的时间。随后通过非线性最小二乘优化方法最小化预测值与实际值之间的误差来精确校准阵列单元的位置。最后, 采用插值相位补偿的方式来为成像区域中每一个像素构建自己独特的阵列单元相位延迟, 以解决声透镜导致的声速不一致问题。本文通过仿体和活体动物实验验证了所提出的方法的有效性。

## 1 实验方法

### 1.1 校准原理与算法

本文研究的凹面弧形阵列结构如图 1a, b 所示。该阵列在  $x$ - $z$  平面上通过延时叠加的方式进行聚焦, 在  $y$  轴上则使用声透镜来将声场尽可能聚焦在  $x$ - $z$  平面内。在校准过程中, 始终将一个理想光声点源置于阵列声透镜聚焦的  $x$ - $z$  平面内。通过在该平面内移动光声点源, 采集并重建不同位置光声点源的信号。如结构示意图 (图 1c) 所示, 第  $m$  个点源和第  $n$  个超声阵列单元的空间位置分别用  $(X_m, Z_m)$  和  $(X_n, Z_n)$  表示, 则两者在理想条件下的距离  $L_{m,n}$  使用以下公式 (公式 1) 计算:

$$\sqrt{(X_m - X_n)^2 + (Z_m - Z_n)^2} = L_{m,n} \quad (1)$$

其中,  $m = 1, 2, \dots, M$ ;  $n = 1, 2, \dots, N$ ,  $M$  和  $N$  分别表示点源和阵列单元位置的数量。在数据处理过程中, 采用赤池信息量准则 (Akaike information criterion, AIC) 拾取算法<sup>[21]</sup>自动选择 A-line 信号中的边界, 从而精确测定实际声程。为了保证结果的精准度, 在实验过程中, 通过测量水温并基于 Marczak 方程推断水中的超声波速度<sup>[23]</sup>。基于上述方法, 本文测量了  $(X_m, Z_m)$  和  $(X_n, Z_n)$  之间的实际距离  $D_{m,n}$ 。为获取凹面弧形阵列单元的真实空间坐标, 构建了基于非线性最小二乘法的优化模型, 将目标函数  $f_{min}$  定义为理论距离  $L_{m,n}$  和实际测量距离  $D_{m,n}$  之间残差的平方和 (公式 2):

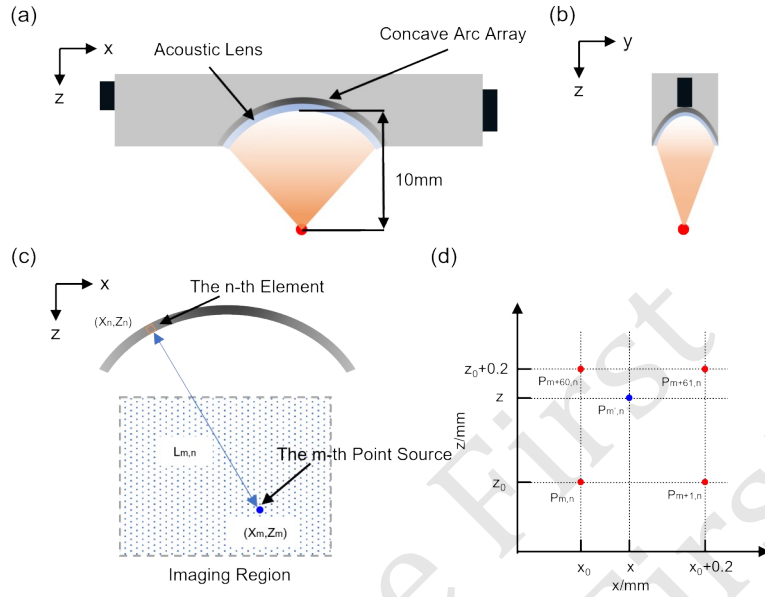
$$f_{min} = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M (L_{m,n} - D_{m,n})^2 \quad (2)$$

在该优化模型中, 阵列单元坐标  $(X_n, Z_n)$  为带求解的优化变量。使用基于牛顿法迭代的优化算法来最小化目标函数  $f_{min}$ , 当  $f_{min}$  收敛至极小值时, 所对应的解即为第  $n$  个阵列单元的精确位置估计。对于本文所研究的凹面弧形阵列, 对每一个超声阵列单元重复该方法, 最终得到整个凹面弧形阵列的空间位置坐标。

然而, 由于阵列声透镜的存在, 仅依赖水声速进行重建可能无法获得理想的成像效果。因为该凹面阵列的单元无法直接贴在被测的组织上, 这意味着成像区域中每个像素到达某个阵列单元的路径上会通过用于超声耦合的水和声透镜两种声速不同的介质, 因此单纯的位置校准仍然难以获得理想的延时叠加聚焦效果。因此, 进一步采用相位补偿来解决重建过程中水和声透镜声速不一致的问题。通过从理论距离  $L_{m,n}$  中减去实际测量距离  $D_{m,n}$ , 得到了每个阵列单元在不同点源位置下的相位补偿  $P_{m,n}$ 。为了将离散校准点处的相位补偿值推广至整个成像区域, 本文通过双线性插值算法计算任意像素点的相位补偿值。如图 1d 所示, 对于成像区域内的任意像素点, 首先确定其所在的由相邻 4 个校准点构成的矩形网格单元, 随后基于网格顶端的相位补偿值进行加权计算 (公式 3):

$$P'_{m,n} = \frac{(z_0 + 0.2 - z)(x_0 + 0.2 - x)}{0.04} P_{m,n} + \frac{(z_0 + 0.2 - z)(x - x_0)}{0.04} P_{m+1,n} + \frac{(z - z_0)(x_0 + 0.2 - x)}{0.04} P_{m+60,n} + \frac{(z - z_0)(x - x_0)}{0.04} P_{m+61,n} \quad (3)$$

