



基于动态聚焦的声聚焦光声内窥成像算法研究*

肖小舟^{1)**} 吴华林^{2,3)**} 蒋锦昇¹⁾ 陈泽宇²⁾ 王波¹⁾ 肖嘉莹^{1)***}⁽¹⁾ 中南大学基础医学院, 生物医学工程系, 长沙 410083; ⁽²⁾ 中南大学机电工程学院, 长沙 410083;⁽³⁾ 艾美基(上海)医疗科技有限公司, 上海 200438)

摘要 **目的** 声聚焦光声内窥成像具有成像深度大的优点, 是一种非常有前景的功能成像技术, 该技术被广泛应用于直肠、食道等内窥成像中。声聚焦光声内窥成像通常采用基于单个聚焦超声传感器的侧向扫描方式, 同时采用传统的B扫描方法进行重建, 会大大降低图像质量。为了获得高质量的图像, 本文提出了几种动态聚焦的声聚焦光声内窥成像算法。**方法** 本文使用几种动态聚焦算法进行了数值仿真, 并搭建系统进行了仿体实验验证, 从横向分辨率和信噪比等多方面比较了各算法在动态聚焦中的成像效果。**结果** 相比B扫描方法, 动态聚焦后的图像在离焦区域的横向分辨率与信噪比方面都有提升, 仿真模拟中最高可将离焦区域的成像目标分辨率提升约26倍, 其信噪比经动态聚焦后最高可提高2.3倍左右, 实验中的远距离点目标经动态聚焦重建后分辨率提升3~6倍。**结论** 整体而言, 基于时空响应的算法和合成孔径聚焦重建算法是在实验条件下更为适用的算法。本工作对后续的声聚焦光声内窥成像的设计具有指导意义。

关键词 合成孔径聚焦, 改进型反投影, 时空响应**中图分类号** G633.67, G633.7**DOI:** 10.16476/j.pibb.2022.0093

光声内窥成像(photoacoustic endoscopy, PAE)根据其聚焦方式可以分为光聚焦光声内窥成像(optical resolution-based photoacoustic endoscopy, OR-PAE)和声聚焦光声内窥成像(acoustic resolution-based photoacoustic endoscopy, AR-PAE)^[1-2], 而具有深度成像信息的AR-PAE是一种非常有前景的功能成像技术^[3], 并已经广泛应用在消化道^[4-11]、宫颈^[12-13]、前列腺^[14]、小动物肠道^[15]等的内窥成像中。AR-PAE有多种实现方式, 而基于单个聚焦超声传感器的侧向扫描是最为常见的方式。这种方式的优点主要在于探头结构简单紧凑, 可以通过采用一个高数值孔径、高灵敏的聚焦超声传感器, 来实现对传感器焦点处目标的高分辨探测^[16]。而对于离焦区域的目标, 如果采用常规的B-mode光声内窥成像方法, 不考虑换能器探测面尺寸以及形状对成像结果的影响, 其分辨率和信噪比就会严重降低。

对基于单阵元聚焦超声传感器的光声成像进行动态聚焦, 从而实现系统在离焦区域的分辨率和信噪比的提高, 一直是光声重建算法研究中的热点问

题之一。目前, 大部分对单阵元聚焦传感器的动态聚焦算法的研究, 都集中在声聚焦光声显微成像中。这类方法一般都基于合成孔径聚焦技术(synthetic aperture focusing technique, SAFT), 并结合相干因子(coherence factor, CF)来进一步提高离焦区域的分辨率。2018年, 改进型的反投影算法(improved back-projection, IBP)首次被应用到声聚焦光声内窥成像中, 用于提高其离焦区域分辨率^[17-18]。从本质上说, 常规B-mode光声内窥成像算法下, 离焦区域分辨率的降低是由于该算法中没有考虑到聚焦传感器的空间时间响应特性(spatial temporal response, STR)造成的。近期, 基于STR的反投影方法也已经用到了光声层析成像方法中来提高其远离旋转中心区域的横向分辨率^[19]。这种STR的方法也可以尝试应用到声聚焦

* 深圳市科技创新委员会(2021Szzup168)资助项目。

** 并列第一作者。

*** 通讯联系人。

Tel: 18608401622, E-mail: jiaxingxiao@csu.edu.cn

收稿日期: 2022-03-16, 接受日期: 2022-05-27

光声内窥成像中, 实现对其离焦区域的动态聚焦。

本文将 SAFT、SAFT-CF、STR 以及 IBP 应用于 AR-PAE 中, 并进行大量数值仿真和实验验证, 考察这些方法在动态聚焦中在横向分辨率、信噪比、计算时间、灵活性、对不同类型目标的成像等多个方面的相互优势, 用以对 AR-PAE 系统和算法的设计提供指导。

1 实验方法

1.1 实验系统

AR-PAE 系统装置示意图见图 1a。OPO 激光器 (SpitLight OPO, Innolas) 发射出 532 nm 波长的激光, 经反射镜反射后, 光束穿过水槽进入内窥探头, 并经过声聚焦抛物面镜 (#37-282, Edmund Optics) 从内窥探头侧向射出, 照射内部中空 of 仿体。激光所激发的超声信号经两重反射被水槽中的超声传感器接收 (中心频率为 10 MHz), 并经放大器 (DPR500, 36 dB, Imaginant, Inc.) 放大信号后被数据采集卡 (NI PCI-5124, 100 Ms/s, 12-Bit, National Instruments Corporation) 采集。探头在电机的控制下围绕中轴进行旋转扫描, 计算机同步控制电机旋转、激光器出光和数据采集。图 1b 为探头扫描细节放大图。

