

DOI: 10.13382/j.jemi.B2003103

基于压缩感知的 HIFU 回波信号降噪研究*

颜上取 汤昊 刘备 张含 钱盛友
(湖南师范大学 物理与电子科学学院 长沙 410081)

摘要:由于传统的降噪处理方法很难干净地去除高强度聚焦超声(HIFU)信号中的噪声,提出利用压缩感知(CS)对HIFU回波信号进行降噪。在观测矩阵的设计中将传统的高斯随机观测矩阵改进为稀疏循环结构化矩阵,减少了构造观测矩阵和重构信号的时间。仿真实验表明,与带通滤波器、小波降噪方法和经验模态分解(EMD)降噪方法相比,该方法得到的信号的重构信噪比(RSNR)更高,重构均方差(RMSE)和最大误差(ME)更小。用不同方法对不同温度下获得的HIFU回波信号进行去噪并提取二次谐波激发效率,发现采用该方法得到的二次谐波激发效率曲线方差和波动更小,验证了该降噪方法在实测信号中的优越性。

关键词:高强度聚焦超声;降噪;压缩感知;稀疏循环结构化矩阵;二次谐波激发效率

中图分类号: TP274+.2 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4030

Research on HIFU echo signal denoising based on compressed sensing technology

Yan Shangqu Tang Hao Liu Bei Zhang Han Qian Shengyou

(School of Physics and Electronics, Hunan Normal University, Changsha 410081, China)

Abstract: Since the traditional denoise method is difficult to fully remove the noise in the high intensity focused ultrasound (HIFU) signal, it is proposed to use compressed sensing (CS) to denoise of HIFU echo signals. In the design of the observation matrix, the traditional Gaussian random observation matrix is improved to a sparse circular structured matrix, reduced time to construct observation matrix and reconstruct signal. Simulation experiments show that compared with the band-pass filter, wavelet denoise method and empirical mode decomposition (EMD) denoise method, the proposed method has higher reconstruction signal-to-noise ratio (RSNR), both reconstruction mean square error (RMSE) and maximum error (ME) are smaller. Using different methods to denoise HIFU echo signals obtained at different temperatures and extract the second harmonic excitation efficiency, it is found that the variance and fluctuation of the second harmonic excitation efficiency curve obtained by this method are smaller, which validate the denoise method superiority in actual signal.

Keywords: high intensity focused ultrasound (HIFU); denoise; compressed sensing; the sparse circular structured matrix; second harmonic excitation efficiency

0 引言

高强度聚焦超声(high intensity focused ultrasound, HIFU)治疗是在临床医学中使用的一种新型组织消融治疗技术。它可以无创或微创地医治癌症,而不伤害其靶区癌细胞周围的正常细胞^[1-2]。在实际临床的使用过程

中,为了更加精准高效地进行治疗,对靶区区域的组织进行损伤变性识别或温度监控就尤为重要^[3-6]。直接利用HIFU回波信号进行监控可能是一条有效途径,但必须先高效地对HIFU回波信号降噪且保留基波和二次谐波等信号的有用特征。在超声信号领域中,有很多专家学者对其进行了降噪研究。周知进等^[7]利用小波方法对超声回波进行降噪,但小波基的选择对降噪效果影响很大,需

收稿日期:2020-04-27 Received Date: 2020-04-27

* 基金项目:国家自然科学基金(11774088,11474090)、湖南省自然科学基金(2016JJ3090)资助项目

提前选择合适的小波基,影响降噪效率;杜必强等^[8]利用经验模态分解(empirical mode decomposition, EMD)和小波熵阈值算法来对超声回波信号进行降噪处理,但经验模态分解存在本征模态分量(intrinsic mode function, IMF)混叠和端点效应问题;王大为等^[9]提出基于双高斯衰减模型的超声回波降噪处理方法,但双高斯衰减模型方法的降噪稳定性和准确性都较差,可能导致无法正常收敛;刘备等^[10]利用变分模态分解(variational mode decomposition, VMD)来对超声回波信号进行降噪处理,但 VMD 降噪前需要计算最佳分解的模态个数,适用范围较窄。针对上述问题,本文利用压缩感知技术^[11]对 HIFU 回波信号进行降噪,对压缩感知技术中的观测矩阵进行了改进,通过仿真实验和实际信号实验来验证该方法的去噪效果,并分析了不同方法对 HIFU 回波信号去噪后提取的二次谐波激发率的变化情况。