在使用延迟叠加

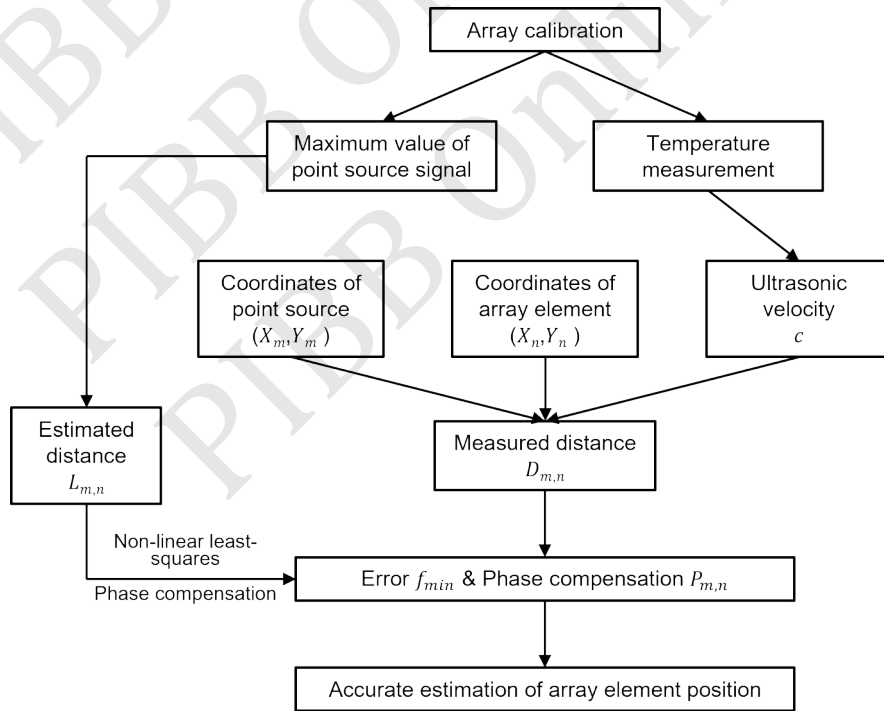


**Fig.1 Concave arc-shaped array diagram**

(a) Structure of concave array in the  $x$ - $z$  plane; (b) Structure of concave array in the  $y$ - $z$  plane; (c) Schematic of the distance calculation between array elements and point sources; (d) Schematic of phase compensation for unmeasured pixel positions.

(delay and sum, DAS) 重建算法时, 对每个阵列单元应用针对每个像素点的相位补偿  $P_{m',n}$ , 可确

保更精确地进行延时叠加聚焦, 从而显著提升成像质量。所提方法的工作流程如图2所示。



**Fig.2 Calibration algorithm flowchart**

## 1.2 系统设计

根据 Mitsuhashi 等<sup>[24]</sup> 空间脉冲响应 (spatial impulse response, SIR) 的研究, 用于超声阵列校准的理想光声点源应近似为空间狄拉克  $\delta$  函数。这意味着点源的物理尺寸需远小于探测声波的波长及系统的理论分辨率, 以确保其发射出各向同性的球面波, 避免引入非理想的空间平均效应。基于此物理原则, 本文制备了一个用于校准实验的理想光声点源。考虑到在给定超声换能器的中心频率 12 MHz (水中对应波长约 125  $\mu\text{m}$ ), 能实现的空间分辨大约为 100  $\mu\text{m}$ , 本文使用了一根直径为 50  $\mu\text{m}$  的多模光纤, 并将其端面涂覆碳纳米管作为光声点源。该装置吸收耦合进该多模光纤的光, 并发射出强的光声信号 (图 3b)。为确保点源发射均匀强度的信号, 对其横向和轴向声场分布进行了测试。测试系

统设置如图 3a 所示, 使用 OPO 激光器 (SpitLight OPO 600 mid-band, Innolas) 作为激发光源, 发射 760 nm 脉冲激光束, 通过激光耦合系统耦合进光纤, 激发光纤尖端的碳纳米管产生光声信号。碳纳米管产生光声信号后由一个焦距 10 mm、中心频率 12 MHz 的线聚焦单阵元超声换能器接收, 并对其进行了 150 次信号平均, 以降低噪声对后续校准算法的影响。探头在旋转电机的控制下, 围绕光纤端面以  $1^\circ$  为步长和 10 mm 的半径旋转 360 $^\circ$  (图 3c)。为测试点源的轴向场分布, 使用一个焦距 10 mm、中心频率 12 MHz 的线聚焦超声换能器收集光声信号, 利用步进电机 (XY5050, Zolix) 驱动换能器在  $y$ - $z$  平面内逐点扫描:  $y$  方向扫描范围为  $-3 \sim 3$  mm,  $z$  方向扫描范围为  $-4 \sim 4$  mm, 两个方向的扫描步长均为 0.2 mm (图 3d)。

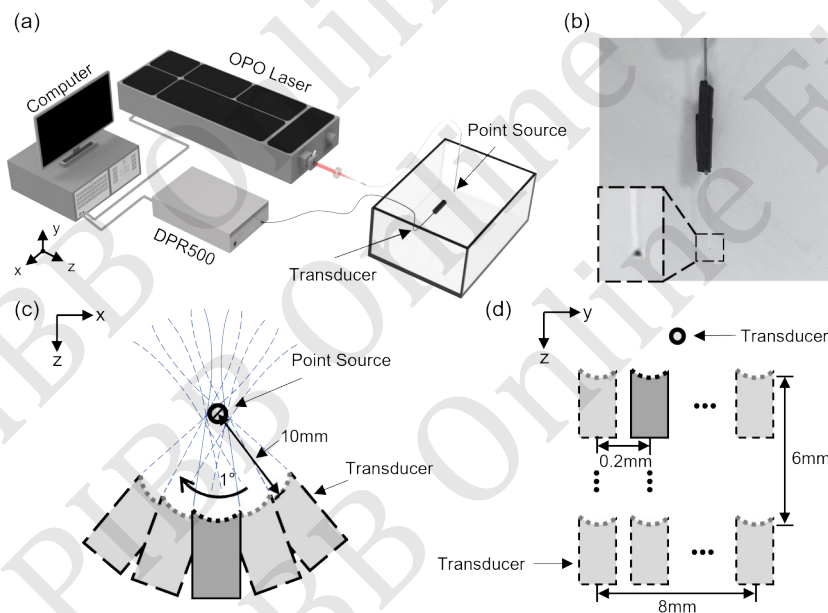
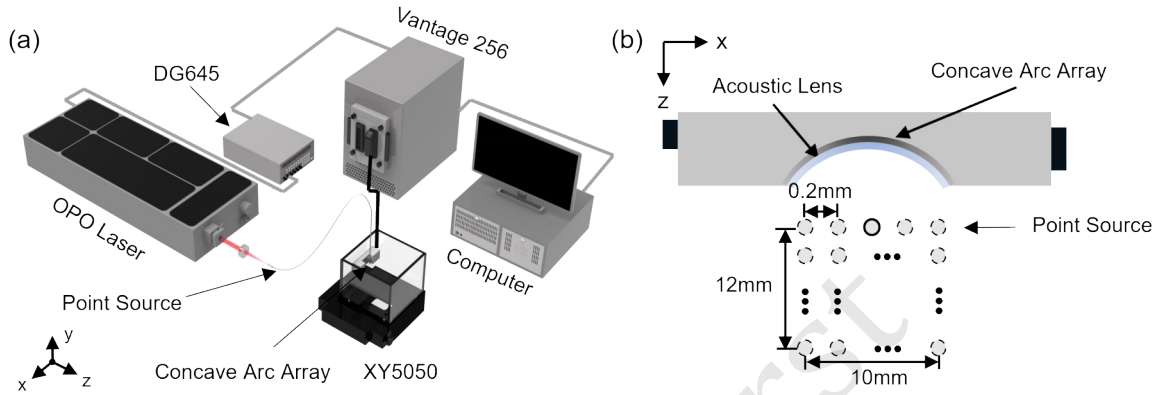