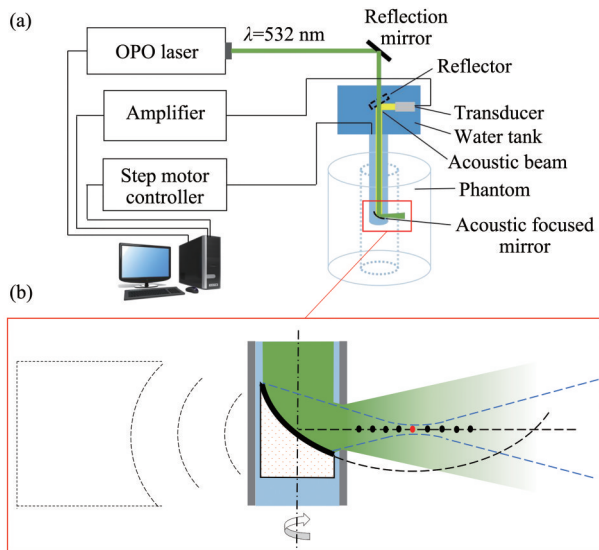


Fig. 1 Experimental system diagram

(a) Schematic diagram of AR-PAE system; (b) enlarged view of probe details, the blue dotted line is the sound field, the red dot is the focus point, and the virtual equivalent probe is on the left.

1.2 AR-PAE 图像重建算法

1.2.1 基于合成孔径聚焦技术的成像算法

SAFT 可用于提高光声内窥成像的分辨率^[20], 并于 2017 年首次被用于侧向 PAE 扫描图像重建^[21]。在 SAFT 中, 使用了虚拟焦点 (virtual detector, VD) 的概念^[22], 并将 VD 放置于传感器焦点处, 能够在一定的角度范围内检测到光声信号。与传统延迟叠加算法 (delay and sum, DAS) 的不同之处在于, SAFT 算法中计算的是目标点与 VD 的距离。SAFT 的表达式如下:

$$S(t) = \sum_{i=1}^n S_i(t - \Delta t_i) \quad (1)$$

其中, $S(t)$ 是扫描 n 次后经 SAFT 算法处理所得到的目标点信号值, $S_i(t)$ 是第 i 次扫描时传感器接收的信号, Δt_i 为相应的信号时延, 其计算公式如下:

$$\Delta t_i = \text{sign}(L - L_f) \cdot \frac{d - d'}{v_s} \quad (2)$$

其中, v_s 为超声波的传播速度, 传感器到 VD 的水平距离为 L_f , 到目标点的水平距离为 L , VD 与目标点的水平距离为 d , 直线距离为 d' 。然而, 在扫描过程中, 同一个目标点有可能被重复检测, 即存在多个时延, 因此在非聚焦区域可能会观察到一定程度的形状畸变。因此, 为了解决这一问题, 提出了一个相关的加权系数, 即相干因子 CF , 来抑制离焦区域的伪影, CF 的计算公式如下:

$$CF(t) = \frac{\left| \sum_{i=1}^n S_i(t - \Delta t_i) \right|^2}{n \sum_{i=1}^n S_i(t - \Delta t_i)^2}, CF \in [0, 1] \quad (3)$$

当 CF 越接近 1, 说明信号的相干性越强, 即保留该信号; 当 CF 接近 0, 则说明该信号不应被保留, 因此公式 (3) 与公式 (1) 相乘可得最终信号输出为:

$$S_{CF}(t) = S(t) \cdot CF(t) \quad (4)$$

在 SAFT 算法中, 检测的是 VD 周围一定角度范围内的光声信号, 在使用直角坐标系的情况下, 可能会存在漏掉点目标的现象。因此本文选择了更具有普适性的极坐标系来进行图像重建。

1.2.2 基于改进型反投影的成像算法

与 B-mode 算法不同, 改进型反投影成像算法同时考虑了超声传感器的形状和扫描角度的不同对重建图像中任意点分辨率的影响^[17], 克服了传统 DAS 算法的缺陷。该算法将聚焦换能器分成了若干份, 即把换能器视为由若干个单独的点探测器组

成(图2)。当换能器形状和角度产生变化时,会导致同一目标点在不同情况下信号的变化,而该算法综合考虑了这些因素对分辨率和景深的影响,从而提高了图像的质量。

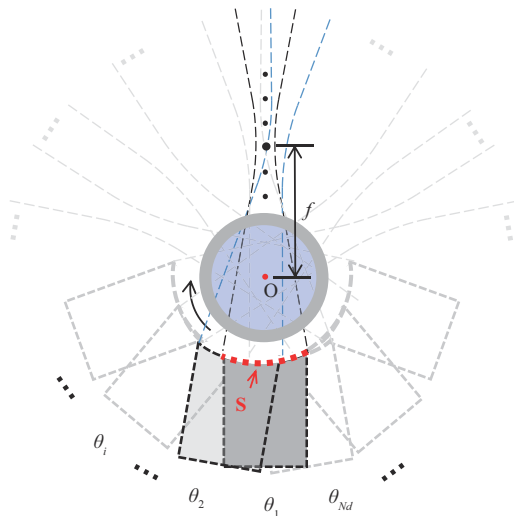


Fig. 2 Schematic diagram of IBP

对于第 n 个换能器中的点检测器 i ($i=1, 2, \dots, m$), 假设其位置为 $\vec{D}_n^i$, 则第 n 个换能器接收的信号为:

$$S_n(t) = \sum_{i=1}^m C_i \times \oint \frac{|\vec{x} - \vec{D}_n^i|}{v_s} = t \frac{P(\vec{x})}{|\vec{x} - \vec{D}_n^i|} d(\vec{x}) \quad (5)$$

