



基于多路放大器加法电路噪声抑制的热声成像技术

汤永辉 郑铸 谢实梦 黄林 蒋华北

Thermoacoustic imaging based on noise suppression of multi-channel amplifier and additive circuit

Tang Yong-Hui Zheng Zhu Xie Shi-Meng Huang Lin Jiang Hua-Bei

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 69, 240701 (2020) DOI: 10.7498/aps.69.20201036

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.69.20201036>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

多气隙电阻板室飞行时间谱仪技术

Time of flight technology based on multi-gap resistive plate chamber

物理学报. 2019, 68(10): 102901 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20182192>

基于宽带立体超透镜的远场超分辨率成像

Far-field super-resolution imaging based on wideband stereo-metalens

物理学报. 2018, 67(9): 094101 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20172608>

小型条纹管数值模拟及实验研究

Numerical calculation and experimental study on the small-size streak tube

物理学报. 2018, 67(18): 188501 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20180643>

基于分形谐振器的远场超分辨率扫描成像

Far-field super-resolution scanning imaging based on fractal resonator

物理学报. 2019, 68(24): 244102 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190620>

基于深紫外激光-光发射电子显微技术的高分辨率磁畴成像

High resolution imaging based on photo-emission electron microscopy excited by deep ultraviolet laser

物理学报. 2020, 69(9): 096801 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200083>

基于共心球透镜的多尺度广域高分辨率计算成像系统设计

Design of monocentric wide field-of-view and high-resolution computational imaging system

物理学报. 2019, 68(8): 084201 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20182229>

基于多路放大器加法电路噪声抑制的热声成像技术*

汤永辉¹⁾ 郑铸¹⁾ 谢实梦¹⁾ 黄林^{1)†} 蒋华北^{2)‡}

1) (电子科技大学电子科学与工程学院, 成都 611731)

2) (南佛罗里达大学医学工程系, 佛罗里达 33620)

(2020 年 7 月 1 日收到; 2020 年 8 月 4 日收到修改稿)

热声成像信噪比往往较低, 为提高信噪比, 通常需要通过多次取平均. 然而, 通过取平均提高信噪比的方式会降低热声成像时间分辨率, 阻碍快速热声成像技术的发展. 本文提出一种基于多路放大器加法电路的低成本快速热声成像技术, 将超声换能器接收到的热声信号分成四路同时进入四个放大器, 放大后再将该四路信号经过加法电路累加输入到采集系统中, 实现硬件层面的取平均去噪. 仿体实验结果表明: 通过基于多路放大器加法电路的低成本快速热声成像技术, 成像时间分辨率提高了 5 倍, 信噪比由 ~ 6 dB 提升到了 ~ 12 dB. 本文通过低成本的简单加法电路原理, 既提高了热声成像技术时间分辨率, 又提升了成像信噪比, 为快速热声成像技术的发展提供了一种崭新的技术, 有助于推动热声成像技术的发展和临床应用.

关键词: 热声成像, 低成本, 加法电路, 时间分辨率

PACS: 07.05.Pj, 87.85.Pq, 87.57.-s, 87.57.C-

DOI: 10.7498/aps.69.20201036

1 引言

早在 1880 年, Bell 就发现了光声效应; 1981 年, Bowen 教授^[1] 基于光声效应首次提出微波热声成像技术. 直到最近几十年, 该技术才被广泛用于生物医学成像^[2-8]. 微波热声成像技术以微波源作为激励源, 通过脉冲微波照射生物组织, 生物组织吸收微波能量使自身温度升高; 由于温度升高, 生物组织出现热弹性膨胀, 这种热弹性膨胀会激发产生超声波并对外传播, 超声波携带着生物组织对微波吸收特性的差异, 采集超声波信号进行图像重建, 就可以实现生物组织内部微波吸收差异的热声成像.