Fig.3 System design diagram

(a) Point source testing system; (b) Physical and enlarged photos of the point source; (c) Schematic diagram of the point source rotational scanning test; (d) Schematic diagram of the point source planar scanning test.

在验证了点源声场分布的均匀性后, 本文对系统进行了改进, 用于超声阵列的校准实验。该换能器校准系统包括 OPO 激光器 (SpitLight OPO 600 mid-band, Innolas)、凸透镜 (LA1274, N-BK7,  $\text{O}\text{30.0 mm}$ ,  $f = 40 \text{ mm}$ , Thorlabs)、多通道数字延迟脉冲发生器 (DG645, Stanford Research Systems, CA)、256 通道数据采集系统 (Vantage-256, Verasonics)、高精度二维定位平台 (XY5050, Zolix) 以及待校准的超声换能器。定

位平台的选择取决于超声换能器的尺寸。本研究对一款定制的凹面弧形超声阵列 (中心频率 12 MHz, 96 单元, 透镜焦距 10 mm, ULISO TECH) 进行了校准, 图 4a 为该凹面弧形阵列的校准系统示意图。校准过程中, 扫描区域设定为  $x$ - $z$  平面内的矩形区域:  $x$  方向扫描范围为  $-6 \sim 6$  mm,  $z$  方向扫描范围为  $7 \sim 17$  mm, 两个方向的扫描步长均为 0.2 mm (图 4b)。



**Fig.4 Design diagram of the concave arc-shaped array calibration system**

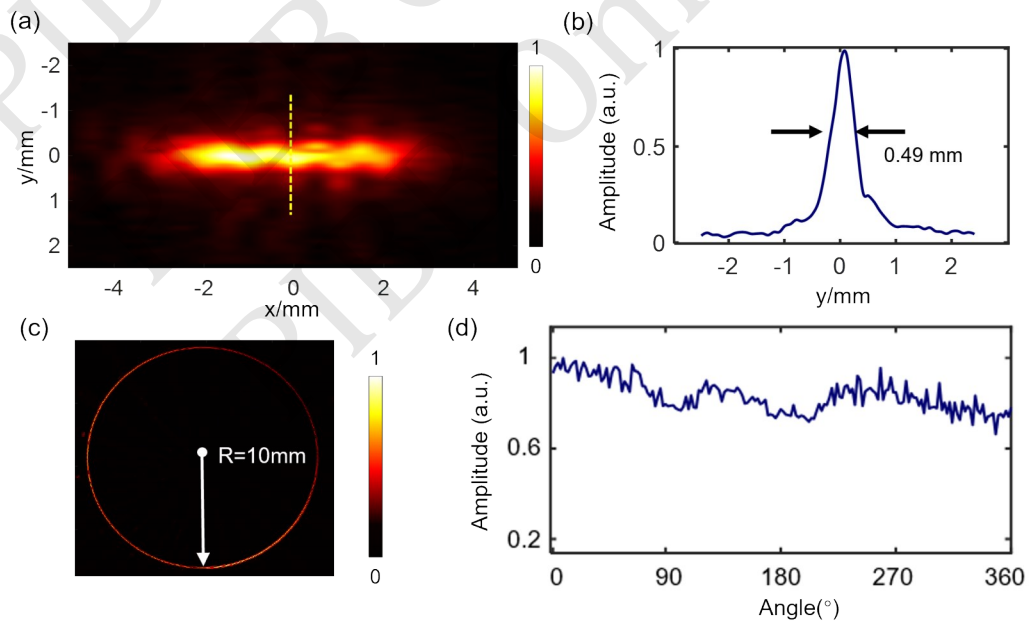
(a) Concave arc-shaped array experimental calibration system; (b) Schematic of the concave arc-shaped array calibration system scanning.

## 2 实验结果

### 2.1 点光声源声场空间分布测试

如前所述, 对该光声点源进行轴向和横向声场测试。在轴向场分布测试中, 通过上文所述采集数据方法进行数据采集, 提取所有采集到的目标信号的最大值并进行差分处理, 得到轴向场分布结果 (图 5a)。由图 5b 可知, 该点源在  $y$ - $z$  平面内的信号

范围宽度约为  $0.49\text{ mm}$ 。在横向场测试中, 将平面单阵元换能器固定于距离光纤尖端  $10\text{ mm}$  处, 围绕点源旋转采集信号, 获得如图 5c 所示的测试结果, 成功重建出规则的圆形声场分布。随后, 提取了各旋转角度下的信号幅度并统计最大值, 得到如图 5d 所示的数据。结果表明, 点源在各方向的信号强度具有较好一致性, 说明超声阵列可以在任意角度稳定接收其发射的光声信号。因此, 本文制备的光声点源满足超声阵列校准的实验需求。



**Fig.5 Point source test results**

(a) Acoustic field distribution of the point source in the  $y$ - $z$  plane; (b) Variation curve of the point source signal along the dashed line in (a); (c) Rotational reconstruction results of the point source in the  $y$ - $z$  plane; (d) Signal intensity of the point source at different angles.