其中 C_i 是第 i 个检测器的灵敏度系数, 此处设为 1。 $P(\vec{x})$ 是在位置 $\vec{x}$ 处的初始声压, 则任意点重建后的像素值为:

$$I(\vec{x}) = \sum_{n=1}^N A(\vec{x}, n) \times \sum_{i=1}^m S_i(|\vec{x} - \vec{D}_n^i|/v_s) \quad (6)$$

N 为 360° 扫描时换能器位置数目。通用系数 $A(\vec{x}, n)$ 通常取 0 或 1, 用于判断 $S_n(t)$ 是否用于该像素和传感器和图像角度差与判断角度之间的大小。

1.2.3 基于时空响应的成像算法

针对图像的横向分辨率受到换能器数值孔径有限性的限制问题, 提出了一种基于时空响应的成像算法, 即先用正模型来计算换能器时空响应, 随后利用反投影的方法补偿其时延和方向灵敏度, 以此

实现来提高重建图像的横向分辨率。

对于一个在 r 处的理想点目标, 换能器接收到该目标的信号(即时空响应 S_{STR}) 用瑞利积分可描述为^[17]:

$$\begin{aligned} S_{STR} &= \int_{-\infty}^{+\infty} \left[\int_S u(t_0) \frac{\delta(t - t_0 - |r - R|/v)}{2\pi|r - R|} dS(R) \right] dt_0 \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} u(t_0) h^{STR}(r, t - t_0) dt_0 \\ &= u(t) * h^{STR}(r, t) \end{aligned} \quad (7)$$

其中 $u(t_0)$ 是单位系统传递函数, $h^{STR}(r, t)$ 是换能器的空间脉冲响应(space impulse response, SIR)。STR 中考虑了声衍射效应的影响, 故决定了前波的传播和换能器方向灵敏度。假设峰值信号到达点目标 r 的时间为 $\Delta t_{STR}(r)$, 相应振幅为 $I_{STR}(r)$, 则该算法首先在正向模型中计算空间相关的 $\Delta t_{STR}(r)$ 和 $I_{STR}(r)$, 然后将这些数据代入反投影方法的近似形式。

对于 STR 算法, 首先需要进行初始化, 即计算时空响应。在内窥成像的图像重建中, 可视为坐标轴在不断地旋转, 对于平面中某一点 (x, y) 旋转后的对应点为 (x', y') , 则二者之间的相位(phase)与强度值(intensity)是一一对应的关系。因此, 对于旋转后的点, 可以通过相位与强度值进行对应, 由此得出相应的声场数据。

1.3 前向数据生成与 Hilbert 变换

在仿真实验中, 模拟了聚焦换能器的光声内窥成像实验。在成像区域(设为 x - y 平面)中, 以换能器探测面中心为原点, 则 9 个成像点在 x 轴上从距离原点 3 mm 处开始分布, 由近到远坐标依次为 (3, 0)、(4, 0)、(5, 0)、(6, 0)、(7, 0)、(8, 0)、(9, 0)、(10, 0) 和 (11, 0), 其中中心点 (7, 0) 为焦点, 每一点间距为 1 mm。考虑到实验室中的设备条件, 仿真实验的探头尺寸设置为 10 mm, 中心频率分别设为 5、10、15、20、25、30 MHz。其扫描角度为以 x 轴为中心 $\pm 70^\circ$ (在 x - y 平面内), 扫描间隔为 1° 。设置的采样频率为 100 MHz, 即每旋转 1° 采集一次数据。仿真数据的生成基于 MATLAB 软件。

在实际过程中, 采集到的光声信号往往是 N 形的, 即存在负数部分, 而重建图像中的像素值都是非负的, 因此需要采用 Hilbert 变换, 对信号求包

络, 将其变为正值。对于某一信号 $S(t)$, 其 Hilbert 变换定义为^[23]:

$$H[S(t)] = S(t) * \frac{1}{\pi t} = F^{-1}[F[S(t)] \times F\left(\frac{1}{\pi t}\right)] \quad (8)$$

$$F\left(\frac{1}{\pi t}\right) = -j \operatorname{sgn}(\omega) \quad (9)$$

其中, $F[S(t)]$ 是 $S(t)$ 的傅里叶变换, $\operatorname{sgn}(x)$ 是符号函数。重建图像中的像素值即为信号取 Hilbert 变换后的绝对值。

1.4 实验验证

为了验证上述算法, 制作了一个中空仿体 (图 3), 内部放入了金属丝, 其中有两根金属丝水平放置, 仿体半径为 20 mm, 插入仿体中的金属丝直径为 0.2 mm, 水平放置的金属丝长 5 mm。使用图 1a 所示的系统进行验证。将仿体浸入水中至完全淹没, 将内窥探头伸进仿体内部进行旋转扫描并采集数据, 使用 3 种动态聚焦算法进行图像重建并比较目标 1~4 的重建效果。