热声成像与光声成像技术的主要区别在于激励源不同, 热声成像和光声成像分别通过脉冲微波

和激光激发产生超声波. 然而, 由于激光技术和生物医学光子学的发展相对较快; 因此, 热声成像技术发展相对缓慢, 国内外从事热声成像技术的研究组远少于从事光声成像技术研究组. 其中: 国际上具有代表性的研究组包括: 印第安纳大学 Kruger 研究组^[4,9]、佛罗里达大学 Jiang 研究组^[7,10]、加州理工学院的 Wang 研究组^[3,11]、电子科技大学的赵志钦研究组^[12,13]、华南师范大学的邢达研究组^[5,14]. 经过这些科研组的不懈努力, 微波热声成像技术在基本理论^[15]、实验方案^[16,17]、成像算法^[18,19] 以及应用^[18,20] 等方面都得到了充分的完善和补充. 目前报道的热声成像系统放大器基底白噪声是热声信号噪声的主要来源, 一般需要多次采集信号, 通过对信号多次取平均的方法降低白噪声以提高信噪比; 但这会降低热声成像技术的时间分辨率, 极大

* 国家自然科学基金青年科学基金 (批准号: 61701076) 和四川省科技计划项目重点研发计划 (批准号: 2019YFS0119, 2019YFS0127) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: luhuang@uestc.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: hjiang1@usf.edu

限制了热声成像的时间分辨率。

为提高热声成像的时间分辨率, 本文提出了一种基于多路放大器加法电路的低成本、快速热声成像技术, 将超声换能器接收到的热声信号分成四路同时进入四个放大器, 放大后再将该四路信号经过加法电路累加输入到采集系统中, 实现硬件层面的取平均去噪。仿体实验结果表明: 通过基于多路放大器加法电路的低成本快速热声成像技术, 成像时间分辨率提高了 5 倍, 信噪比由 ~ 6 dB 提升到了 ~ 12 dB。因此, 这种基于多路放大器的去噪方法, 在快速热声成像技术领域具有潜在的应用价值。

2 理论依据

在数据采集时, 信号经过设备均会引入白噪声。在热声成像系统中, 如果不考虑探头和放大器等的带通特性, 热声信号可以表示为

$$s_t = s_0 + n_t + n_a + n_A, \quad (1)$$

其中 s_t 为采集到的热声信号; s_0 为原始热声信号; n_t , n_a 和 n_A 分别为超声换能器、放大器和采集卡引入的高斯白噪声。一般来说, 根据高斯白噪声的随机特点, 可以通过平均的方法降低, 所谓平均指的是将同一个信号采集多次, 然后取其平均值。如果采集 N 次取平均, 也就是

$$s_t = \frac{\sum_{i=1}^N (s_0 + n_{t,i} + n_{a,i} + n_{A,i})}{N} = s_0 + \frac{\sum_{i=1}^N (n_{t,i} + n_{a,i} + n_{A,i})}{N}, \quad (2)$$

其中 $n_{t,i}$, $n_{a,i}$ 和 $n_{A,i}$ 分别代表第 i 次采集到的 n_t , n_a 和 n_A 。然而, 取平均的方法需要多次采集数据, 会增加热声数据的采集时间, 降低系统时间分辨率。

进一步分析 n_t , n_a 和 n_A 三种高斯白噪声可知, 由于放大器的放大特点, 其高斯白噪声要明显强于超声换能器和采集卡。所以对 (2) 式做修改:

$$s_t = s_0 + n_{t,i} + \frac{\sum_{i=1}^n n_{a,i}}{N} + n_{A,i}. \quad (3)$$

(3) 式表示对放大器上的高斯白噪声进行平均, 忽略超声换能器和采集卡上高斯白噪声的影响。本文所提基于多路放大器加法电路的快速热声成像技术, 主要是对放大器上的白噪声进行去噪处理。该

方法在一定程度上既可以提高信噪比又可以减少采集时间, 提高热声成像时间分辨率。

3 实验方案及系统

3.1 实验方案

传统热声成像的数据采集方式如图 1(a) 所示。具体流程为: 超声换能器接收的热声信号首先进入放大器, 经放大器放大后被采集系统获取; 由于信号经过设备会引入白噪声, 采集系统得到的热声信号是低信噪比信号。通常通过多次采集进行信号平均的方法提高信噪比, 但该方法会降低热声成像时间分辨率, 阻碍了快速热声成像技术的发展。针对该问题, 为快速、甚至超快热声成像技术提供可能性, 本文提出了一种采用多路放大器加法电路来消除白噪声的方法。如图 1(b) 所示, 该方法将热声信号分成四路信分别同时进入四个相同设计的放大器, 然后通过一个加法电路将放大后的热声信号累加后再输入到采集系统。