## 2.2 凹面弧形阵列校准结果

基于1.1部分所述算法流程,理想情况下凹面弧形阵列的不同阵元单元和光声点源之间的理论距离 $L_{m,n}$ 如图6a所示。以首个阵元单元为例,通过信号采集与AIC算法提取得到的实际距离 $D_{m,n}$ 如图6b所示。非线性最小二乘算法通过最小化二者之间的残差,迭代求解出阵列单元的真实空间位置,图6c展示了经过算法收敛后获得的凹面弧形超声阵列的实际单元坐标。为进一步消除声透镜引入的非均匀声速误差,本文进一步提出相位补偿技术。在相位补偿计算中的理论距离为校准后的阵列单元位置和光声点源位置之间的距离 $L'_{m,n}$ 。图6d再次以首个阵元单元为例,展示了相位补偿值的分布,该数值为校准后的理论距离 $L'_{m,n}$ 与实际距离 $D_{m,n}$ 之间的差值。基于上述校准参数,不同条件下的光声点源重建结果如图7所示。图7a展示了在不进行位置校准的情况下凹面弧形阵列对不同位置光声点源的重建结果。从图中可以看出,阵列单元实际位置与理想设计位置的偏差导致阵列对点源的延

时叠加聚焦精度不佳,图像质量显著下降。使用公式(2)所示的方法进行阵列位置校准,但未进行相位补偿时,点源的重建结果如图7b所示,该图展示了点源重建后的拼接图像。结果表明,经过初步位置校准后,焦点附近的点源信号可被较好地重建为点目标。然而,由于像素到各阵列单元光声传输路径上的声透镜传输距离差别在成像边缘区域变得较为显著,这些区域中的点源无法实现理想的重建效果,导致重建点目标出现拉伸畸变,横向分辨率显著下降。引入相位补偿后(图7c),与校准前相比,所有点源的重建质量均显著提高。选定点源重建区域的放大视图如图7d所示,该图中对比了3种条件下(未校准、无相位补偿、有相位补偿)点源的成像效果。经过阵列位置校准和相位补偿后,凹面弧形超声阵列焦点处点目标(A3)被重建为清晰的聚焦光斑,在成像边缘区域的点目标(B3)相较于未校准情况下,横向和纵向分辨率有较大的提升。

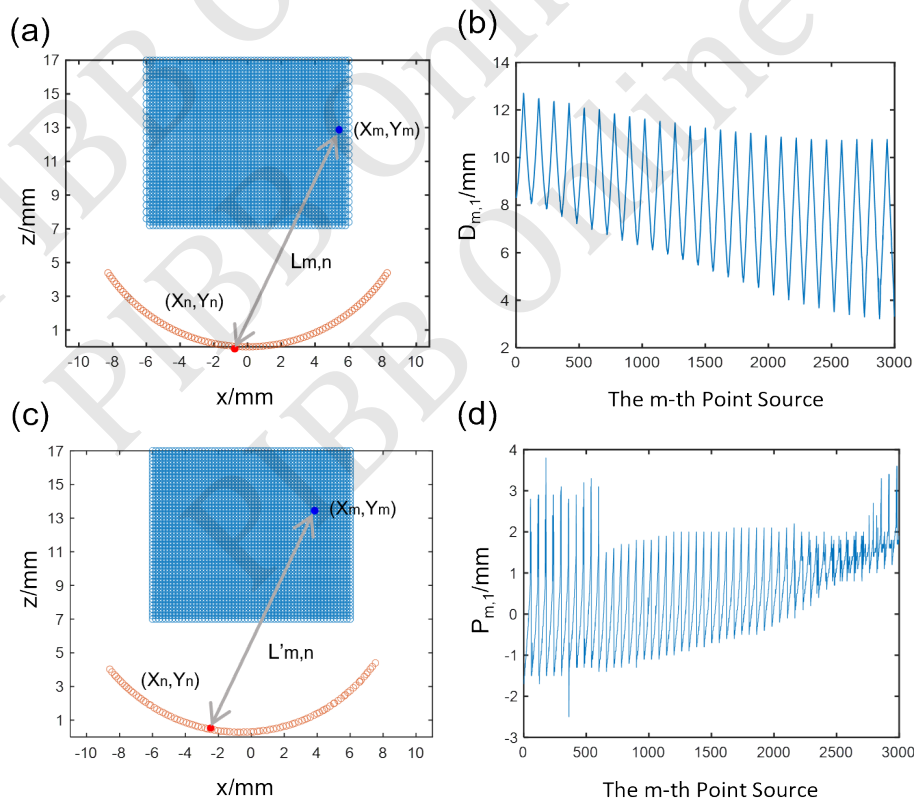
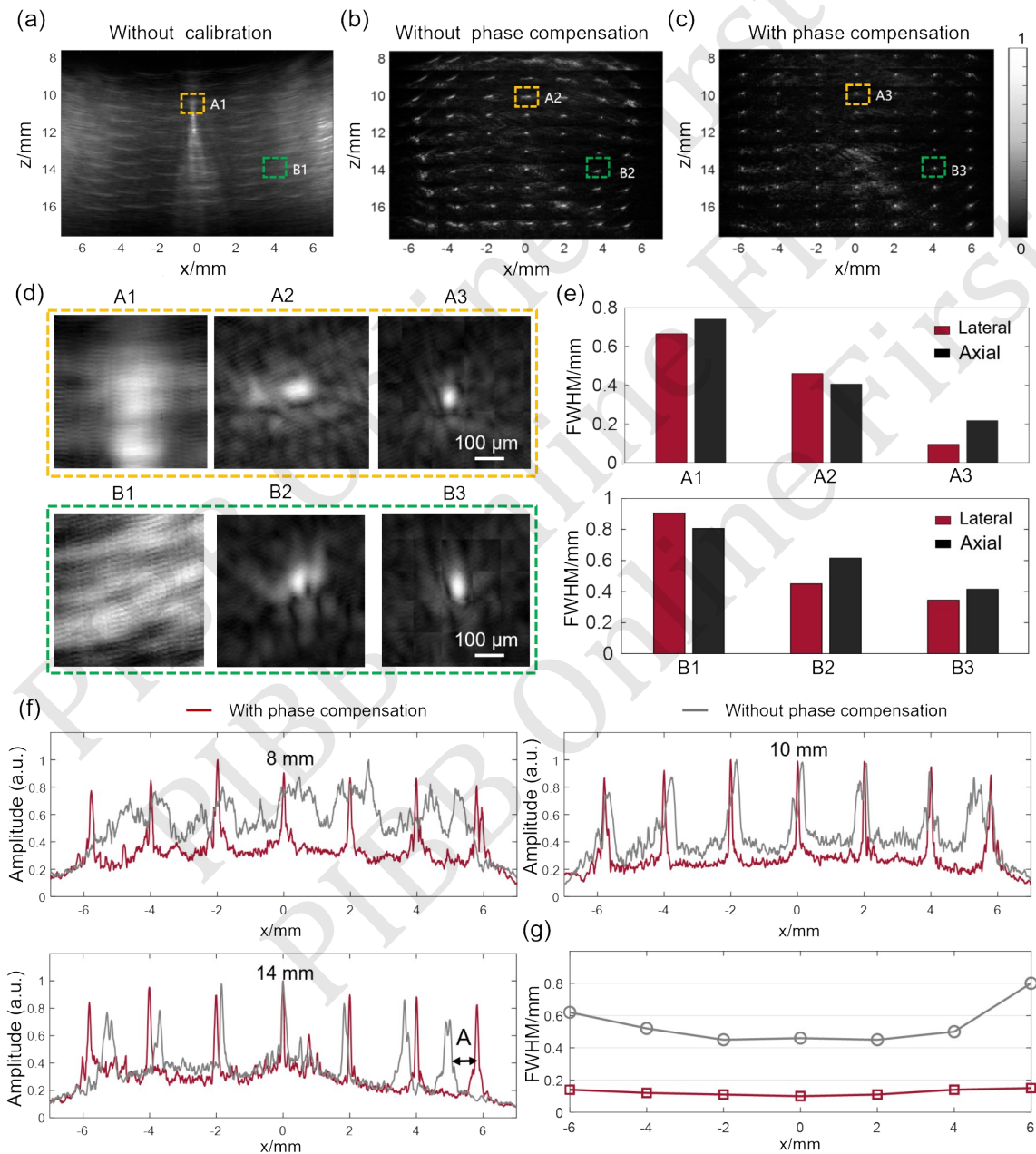