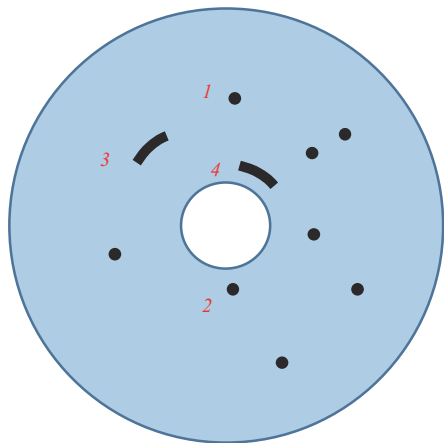


Fig. 3 Schematic diagram of the imitation used in the experiment

2 实验结果

当中心频率为 10 MHz 时, 各算法图像重建结果如图 4 所示。结果表明, 3 种动态聚焦算法重建图像效果相比于 B-mode 算法重建的效果有显著提升; 而对于 IBP 算法和 STR 算法, 在距离探头较近的地点的成像效果要更优; SAFT-CF 算法对于远距

离的点抑制旁瓣的效果更好, 且焦点处信号最强。

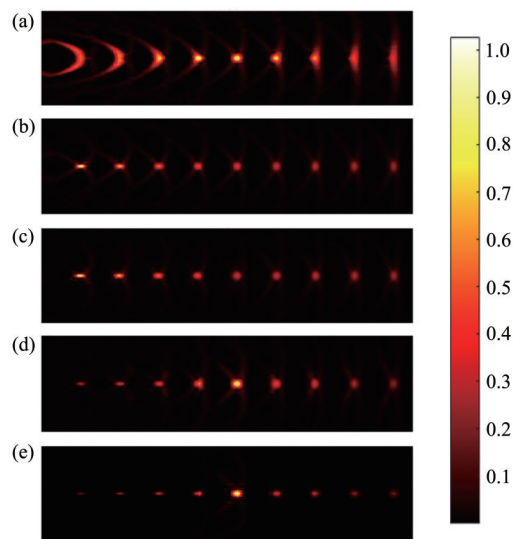


Fig. 4 Reconstructs images of each algorithm
(a) B-mode; (b) IBP; (c) STR; (d) SAFT; (e) SAFT-CF.

为了进一步探讨算法的优劣性, 分别计算了不同算法重建图像的横向分辨率, 并绘制出了不同频率下不同位置的分辨率变化曲线图 (图 5)。由此可见, B-mode 算法仅在焦点位置分辨率较好, 在离焦区域, 随着中心频率的增大, 分辨率有所改善; 在低频时 (≤ 15 MHz), SAFT-CF 算法的分辨率明显优于其他算法; 而随着频率的增加, 其他算法相比于 B-mode 算法的优势越来越明显。距离探头中心 3 mm 的目标点经 SAFT-CF 算法重建后, 可将离焦区域的成像目标分辨率提升约 26 倍 (图 5b)。

为比较算法的稳定性, 在中心频率为 10 MHz 时, 向数据中添加了 200 次不同水平的噪声, 随后计算了重建图像的信噪比 (图 6), 图 7 显示出各算法的重建图像。结果表明, 尽管随着噪声水平的增加, 各算法的信噪比都有所下降, 重建图像的质量略有降低, 但总体上动态聚焦算法的信噪比都不低于 B-mode 算法的信噪比, 且重建图像的效果也比 B-mode 算法更优, 最高可提高约 2.3 倍。此外, SAFT 算法的信噪比要比 STR 算法和 IBP 算法的信噪比低。