1 压缩感知原理

2006 年,Donoho^[11]提出了压缩感知(compressed sensing, CS)理论,该理论认为如果信号是稀疏的或者近似稀疏,那么它可以由远低于 Nyquist 采样定理要求的采样点来重构恢复原信号。CS 理论主要包括如下 3 个部分。

1) 信号稀疏表达,绝大部分信号在时域当中不是稀疏时,要将其一维信号 $\mathbf{X}_{N \times 1}$ 转化到一个稀疏域 Ψ 中,在稀疏域 Ψ 中是 K-稀疏的($K \ll N$)。其过程为:

$$f = \Psi X \quad (1)$$

式中: f 为 \mathbf{X} 在稀疏域的稀疏表示; Ψ 为稀疏基; \mathbf{X} 为 $N \times 1$ 维的待降噪信号。

2) 信号压缩观测,选择合适的观测矩阵 Φ 进行观测,得到观测值 y ,过程为:

$$y = \Phi \Psi X = \Theta X \quad (2)$$

式中: Φ 为 $M \times N$ 维的观测矩阵; M 为待降噪信号降采样率之后的数据长度; Θ 为感知矩阵。其中观测矩阵 Φ 和感知矩阵 Θ 都需要满足约束等距性(restricted isometry property, RIP)的条件^[12]。

3) 信号重构恢复,通过求得的观测值 y 利用贪婪算法或者凸优化算法来进行信号重构获得重构信号即稀疏向量 \mathbf{X}_1 。本文使用的贪婪算法为正交匹配追踪法(orthogonal matching pursuit, OMP)^[13-14];凸优化算法为 L1 范数法^[15]。

1.1 稀疏表达

信号具有稀疏性是使用压缩感知技术的前提之一^[16]。一般在实际工程和实验所得的信号中不存在时域中绝对稀疏的信号,需要利用式(1)对非稀疏的时域信号进行变化,变化到稀疏域 Ψ 中去。使信号在稀疏域

Ψ 中是 K-稀疏的($K \ll N$)。“K 稀疏”的概念是指对于长度为 N 的信号来说,它的 N 个元素值只有 K 个是非零的,其中 $K \ll N$,这时称这个向量是 K 稀疏的或者说是严格 K 稀疏的;实际中要做到严格 K 稀疏不容易,一般来说,只要除了这 K 个位置的值,其他的值很小很小,就认为向量是稀疏的,通常只需信号在稀疏域 Ψ 中满足近似稀疏性,即大部分值远远小于几个少量的高幅值量即可对其使用压缩感知。在压缩感知中常用离散余弦变换(discrete cosine transform, DCT)和快速傅里叶变换(fast Fourier transform, FFT)得到原信号 \mathbf{X} 在稀疏域中的表达 f 。本文使用傅里叶变换作为稀疏基 Ψ ,求得其原信号 \mathbf{X} 的稀疏表达 f 。

1.2 观测矩阵的设计

观测矩阵 Φ 应满足 RIP 的条件,RIP 的等价条件是观测矩阵 Φ 和稀疏域 Ψ 不相关^[12]。通常高斯随机观测矩阵可以成为普适的压缩感知观测矩阵。

高斯随机观测矩阵是由可以生成多个零均值、方差为 $1/N$ 的随机高斯函数构成的观测矩阵,正因如此具有 RIP 性质^[17]。但在实际的实验和工程应用上,虽然高斯分布的随机测量矩阵具有很好的不相关性,但在整个重构过程中的非结构化本质造成难实现且会使计算复杂度提高的问题,导致重构过程变慢,在数据长度较大的信号重构上更为明显。于是本文在结构化原理的基础上^[18],构造一个相对于高斯随机观测矩阵的低复杂度,易实现和高不相关的稀疏循环结构化矩阵,构造过程如下。