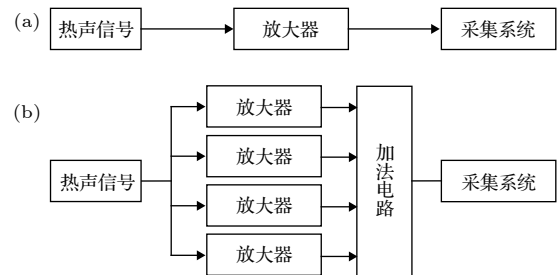


图 1 热声成像实验方案示意图 (a) 传统热声成像实验方案; (b) 基于多路放大器加法电路的热声成像实验方案
Fig. 1. Schematic diagram of the experimental method: (a) The traditional experimental method; (b) the four-channel amplifier and additive-circuit experimental method.

基于此原理, 本文设计了如图 2 所示的四路放大和加法电路, 热声信号被分成四路, 超声换能器接收的热声信号分别由 Input 1—4 输入至四个相同参数的放大器中, 放大后的信号由输出端 Output 1—4 输入至加法电路中进行累加后, 由 Output 端输出至采集系统。

3.2 实验系统

为了验证该方案的可行性, 搭建了一套可以完成单通道和四通道切换的热声成像实验系统。如图 3 所示, 该系统采用中心频率为 3 GHz, 脉宽为 750 ns, 峰值功率为 70 kW 的自制微波源用于热声

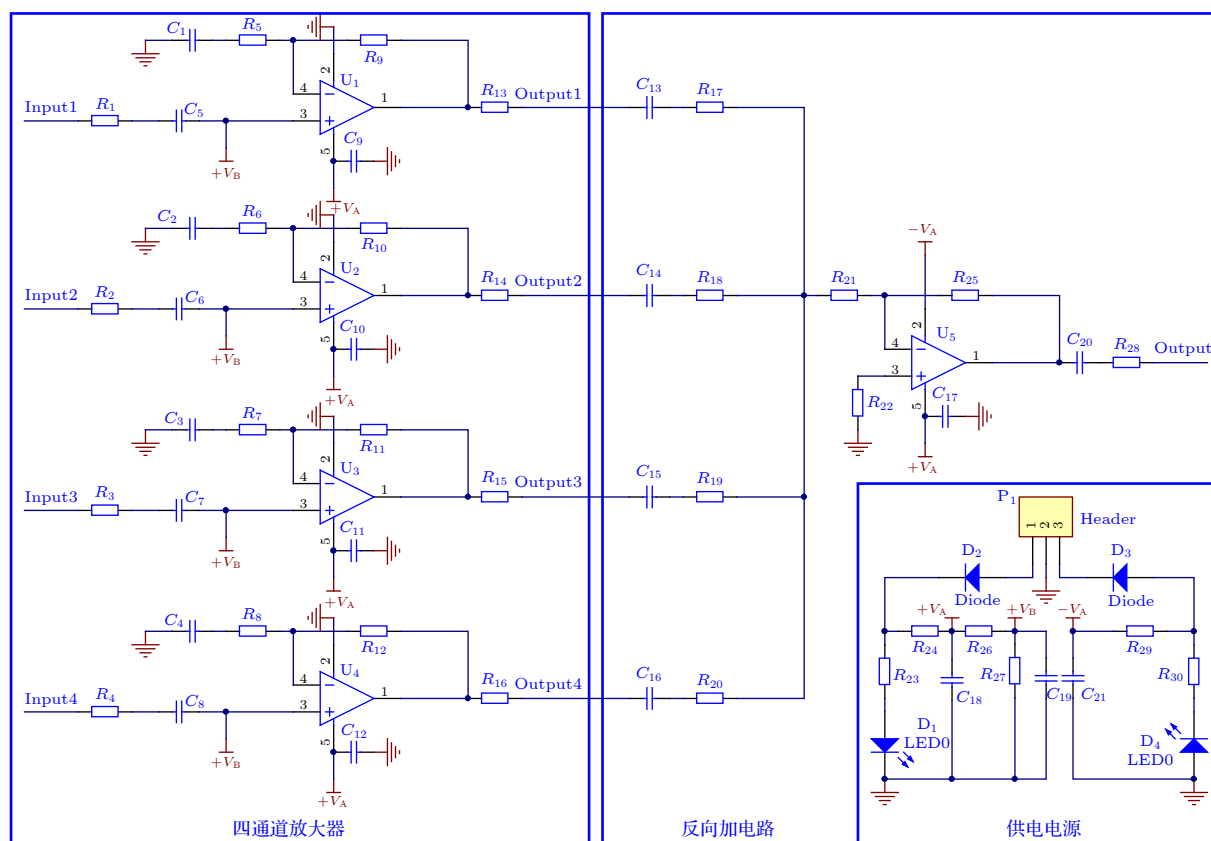


图 2 四路放大和加法电路示意图

Fig. 2. Schematic diagram of the four-channel amplifier and additive-circuit.