算法中的计算量大小决定了其运行速度, 这一性能由算法的运行时间表征。本工作中涉及的 5 种

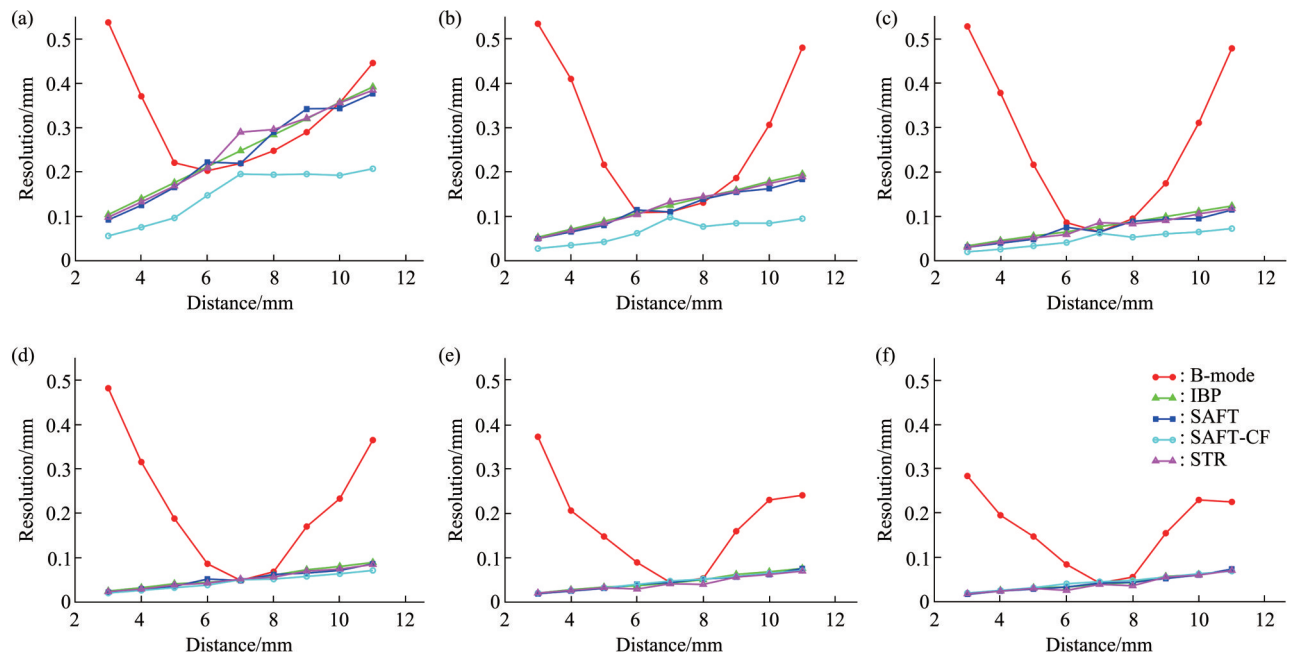


Fig. 5 The resolution curves of different algorithms at different frequencies before and after the focus

(a) 5 MHz; (b) 10 MHz; (c) 15 MHz; (d) 20 MHz; (e) 25 MHz; (f) 30 MHz.

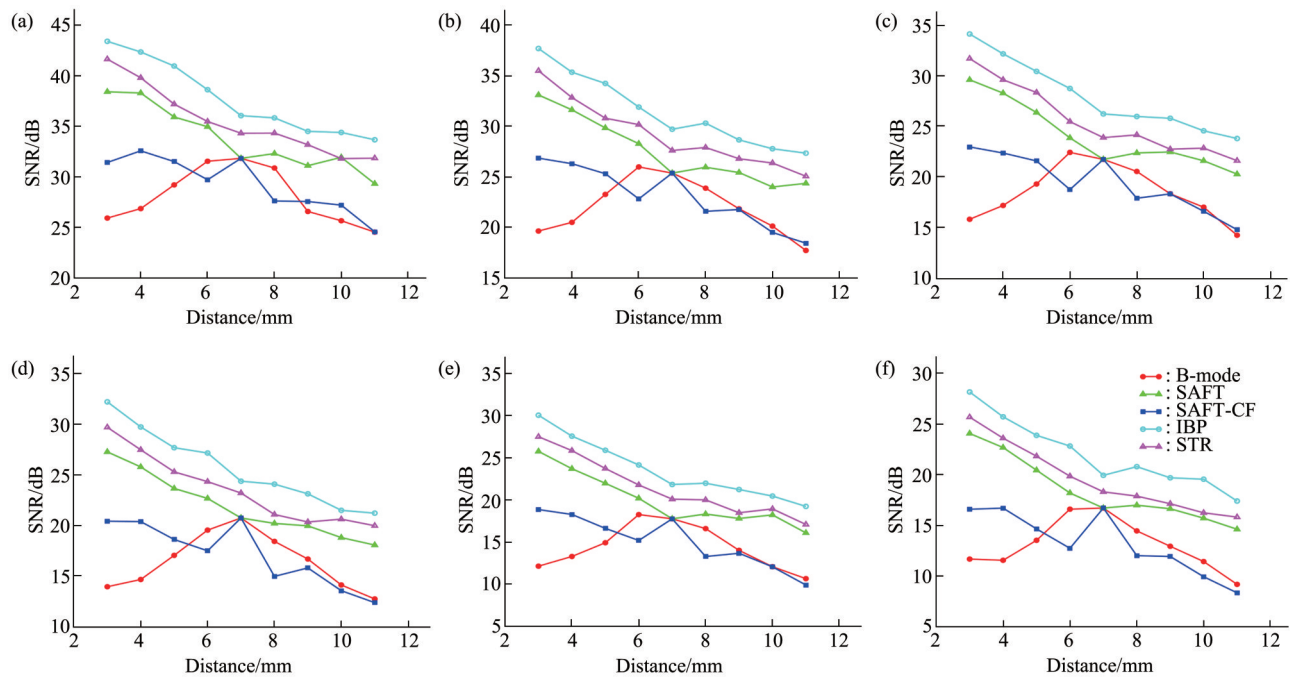


Fig. 6 The SNR curve of each algorithm at different noise levels

(a) 2.5%; (b) 5%; (c) 7.5%; (d) 10%; (e) 12.5%; (f) 15%.

算法的运行时间如表1所示。结果表明：B-mode 因其计算简便而运行速度最快；SAFT算法的计算量略大，但依然速度较快，且CF的存在与否并不

会减慢运行速度；而IBP和STR所花费的时间更长，即二者的计算量相比其他算法更大。

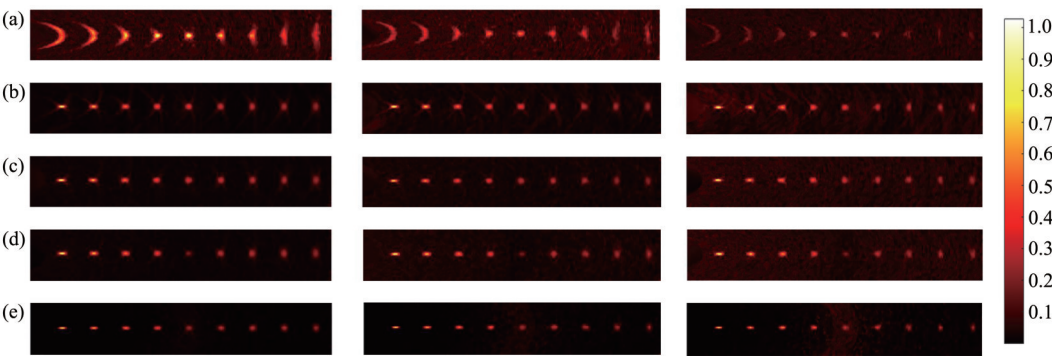


Fig. 7 The reconstructed image of each algorithm under different noise levels (left: 5%; medium: 10%; right: 15%)
(a) B-mode; (b) IBP; (c) STR; (d) SAFT; (e) SAFT-CF.