Fig.6 Calibration results of the concave arc-shaped array

(a) Schematic of the ideal coordinates of the concave arc-shaped array and the theoretical distances between array elements and point sources; (b) Measured distances from the first element to different point sources; (c) Schematic of the calibrated coordinates of the concave arc-shaped array and the theoretical distances between array elements and point sources; (d) Phase compensation results for the first element to different point sources.

为进一步量化评估成像性能, 计算了不同成像深度下, 点源在相位补偿前后重建结果的半高全宽 (full width at half maxima, FWHM), 并将其作为横向分辨率的评价指标。在凹面弧形阵列的测试结果中, 在 14 mm 成像深度处, 未经相位补偿的校准结果导致重建点目标位置与实际位置偏差高达 1 mm (图 7f 中 A 标记处)。此外, 还对  $z = 10$  mm 深

度处不同位置点源的重建图像横向分辨率进行了对比分析 (图 7e, g)。实验数据表明, 经过相位补偿后, 凹面弧形超声阵列焦点处点目标 (A3) 的横向分辨率为  $95 \mu\text{m}$ , 较无相位补偿 (A2) 的结果, 其 FWHM 缩小了 4.8 倍, 相对于校准前 (A1) 则缩小了 6.7 倍。



**Fig.7 Calibration results**

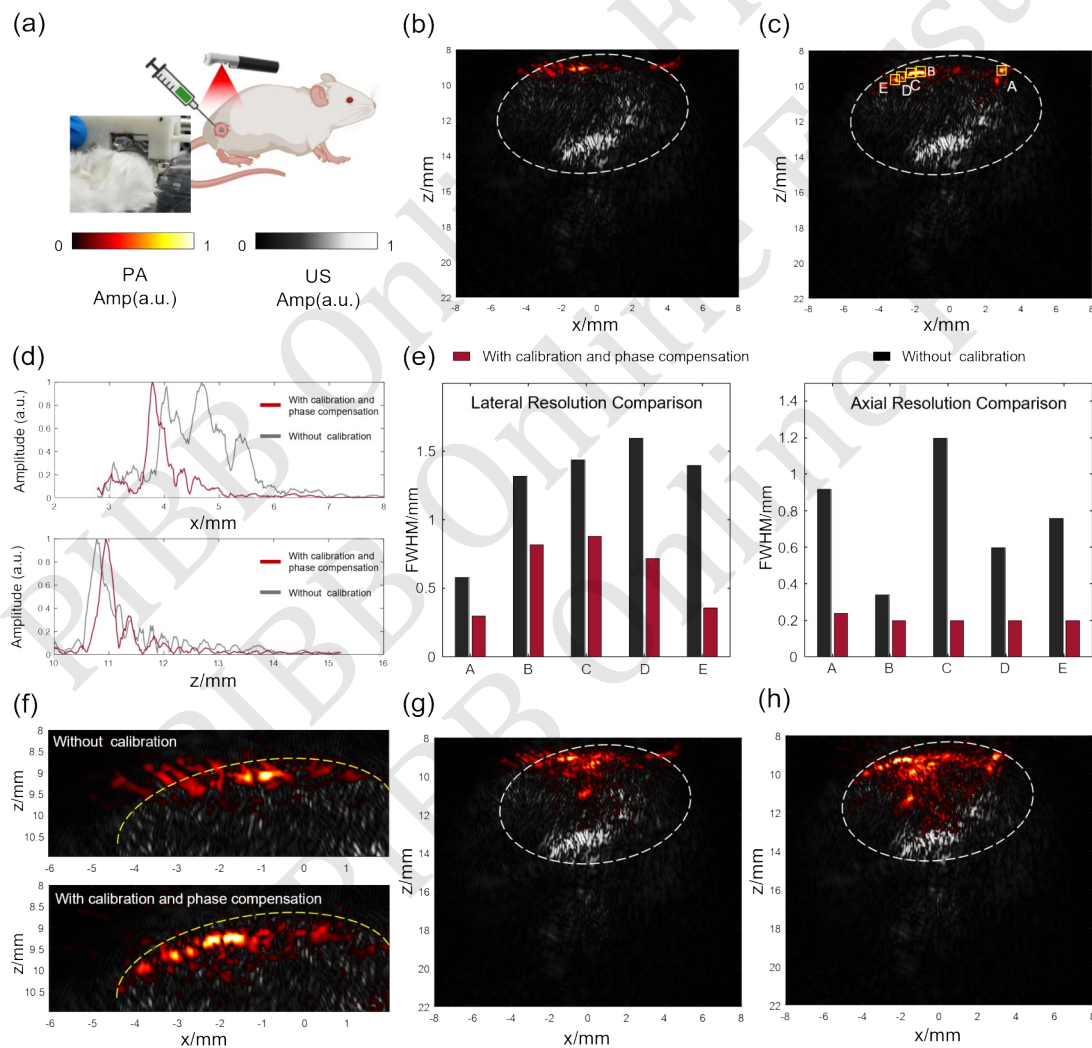
(a) Reconstruction results of point sources before calibration; (b) Reconstruction results of point sources after array calibration without phase compensation; (c) Reconstruction results of point sources after array calibration with phase compensation; (d) Magnified image of the area shown in A1-A3, B1-B3; (e) Lateral and axial resolution in the area shown in A1-A3, B1-B3; (f) Comparison of FWHM of reconstructed point sources at different positions without phase compensation calibration at different depths along the z-axis; (g) Lateral resolution results of reconstructed point sources at different positions using phase compensation calibration at z-axis depth of 10 mm.