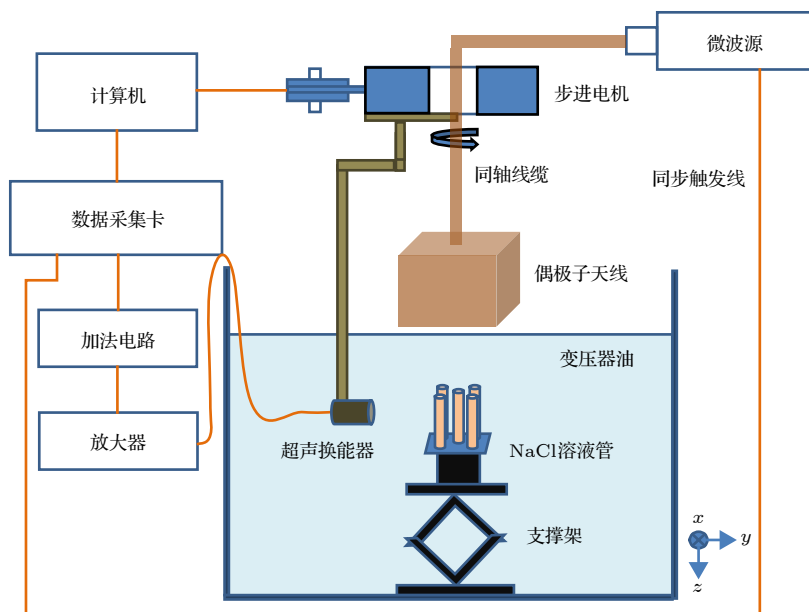


图 3 热声成像系统示意图

Fig. 3. Schematic diagram of our thermoacoustic (TA) imaging system.

信号激发; 通过一个偶极子天线和耦合剂 (变压器油) 将微波能量辐射到样品中; 样品吸收微波能量后激励起的热声信号被一个中心频率为 2.25 MHz

的非聚焦超声换能器 (V323, Olympus Inc. USA) 接收, 经四个放大倍数为 58 dB 的自制放大器 (放大器 -3 dB 带宽为 260 kHz—2.5 MHz, 输入阻抗为

860 Ω) 放大后通过加法电路累加被一张 50 MPS 采样率的采集卡 (PCI4732, Vidts Dynamic, CHINA) 采集存于计算机中用于后续图像重建. 超声换能器由旋转电机 (RSA100, 卓立汉光, 中国) 带动旋转, 以 2° 间隔进行旋转扫描, 转动 180 次完成 360° 热声信号采集, 整个数据采集和电机转动由自行编写的 Labview (National Instruments, USA) 程序控制. 热声图像通过基于 Matlab (MathWorks, USA) 编写的延迟叠加图像重建算法重建得到 [21].

4 实验结果与讨论

实验对象为浓度 2% 的 NaCl 溶液, 溶液分别装在 5 个直径为 3 mm 的薄壁塑料管中作为吸收体. 首先进行如图 1(b) 所示的采集方案, 热声信号分成四路进入四通道放大器放大, 放大后的信号输入到加法电路进行累加后进行采集, 完成四通道加法电路数据采集后, 保持吸收体不动, 将图 1(b) 所示采集方式切换至图 1(a) 完成单通道的采集.

在图 4 中展示了两种采集方法在平均 50 次时采集的热声信号. 定性比较两种采集方法, 四通道信号的信噪比要明显优于单通道. 在图 5 中绘制了四通道加法电路和单通道的成像结果.