Table 1 Comparison of imaging time between different algorithms

B-mode	STR	IBP	SAFT	SAFT-CF
0.61	32.93	45.40	1.49	1.37

图8为扫描仿体后经不同算法重建出的图像。由图可以看出, 3种动态聚焦算法的重建效果对比B-mode算法, 有显著的提高。对于点状目标(竖直放置的金属丝), 3种动态聚焦算法都能较好地重建出原始形状, 距离较远处点目标略有拉伸, 而SAFT-CF抑制伪影的效果最好。点目标1、2的分辨率在不同算法下相对于B-mode算法提高情况

如表2所示, 可见动态聚焦算法对于远距离目标(点目标1)的重建效果更好, 而近焦区域目标(点目标2)分辨率的改善并不明显。对于线状目标(水平放置的金属丝), 仅目标3的不同算法的重建效果较好, 目标4因被SAFT-CF算法识别成噪声或伪影而导致重建效果差。

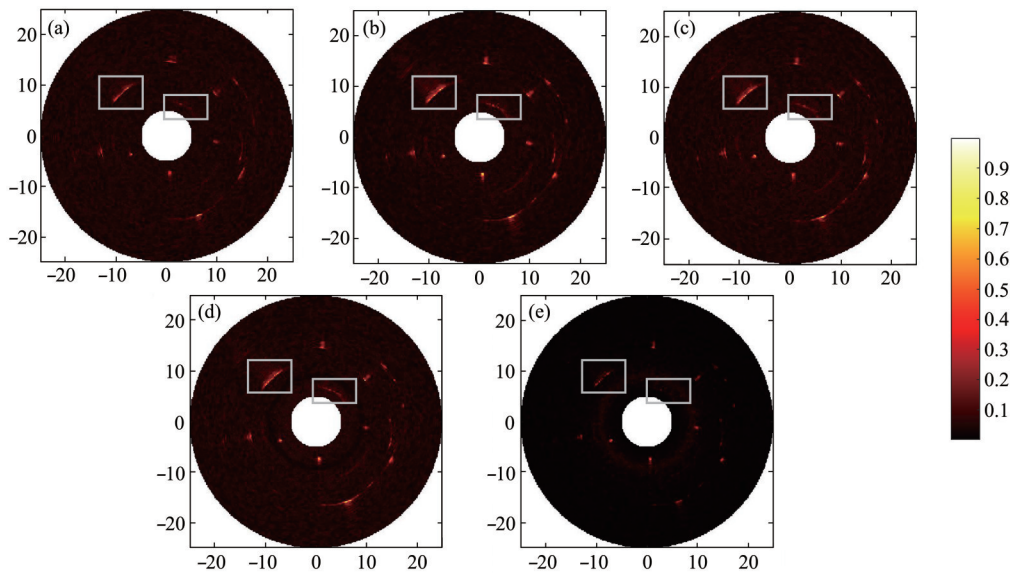


Fig. 8 Experimental data images reconstructed by different algorithms
(a) B-mode; (b) IBP; (c) STR; (d) SAFT; (e) SAFT-CF. The gray box shows four horizontal wires in the phantom.

Table 2 The resolution improvement of two point targets under different algorithms (compared with the B-mode algorithm)

	Algorithm			
	STR	IBP	SAFT	SAFT-CF
Target 1	3.33	3.75	4.00	6.00
Target 2	1.03	1.06	1.10	2.00

3 讨 论

图像的重建算法与最终的图像质量息息相关。目前的声聚焦光声内窥成像主要还是采用B-mode的成像算法,极大限制了其成像的景深,降低了离焦区域图像的质量,严重阻碍了其在生物医学中的应用。因此,开发一种快速、灵活、稳定、实用性强的动态聚焦成像算法获得了越来越多的关注。

评价图像重建算法的好坏,需要通过分辨率、稳定性(相对与噪声水平)、计算时间、灵活性(适用性)等重要评估参数与因素等进行多方面的比较。就分辨率而言,尽管3种算法都能够实现图像的动态聚焦,但是从结果中可以看出,在焦点处,SAFT和IBP的分辨率与B-mode算法差距较小,而STR算法的分辨率较差;对于离焦区域,这3种方法的差距却不太明显,最大都可将分辨率提升13~16倍。STR算法的分辨率整体而言较差,在低频时表现得愈加明显。而SAFT-CF算法的分辨率显著优于其他算法。从稳定性上来说,由于SAFT-CF算法是非线性的,其噪声水平太高的时候会对重建结果产生很大的影响,相比而言,其他算法都比较稳定。在计算灵活性方面,SAFT算法的精确计算依赖于极坐标系,特别是在高频或者换能器角度间隔大的情况下,因此SAFT算法在灵活性上具有缺陷,适用性较低。此外,SAFT算法需要区分目标是否在声场锥形区内,同时也需要区分是否比VD更远,因此编程比较复杂。同样,STR算法也需要事先计算区域内的时空响应,再通过查表的方法来进行重建,编程也很复杂。而其他算法编程则较为简单。针对计算时间的问题,SAFT算法在仿真时计算仅需约1.5 s,用时少;而STR算法需要首先进行初始化,花费时间约为SAFT算法的22倍;IBP算法则需要将换能器切割成若干小单元,也需要大量的时间来计算,因此在实际使用时,多半还需要GPU并行化。