### 2.3 活体实验结果

为验证系统的活体成像能力，对小鼠皮下肿瘤进行了光声成像实验。本文提及的所有实验程序均经中南大学实验动物学部批准（批准号：2024-KT167）。实验选用8周KM（Kunming）小鼠，使用2%异氟烷气体（流速0.4 L/min）进行麻醉，并在肿瘤区域涂抹超声耦合凝胶以保证良好的声耦合效果（图8a）。实验所用的激光激发波长为800 nm，实验结束后对小鼠实施安乐死。

为了直观展示校准方法对成像质量的提升效

果，将采集到的同一组光声数据分别基于理论设计阵列参数和校准后实际阵列参数进行了图像重建，对比结果如图8所示。图8b展示了未校准系统的成像结果，由于阵列几何误差导致光声成像质量下降，肿瘤区域的血管信号发生严重散焦。相比之下，使用校准后参数重建的图像（图8c）信噪比显著提升，肿瘤内部及周边的微细血管结构被清晰地解析出来（图8c标记A）。为了定量评估成像分辨率的提升，提取了标记A处血管在横向（x轴）和纵向（z轴）两个方向上的信号分布轮廓（图



**Fig.8** *In vivo* experiment results with the calibrated concave array

(a) Schematic of the *in vivo* experiment and tumor photo; (b-c) PAT and USI images fused before ICG injection, before correction, and after correction; (d) Signal intensity profile at Marker A. Top: Lateral signal distribution (along the x-axis); Bottom: Axial signal distribution (along the z-axis); (e) Quantitative comparison of Lateral (left panel) and Axial (right panel) FWHM for the five selected targets (A-E) before and after calibration; (f) Magnified view of the tumor periphery verifying structural consistency. Yellow dashed line: USI-defined tumor boundary. Top: Uncalibrated image showing signal spillover artifacts; Bottom: Calibrated image showing precise signal containment within the anatomical boundary; (g-h) PAT and USI images fused after ICG injection, before correction, and after correction.

8d)。与未校准时的信号包络(灰色曲线)相比,校准后的信号(红色曲线)呈现出更尖锐的峰值,其FWHM显著收窄,光声成像质量得到大幅度提升。进一步地,为了定量评估并验证校准方法的鲁棒性,在肿瘤的不同横向位置选取了5个具有代表性的微血管目标(图8c中的A~E)。图8e的统计分析表明,所有选取目标的FWHM在校准后均实现一致性显著下降,证实了该方法在复杂生物组织中的有效性。此外,图8f展示了肿瘤外周区域的放大视图,以分析光声与超声(ultrasound image, USI)图像的结构一致性。在未校准图像(图8f上图)中,由于阵元位置的几何误差,重建的血管信号出现空间扭曲并延伸至肿瘤边界(黄色虚线所示)之外,导致溢出伪影。而进行校准之后(图8f下图),血管信号被精确限制在肿瘤区域内,且其空间分布与从USI中提取的肿瘤表面显示出高度的形态一致性,表明了该校准方法的显著提高了成像系统的几何保真度。

为进一步探究系统对药物的检测能力,向小鼠肿瘤原位注射了500  $\mu\text{l}$ 浓度为2.5 g/L的吲哚菁绿(indocyanine green, ICG)染料。这种染料是美国食品药品监督管理局(U. S. Food and Drug Administration, FDA)批准的,可作为光声对比剂以提高癌症检测的准确性。如图8g所示,在进行校准前,深处ICG信号无法被有效识别。但进行校准之后(图8h),PAT不仅能够清晰呈现ICG在整个肿瘤内的空间分布,还成功识别出5 mm深度处的ICG信号。

### 3 讨论

本文提出了一种用于PAT系统中的超声阵列校准方法。该方法通用性强,并引入了相位补偿机制,有效克服了传统非线性最小二乘法未考虑声速不均匀性导致点源重建效果不佳的问题。本文将该方法应用于定制凹面弧形阵列的校准,实验结果表明,该方法能够精确校正各阵元单元的实际位置,且能有效抑制声速不均匀性引起的成像干扰。经过校准后,凹面弧形阵列在焦点处的横向分辨率达到95  $\mu\text{m}$ ,较校准前的FWHM缩小了6.7倍。此外,仿体实验和活体动物实验验证了该方法对成像分辨率和图像质量的显著提升作用。