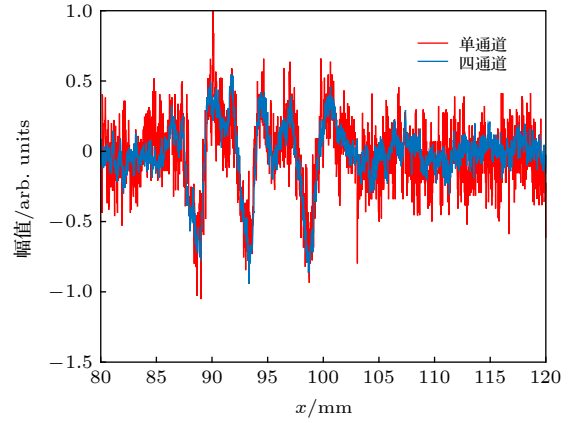


图 4 平均 50 次单通道和四通道加法电路信号对比图

Fig. 4. Fifty times averaged signal amplitudes measured using the single-channel and four-channel amplifier and additive-circuit methods.

其中图 5(a)—(c) 分别为四通道加法电路不平均、25 次平均、50 次平均的延迟累加重建热声图像; 其中图 5(d)—(f) 分别为单通道不平均、25 次平均、50 次平均的延迟累加重建热声图像. 从图 5 可知, 若不去平均, 单通道几乎无法实现吸收体的成像, 而四通道加法电路则能实现吸收体的重建. 选定图 5 中左下角吸收体进行定量分析发现: 图 5(a)—(c) 中该吸收体的归一化信号幅值分别约为 0.82,

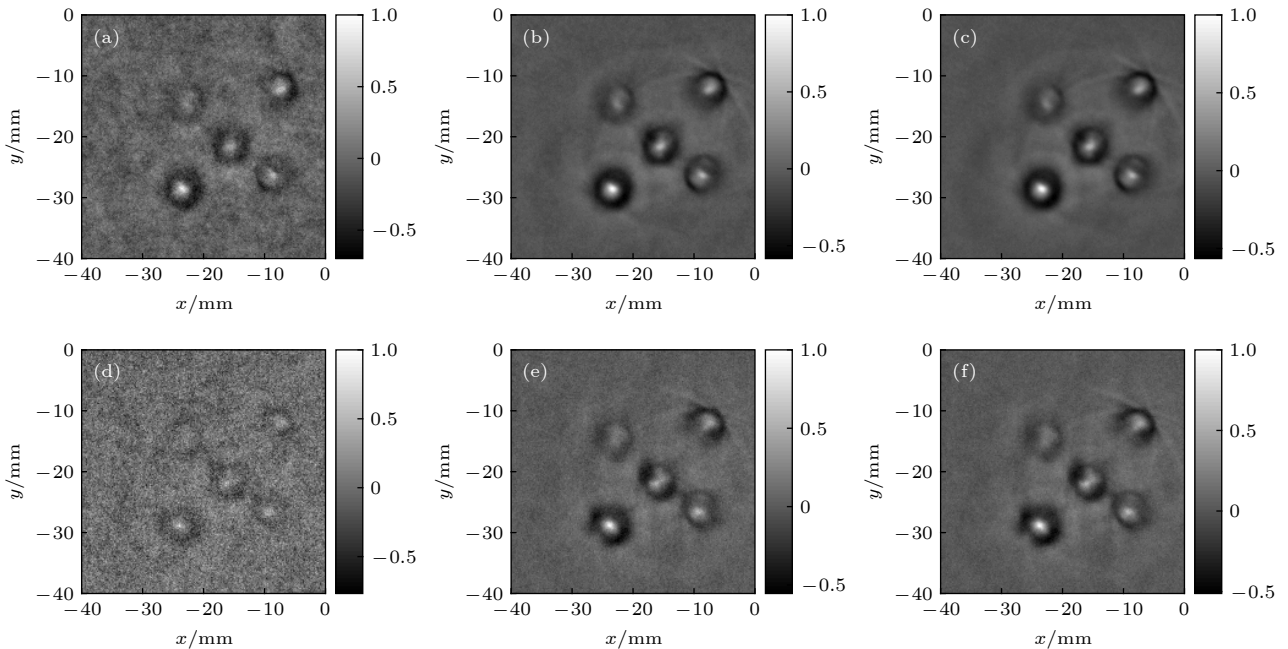


图 5 仿体重建热声图 (a) 四通道加法电路不平均; (b) 四通道加法电路平均 25 次; (c) 四通道加法电路平均 50 次; (d) 单通道不平均; (e) 单通道平均 25 次; (f) 单通道平均 50 次

Fig. 5. Recovered TA images from phantom experimental data using the four-channel amplifier and additive circuit without average (a), the four-channel amplifier and additive circuit with 25 times average (b), the four-channel amplifier and additive circuit with 50 times average (c), the single channel without average (d), the single channel with 25 times average (e), and the single channel with 50 times average (f).