在实际的应用中,换能器的声场常常与计算模型非完美匹配,如换能器声场不能完好的聚焦、内窥探头外壳的存在、声速不均匀等情况都会造成计

算的误差。因此在应用中,需要考虑到实际数据的成像效果。另外,待成像的目标形状对不同图像重建算法的影响不同,因此重建算法的选择要考虑到目标的形状。在目前的基于单阵元聚焦换能器的重建方法研究中,一般针对于点目标,对于其他形状目标的成像研究非常少。基于上述因素,本文对金属丝仿体进行了成像,从结果中可以看出,在本工作的实验条件下,SAFT-CF算法的效果是最差的,线状目标因被其识别为伪影或噪声而被抑制,但对于点状目标,3种动态聚焦算法的成像效果都比较好,以离焦区域的点目标1为例,其分辨率可提升3~6倍,能有效抑制伪影。相比而言,在实验条件下,STR算法和SAFT算法是适应性更强的算法。

本工作中还依然存在缺陷,仅对几种反投影算法进行了研究,而反投影算法只是提供了一种近似的模拟解。在下一步的工作中,需要根据本工作的结果,进一步对这些算法进行针对性地优化,从而提供更好的重建结果。其次,还需要发展高级的基于模型的代数重建方法,来给出更精确的解。另外,以上这些方法都是基于声速恒定的假设。本工作仅对一组实验数据进行了验证,对于其中线目标的重建效果方面还有待深入研究。不仅如此,还需考虑对多组复杂物体实验数据以及在不同系统中进行检验,进一步验证本文的结论。同时,也需要发展更好的图像质量综合评价标准。

4 结 论

本工作提出了基于SAFT的声聚焦光声内窥成像方法,以及基于STR的光声内窥成像方法,同时将二者与IBP同时应用与动态聚焦中,进行了数值仿真与实验验证,比较了三者的横向分辨率、信噪比、计算时间、灵活性等多方面的优劣性。结果表明,相比于传统的B-mode算法,动态聚焦算法在保留B-mode对于焦点处高分辨率的同时,最高可将离焦区域的成像目标分辨率提升约26倍,图像的信噪比经动态聚焦后最高可提高2.3倍左右,结合计算时间等评估参数,本文认为STR算法与SAFT算法具有更好的适用性。本工作对这些算法

的优化提出了针对性的意见, 有望对后续声聚焦光声内窥成像的设计提供指导, 同时也为发展更好的图像质量综合评价标准打下了基础。

参 考 文 献

- [1] 魏宁宁. 基于动态聚焦的高分辨率光声内窥成像算法研究[D]. 长沙: 湖南大学生物医学工程系, 2019
Wei N N. Research on High Resolution Photoacoustic Endoscopic Imaging Algorithm Based on Dynamic Focusing[D]. Changsha: Department of Biomedical Engineering, Hunan University, 2019
- [2] He H, Wissmeyer G, Ovsepian S V, *et al.* Hybrid optical and acoustic resolution optoacoustic endoscopy. *Opt Lett*, 2016, **41**(12): 2708-2710
- [3] Wang B, Wang C, Zhong F, *et al.* 3D acoustic resolution-based photoacoustic endoscopy with dynamic focusing. *Quant Imaging Med Surg*, 2021, **11**(2): 685-696
- [4] 陈炳章, 易航, 杨金戈, 等. 光声内窥镜系统在人体直肠癌离体组织中的实验研究. *物理学报*, 2014, **63**(8): 187-193
Chen B J, Yi H, Yang J G, *et al.* *Acta Phys Sin*, 2014, **63**(8): 187-193
- [5] Wang C, Lu Y F, Cai C M, *et al.* Stomach wall structure and vessels imaging by acoustic resolution photoacoustic microscopy. *World J Gastroenterol*, 2018, **24**(31): 3531-3537
- [6] Xiao J Y, Wang T S, Peng K, *et al.* Lithography of aluminum coated PVDF annular array for photoacoustic endoscopy. *Commun Comput Phys*, 2018, **23**(2): 561-571
- [7] Guo H, Li Y, Qi W Z, *et al.* Photoacoustic endoscopy: a progress review. *J Biophotonics*, 2020, **13**(12): e202000217
- [8] Meng J, Song L. Biomedical photoacoustics in China. *Photoacoustics*, 2013, **1**(2): 43-48
- [9] Yang J M, Favazza C, Yao J, *et al.* Three-dimensional photoacoustic endoscopic imaging of the rabbit esophagus. *PLoS One*, 2015, **10**(4): e0120269
- [10] Yoon T J, Cho Y S. Recent advances in photoacoustic endoscopy. *World J Gastrointest Endosc*, 2013, **5**(11): 534-539
- [11] Ansari R, Zhang E, Mathews S, *et al.* Photoacoustic endoscopy probe using a coherent fibre-optic bundle//ECBO. Proceedings of the Conference on Opto-Acoustic Methods and Applications in Biophotonics II. Munich, Germany: ECBO, 2015: 953905
- [12] Aguirre A, Ardeshirpour Y, Sanders M M, *et al.* Potential role of coregistered photoacoustic and ultrasound imaging in ovarian cancer detection and characterization. *Transl Oncol*, 2011, **4**(1): 29-37
- [13] Peng K, He L, Wang B, *et al.* Detection of cervical cancer based on photoacoustic imaging-the *in-vitro* results. *Biomed Opt Express*, 2015, **6**(1): 135-143
- [14] Xing W, Wang L, Maslov K, *et al.* Integrated optical- and acoustic-resolution photoacoustic microscopy based on an optical fiber bundle. *Opt Lett*, 2013, **38**(1): 52-54
- [15] Yang J M, Favazza C, Chen R M, *et al.* Simultaneous functional photoacoustic and ultrasonic endoscopy of internal organs *in vivo*. *Nat Med*, 2012, **18**(8): 1297-1302
- [16] Yang J M, Favazza C, Chen R M, *et al.* Volumetric photoacoustic endoscopy of upper gastrointestinal tract: ultrasonic transducer technology development//SPIE. Proceedings of the Conference on Photons Plus Ultrasound - Imaging and Sensing, San Francisco, CA: SPIE, 2011, **7899**: 78990D
- [17] Wang B, Wei N N, *et al.* Modified back-projection method in acoustic resolution-based photoacoustic endoscopy for improved lateral resolution. *Med Phys*, 2018, **45**(10): 4430-4438
- [18] Jin H R, Zheng Z S, Liu S Y, *et al.* Evaluation of reconstruction methodology for helical scan guided photoacoustic endoscopy. *IEEE Trans Med Imaging*, 2020, **39**(12): 4198-4208
- [19] Wang B, Ye T, Wang G, *et al.* Approximate back-projection method for improving lateral resolution in circular-scanning-based photoacoustic tomography. *Med Phys*, 2021, **48**(6): 3011-3021
- [20] Sheaff C, Ashkenazi S. A fiber optic optoacoustic ultrasound sensor for photoacoustic endoscopy//IEEE. Proceedings of the Ultrasonics Symposium. San Diego, CA: IEEE, 2010: 2135-2138
- [21] Cai D, Li G Y, Xia D Q, *et al.* Synthetic aperture focusing technique for photoacoustic endoscopy. *Opt Express*, 2017, **25**(17): 20162-20171
- [22] Jeon S, Park J, Managuli R, *et al.* A novel 2-D synthetic aperture focusing technique for acoustic-resolution photoacoustic microscopy. *IEEE Trans Med Imaging*, 2019, **38**(1): 250-260
- [23] Ma X, Peng C, Yuan J, *et al.* Multiple delay and sum with enveloping beamforming algorithm for photoacoustic imaging. *IEEE Trans Med Imaging*, 2020, **39**(6): 1812-1821