本文所提出的校准精度依赖于声速的精确估计,因此在实验过程中测量了水温间接估算了声速,但水温的测量误差仍然有可能对结果造成影

响。为此对测量误差的影响进行了定量评估。本文所使用的温度传感器的测温灵敏度在25°C和37°C下的温度灵敏度分别为2.5 m/s/°C和1.6 m/s/°C,温度测量精度为 $\pm 0.1^\circ\text{C}$ ,由此产生的声速不确定度在两个温度下分别为 $\pm 0.25$  m/s和 $\pm 0.16$  m/s。以典型成像距离计算,由此产生的最大的像素点到阵列单元距离误差分别为3.3  $\mu\text{m}$ 和2.1  $\mu\text{m}$ ,这两个值均远小于阵列在声学焦点处的最小空间分辨率95  $\mu\text{m}$ 。可见通过温度传感器测量水温来估计声速的方式能够提供足够的精度。此外,水中杂质颗粒及系统电子噪声、环境扰动等均可能干扰光声信号到达时间的精确提取。尽管本研究在实验中通过平均多次信号和硬件屏蔽降低了噪声影响,但在低信噪比条件下,时间提取误差仍可能成为校准误差的主要来源。后续可结合小波去噪、互相关分析等信号预处理手段提升时间估计的鲁棒性,并进一步研究抗噪性能更强的优化目标函数。其次,本文使用的非线性最小二乘法存在非凸性问题,可能导致优化求解失败。针对这一问题,在实际实验过程中采取了双重策略以最大限度地降低该风险。第一,由于凹面弧形阵列的各阵元单元几何偏差互不干扰,将全阵列的优化迭代校准问题分解成单个阵元独立的优化迭代校准问题,显著提升了优化迭代速度同时大幅度降低了进入局部极值的风险。第二,在进行使用非线性最小二乘法进行求解之前,将凹面弧形阵列的理论设计坐标作为迭代的初始猜测值,极大程度上保证了优化求解找到全局最优解,使优化迭代过程实现更加快速且稳定的收敛。尽管上述方案能够在当前实验条件下成功进行优化求解,但在制造误差极大的场景下,该问题需进一步研究解决。后续将进一步引入全局优化算法来提升本文所提出的算法模型的鲁棒性和普适性。最后,虽然本方法以凹面弧形阵列为例,但所提出来的方法对各种阵列形状均具有普适性。例如,对于线阵,该方法可用于校正阵元的线性度与间距误差;对于环阵,则可用于修正半径偏差与圆心偏移。因此本文所提出的方法将为各种非标准定制光声阵列探头的校准提供一种较为有效的策略,从而进一步推动光声成像技术的发展。

### 4 结论

本研究开发了一种融合非线性最小二乘和相位补偿的超声阵列校准算法,用于精确校准定制阵列超声换能器的单元位置,解决了传统校准方法中声

速不均匀导致的成像偏差问题。为验证该方法的有效性,使用校准后的阵列开展了高分辨率仿体成像和活体肿瘤光声成像实验,实验结果充分证实了该校准方法的可靠性与实用性。

### 参考文献

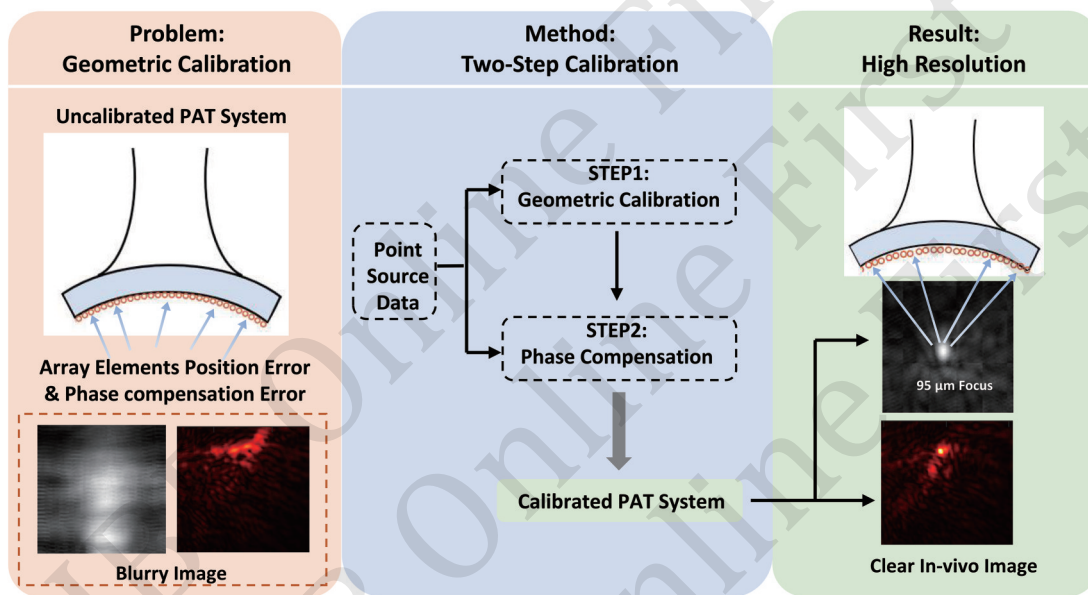
- [1] Kalva S K, Deán-Ben X L, Reiss M, *et al.* Spiral volumetric optoacoustic tomography for imaging whole-body biodynamics in small animals. *Nat Protoc*, 2023, **18**(7): 2124-2142
- [2] Zhang Y, Olick-Gibson J, Khadria A, *et al.* Photoacoustic vector tomography for deep haemodynamic imaging. *Nat Biomed Eng*, 2024, **8**(6): 701-711
- [3] Wang S, Huang B, Chan S C K, *et al.* Tri-modality *in vivo* imaging for tumor detection with combined ultrasound, photoacoustic, and photoacoustic elastography. *Photoacoustics*, 2024, **38**: 100630
- [4] Miranda C, Marschall E, Browning B, *et al.* Side-viewing photoacoustic waveguide endoscopy. *Photoacoustics*, 2020, **19**: 100167
- [5] Pleitez M A, Khan A A, Soldà A, *et al.* Label-free metabolic imaging by mid-infrared optoacoustic microscopy in living cells. *Nat Biotechnol*, 2020, **38**(3): 293-296
- [6] Wong T T W, Zhang R, Hai P, *et al.* Fast label-free multilayered histology-like imaging of human breast cancer by photoacoustic microscopy. *Sci Adv*, 2017, **3**(5): e1602168
- [7] Wang L V, Hu S. Photoacoustic tomography: *in vivo* imaging from organelles to organs. *Science*, 2012, **335**(6075): 1458-1462
- [8] Attia A B E, Balasundaram G, Moothanchery M, *et al.* A review of clinical photoacoustic imaging: Current and future trends. *Photoacoustics*, 2019, **16**: 100144
- [9] Liu Y, Bhattarai P, Dai Z, *et al.* Photothermal therapy and photoacoustic imaging *via* nanotheranostics in fighting cancer. *Chem Soc Rev*, 2019, **48**(7): 2053-2108
- [10] Lan M, Zhao S, Liu W, *et al.* Photosensitizers for photodynamic therapy. *Adv Healthc Mater*, 2019, **8**(13): e1900132
- [11] Ko B M, Myung Y S, Han J P, *et al.* Mo1681 usefulness of EUS with mini-probe (EUM) for evaluating of invasion depth in large polypoid type of colorectal tumors. *Gastrointest Endosc*, 2016, **83** (5): AB477
- [12] Xiong K, Yang S, Li X, *et al.* Autofocusing optical-resolution photoacoustic endoscopy. *Opt Lett*, 2018, **43**(8): 1846-1849
- [13] Xiong K, Wang W, Guo T, *et al.* Shape-adapting panoramic photoacoustic endomicroscopy. *Opt Lett*, 2019, **44**(11): 2681
- [14] Li X, Xiong K, Yang S. Large-depth-of-field optical-resolution colorectal photoacoustic endoscope. *Appl Phys Lett*, 2019, **114** (16): 163703
- [15] Huynh N T, Zhang E, Francies O, *et al.* A fast all-optical 3D photoacoustic scanner for clinical vascular imaging. *Nat Biomed Eng*, 2025, **9**(5): 638-655
- [16] Guo H, Song C, Xie H, *et al.* Photoacoustic endomicroscopy based on a MEMS scanning mirror. *Opt Lett*, 2017, **42**(22): 4615-4618
- [17] Dima A, Burton N C, Ntziachristos V. Multispectral optoacoustic tomography at 64, 128, and 256 channels. *J Biomed Opt*, 2014, **19** (3): 36021
- [18] Needles A, Heinmiller A, Sun J, *et al.* Development and initial application of a fully integrated photoacoustic micro-ultrasound system. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2013, **60** (5): 888-897
- [19] Sastry K, Zhang Y, Hu P, *et al.* A method for the geometric calibration of ultrasound transducer arrays with arbitrary geometries. *Photoacoustics*, 2023, **32**: 100520
- [20] Plinge A, Jacob F, Haeb-Umbach R, *et al.* Acoustic Microphone Geometry Calibration: an overview and experimental evaluation of state-of-the-art algorithms. *IEEE Signal Process Mag*, 2016, **33** (4): 14-29
- [21] Lin L, Hu P, Tong X, *et al.* High-speed three-dimensional photoacoustic computed tomography for preclinical research and clinical translation. *Nat Commun*, 2021, **12**(1): 882
- [22] Rajendran P, Pramanik M. Deep-learning-based multi-transducer photoacoustic tomography imaging without radius calibration. *Opt Lett*, 2021, **46**(18): 4510-4513
- [23] Marczak W. Water as a standard in the measurements of speed of sound in liquids. *J Acoust Soc Am*, 1997, **102**(5): 2776-2779
- [24] Mitsuhashi K, Wang K, Anastasio M A. Investigation of the far-field approximation for modeling a transducer's spatial impulse response in photoacoustic computed tomography. *Photoacoustics*, 2014, **2**(1): 21-32