0.91 和 1; 图 5(d)—(f) 中该吸收体的信号幅值分别约为 0.6, 0.87 和 0.95; 可见, 四通道不平均和取 25 次平均时该吸收体的归一化信号幅值, 分别与单通道取 25 次和 50 次平均时相当. 总体而言: 横向比较, 随着平均次数的增多, 图像质量逐渐提高; 纵向比较, 在相同平均次数下, 四通道加法电路重建结果要优于单通道.

最后, 为了定量比较四通道加法电路和单通道成像的差异, 在图 6 中绘制了依据频域能量谱估计得到的信噪比随平均次数变化的曲线. 从图 6 可知, 信噪比先随平均次数增加而提高, 且初期提高明显, 平均次数增多以后变缓. 另外, 单通道采集方案的信噪比则低于四通道加法电路系统. 当两种方案平均次数均为 50 次时, 单通道的信噪比为 6.443 dB, 四通道加法电路信噪比为 11.99 dB, 四通道加法电路方案比单通道方案信噪比整整提高了约 1.9 倍; 在微波源重复频率为 50 Hz 且信噪比为 6.443 dB 时, 两种方案分别需要采集 50 次和 10 次信号进行平均才可以达到同信噪比, 单通道方案和四通道方案采集信号所需要的时间分别为 1 s 和 0.2 s, 四通道方案的时间分辨率整整提高了 5 倍. 可见搭建的四通道加法电路成像系统达到了预期的目的.

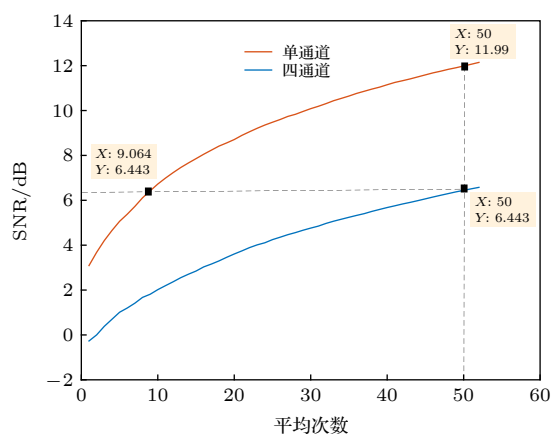


图 6 信噪比对比曲线

Fig. 6. Signal-to-noise ratios for the four-channel amplifier and additive circuit and single channel methods.

5 结 论

本文提出了一种基于多路放大器加法电路的低成本快速热声成像技术. 通过仿体实验证明了该技术在相同时间内实现信噪比的提升, 或者得到相同信噪比信号所需时间更短. 而该系统相比原系统仅仅增加了放大器数量和一个加法电路, 其成本相

对整个系统来说相对较低. 不过, 虽然理论上可以通过增加放大器数量来达到多次平均去噪; 但在实际应用时需考虑放大器输入阻抗等问题, 否则过多放大器构成的并联电路会降低整个放大器系统的输入阻抗, 从而影响放大器增益. 虽然本文通过增加单个通道的输入阻抗, 使得并联后的输入阻抗得以增加; 以及通过降低电路的物理温度、选择合适的工作频带和选用低热噪声类型的电阻暂时解决了输入电阻增加带来的热噪声问题; 但在未来设计更多通道的加法电路时还需要对这一问题进行深入的理论研究.

相比提高微波源重复频率、多次取平均降噪的方法, 本文所提基于多路放大器加法电路的低成本快速热声成像方法为提高热声成像技术的时间分辨率提供了一种可行的思路, 是将来实时、快速、甚至超快热声成像技术的一种潜在技术手段.