Research on Acoustic Resolution-based Photoacoustic Endoscopy Imaging Algorithm Based on Dynamic Focusing*

XIAO Xiao-Zhou^{1)**}, WU Hua-Lin^{2,3)**}, JIANG Jin-Sheng¹⁾, CHEN Ze-Yu²⁾,
WANG Bo¹⁾, XIAO Jia-Ying^{1)***}

¹⁾Department of Biomedical Engineering, School of Basic Medical Science, Central South University, Changsha 410083, China;

²⁾College of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China;

³⁾RFG Medical Technology Co. LTD, Shanghai 200438, China)

Abstract Objective Acoustic resolution-based photoacoustic endoscopy is a promising functional imaging technique with its large focusing depth. It is widely used in endoscopic imaging of the rectum and esophagus. Acoustic resolution-based photoacoustic endoscopy imaging usually adopts the lateral scanning method based on a single focused ultrasonic sensor, while using the traditional B-mode method for reconstruction, which will greatly reduce the image quality. In order to obtain high-quality images, several dynamic focusing photoacoustic endoscopic imaging algorithms are proposed in this paper. **Methods** Numerical simulations were performed using these algorithms. In addition, photoacoustic endoscopic imaging experiments were conducted on the phantom to verify the results of the simulation experiments. In the simulation experiments, photoacoustic endoscopic imaging experiments with a focused transducer were simulated. We chose nine points including the focal point as the targets for reconstruction in the imaging area. The characteristics of each algorithm were compared in terms of imaging effect, resolution and signal-to-noise ratio. We made a phantom to verify the imaging effects of several algorithms using a photoacoustic endoscopic imaging system. Several metal wires were inserted in it to simulate targets at different distances and shapes. We compare the advantages of these algorithms over the B-mode method in reconstructing the above objectives. **Results** The results show that the transverse resolution and signal-to-noise ratio of defocused region are improved compared with which of the B scan method. In the simulation, the resolution of the defocus area can be improved by about 26 times, and the signal-to-noise ratio can be improved by about 2.3 times after dynamic focusing. In the experiment, the resolution of remote point targets is improved 3–6 times after dynamic focusing reconstruction. **Conclusion** On the whole, we think that the algorithm based on spatial-temporal response and synthetic aperture focusing technology algorithm are more suitable for experimental conditions. This work has guiding significance for the design of acoustic focusing photoacoustic endoscopy imaging.

Key words synthetic aperture focusing, improved back projection, spatial-temporal response

DOI: 10.16476/j.pibb.2022.0093

* This work was supported by a grant from the Science Technology and Innovation Commission of Shenzhen Municipality (2021szVUP168).

** These authors contributed equally to this work.

*** Corresponding author.

Tel: 86-18608401622, E-mail: jiayingxiao@csu.edu.cn

Received: March 16, 2022 Accepted: May 27, 2022