## A Method for Position Correction of Ultrasonic Arrays Used in High-resolution Photoacoustic Tomography\*

TANG Yang, ZHANG Zhan-Jun, HUANG Xing, PENG Kuan\*\*

(Department of Biomedical Engineering, School of Basic Medical Science, Central South University, Changsha 410083, China)

### Graphical abstract



**Abstract Objective** Photoacoustic tomography (PAT) holds significant potential for high-resolution deep-tissue imaging. In preclinical research, custom-designed concave arc-shaped ultrasound transducer arrays are often used to maximize the detection aperture. However, manufacturing limitations and assembly tolerances frequently cause the actual physical positions of array elements to deviate from their theoretical design. Additionally, concave arrays are typically covered with an acoustic lens, which introduces a mismatch in the speed of sound between the coupling medium and the lens material. The combination of these geometric and acoustic-phase errors leads to severe image artifacts, reduced contrast, and degraded resolution. This study proposes a systematic two-step calibration strategy to address these issues and substantially improve image quality. **Methods** First, a high-intensity isotropic photoacoustic point source was constructed using a multi-mode optical fiber coated with carbon nanotubes (CNTs) to acquire high signal-to-noise ratio calibration data. The Akaike information criterion (AIC) was employed to accurately determine the time of arrival (ToA) of photoacoustic signals. Subsequently, a geometric calibration algorithm based on nonlinear least-squares (NLS) estimation was developed. This algorithm iteratively solves for the true spatial coordinates of each array element by minimizing the residual between theoretical and measured acoustic path lengths. To further address sound-speed inhomogeneity caused by the acoustic lens, a phase compensation algorithm based on bilinear interpolation was proposed. This algorithm computes a pixel-specific phase delay map across the imaging region and performs point-by-point signal correction during delay-and-sum (DAS) reconstruction. The proposed methods were

validated using a custom 96-channel concave arc-shaped array (center frequency: 12 MHz) through both phantom imaging and in vivo mouse tumor models. **Results** Phantom experiments showed that at an imaging depth of 14 mm, the reconstruction position deviation of the point source in the uncalibrated system reached up to 1 mm. After applying the combined calibration, the lateral resolution (full width at half maximum, FWHM) at the focal point of the arc array reached 95  $\mu\text{m}$ —representing a 6.7-fold reduction compared to the uncalibrated state and a 4.8-fold reduction compared to geometric calibration alone without phase compensation. In vivo experiments demonstrated that the calibrated system clearly resolved the microvascular network of subcutaneous tumors in mice. Photoacoustic signals were strictly confined within tumor boundaries delineated by ultrasound imaging (USI), eliminating the vascular spillover artifacts commonly observed in uncalibrated images. Furthermore, after intravenous injection of indocyanine green (ICG), the system successfully detected weak photoacoustic signals at a depth of 5 mm, performing significantly better than the uncalibrated system. **Conclusion** The proposed calibration method, which integrates nonlinear least-squares estimation with phase compensation, significantly improves image fidelity and spatial resolution consistency across a wide field of view by correcting systemic geometric errors and acoustic phase aberrations. This approach demonstrates high robustness and provides a reliable technical foundation for the clinical translation of photoacoustic probes with non-standard geometries.

**Key words** photoacoustic tomography, ultrasound transducer array, spatial calibration, phase compensation

**DOI:** 10.3724/j.pibb.2025.0530

**CSTR:** 32369.14.pibb.20250530

---

\* This work was supported by grants from the National Key Research and Development Program of China (2024YFC3405300) and the Human Provincial Natural Science Foundation of China (2023JJ30728).

\*\* Corresponding author.

Tel: 86-13548725354, E-mail: 212009@csu.edu.cn

Received: December 2, 2025 Accepted: February 9, 2026