参考文献

- [1] Bowen T 1981 *Ultrasonics Symposium* Chicago, USA, Oct. 14–16, 1981 p817
- [2] Ku G, Wang L V 2000 *Med. Phys.* **27** 1195
- [3] Xu M, Xu Y, Wang L V 2003 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50** 1086
- [4] Kruger R A, Reinecke D R, Kruger G A 1999 *Med. Phys.* **26** 1832
- [5] Qin H, Cui Y S, Wu Z J, Chen Q, Xing D 2020 *IEEE Photonics J.* **99** 1
- [6] Yao L, Guo G, Jiang H 2010 *Med. Phys.* **37** 3752
- [7] Yuan Z, Jiang H 2007 *Med. Phys.* **34** 538
- [8] Gao F, Zheng Y, Feng X, Ohl C D 2013 *Appl. Phys. Lett.* **102** 063702
- [9] Kruger R A, Kiser W L, Reinecke D R, Kruger G A 2003 *Med. Phys.* **30** 856
- [10] Huang L, Yao L, Liu L, Rong J, Jiang H 2012 *Appl. Phys. Lett.* **101** 244106
- [11] Wang L V, Zhao X, Sun H, Ku G 1999 *Rev. Sci. Instrum.* **70** 3744
- [12] Chen G P, Yu W B, Zhao Z Q, Nie Z P, Liu Q H 2008 *J. Electromagnet. Wave.* **22** 1565
- [13] Chen G P, Zhao Z Q, Gong W, Nie Z P, Liu Q H 2009 *Chin. Sci. Bull.* **54** 1786 (in Chinese) [陈国平, 赵志钦, 龚伟, 聂在平, 柳清伙 2009 科学通报 **54** 1786]
- [14] Qin H, Yang S, Xing D 2012 *Appl. Phys. Lett.* **100** 033701
- [15] Li C, Pramanik M, Ku G, Wang L V 2008 *Phys. Rev. E: Stat. Nonlinear Soft Matter Phys.* **77** 031923
- [16] Qin H, Qin B, Yuan C, Chen Q, Xing D 2020 *Theranostics* **10** 9172
- [17] Razansky D, Kellnberger S, Ntziachristos V 2010 *Med. Phys.* **37** 4602
- [18] Wang X, Qin T, Qin Y, Abdelrahman A H, Witte R S, Xin H 2019 *IEEE T. Antenn. Propag.* **67** 4803
- [19] Zheng Z, Jiang H 2019 *Quant. Imag. Med. Surg.* **9** 625
- [20] Kellnberger S, Omar M, Sergiadis G, Ntziachristos V 2013 *Appl. Phys. Lett.* **103** 153706

Thermoacoustic imaging based on noise suppression of multi-channel amplifier and additive circuit*

Tang Yong-Hui¹⁾ Zheng Zhu¹⁾ Xie Shi-Meng¹⁾

Huang Lin^{1)†} Jiang Hua-Bei^{2)‡}

1) (*School of Electronic Science and Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China*)

2) (*Department of Medical Engineering, University of South Florida, Florida 33612, USA*)

(Received 1 July 2020; revised manuscript received 4 August 2020)

Abstract

Thermoacoustic imaging (TAI) is an emerging biomedical imaging method in which microwave is used as an excitation source to generate acoustic signals. The TAI possesses the advantages of high contrast of microwave imaging and high resolution of ultrasound imaging, which is also noninvasive. While the signal-to-noise ratio (SNR) of TAI is often very low. It is usually required by averaging the thermoacoustic signal many times to improve the SNR. However, averaging the signal to improve the SNR can significantly reduce the TAI's time resolution, which hinders the development of rapid TAI. Here in this paper, we propose to reduce the cost and improve the time resolution of TAI based on multi-channel amplifier and additive circuit. The received thermoacoustic signals are divided into 4 channels and then entered into 4 amplifiers simultaneously.

After being amplified, the signals are added and collected by the data acquisition system for reconstructing the image. The phantom results indicate that the time resolution of TAI increases 5 times and the SNR rises from 6 dB to 12 dB, with the multi-channel amplifier and additive circuit adopted. The method proposed in this paper is helpful in promoting the development and clinical application of TAI, especially it has a great significance for developing the ultra-fast TAI.

Keywords: thermoacoustic imaging, low cost, additive circuit, time resolution

PACS: 07.05.Pj, 87.85.Pq, 87.57.-s, 87.57.C-

DOI: 10.7498/aps.69.20201036

* Project supported by the Young Scientists Fund of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61701076) and the Key Research and Development Program of Science and Technology Planning Project of Sichuan Province, China (Grant Nos. 2019YFS0119, 2019YFS0127).

† Corresponding author. E-mail: luang@uestc.edu.cn

‡ Corresponding author. E-mail: hjiang1@usf.edu