1) 首先构造一个 $1 \times N$ 维的零行向量 \mathbf{O} ,再构造一个 $N \times N$ 维只含 ± 1 的随机对角矩阵 \mathbf{E} 。其中 N 为进行压缩感知原信号的数据长度。

2) 随机选中零向量 \mathbf{O} 的 K 个位置,将位置上的 0 变更为 1(其中 K 的数值小于 N 的数值),获得一个 0-1 稀疏向量 \mathbf{A} ,再将 \mathbf{A} 右循环位移 M 位构成一个稀疏循环矩阵 \mathbf{A}_1 。其中 M 为原信号的数据长度降采样率之后的数据长度。

3) 将所得稀疏循环矩阵 \mathbf{A}_1 右乘随机对角矩阵 \mathbf{E} ,得到本文需要使用的观测矩阵 Φ 。

并通过式(4)的仿真信号带信噪比为 5 dB 的高斯白噪声之后,使用 OMP 重构方法对两种观测矩阵进行运行时间对比,高斯随机矩阵作为观测矩阵所花费时间为 16.279 2 s,而稀疏循环结构化矩阵作为观测矩阵所花费时间为 10.286 0 s,并且使用两种观测矩阵分别得到重构信号去噪效果相差不大。由此可得稀疏循环结构化矩阵使压缩感知技术在计算复杂性有了明显的降低。

1.3 重构算法

重构算法在目前压缩感知的领域中分为凸优化算法和贪婪算法。凸优化算法在凸优化算法中最常用的是通

过 L1 范数进行线性规划进行重构。贪婪算法最常用的为 OMP 方法。

在式(2)中,把得到观测值 y 利用观测矩阵 Φ 和稀疏域 Ψ 来求得重构后的 X_1 稀疏信号,这是一个解压缩的过程,也是一个 L0 范数求解的过程,但本身 L0 范数求解是一个 NP (non-deterministic polynomial) 难问题^[19]。故科研人员提出改进的方案,用 L1 范数来代替 L0 范数来进行信号重构,转化为解决一个凸优化的问题。其公式为:

$$X_1 = \operatorname{argmin} \|X\|_1 \text{ (s. t. } y = \Phi\Psi X) \quad (3)$$

式中: $\|X\|_1$ 为原信号 X 的 1 范数。

OMP 的基本思想是通过多次的循环迭代计算,从观测矩阵 Φ 中选择与原信号 X 最为匹配的原子来重构稀疏逼近,然后再从观测矩阵中减去相关部分并反复迭送。直到使重构信号达到稀疏度,则停止迭代计算。本质上该算法就是找到 K -稀疏信号 X 中的 K 个分量,其余 $N-K$ 个分量置 0。

OMP 重构算法的速度要比使用 L1 范数进行求解的快,重构的精度也很不错。在数据长度较大的信号处理中可以优先选择。

2 模拟信号仿真实验

2.1 重构算法对比

由于本文实验过程中采集到的 HIFU 回波信号不可避免地由于测量设备以及环境因素的影响,会使之一定程度受到噪声的污染,目前工程上也很难获得纯净的 HIFU 回波信号,所以先对本文降噪方法进行模拟信号的仿真分析,验证效果后再应用到实验数据信号中去。本文所用的模拟信号为:

$$y = 2 \times \cos(200\,000\pi/256t) + \sin(200\,000\pi/128t) \quad (4)$$

该模拟信号的采样点数为 512 点,采样时间为 0.2 s。时域波形和频谱图如图 1 所示。

由图 1 的频谱图可知,其傅里叶变换之后模拟信号在频域中是稀疏的, K 稀疏度等于 2,并且模拟信号的两个频率尖峰呈倍数关系,可模拟本文实际信号的基波与二次谐波的情况。

首先对带噪模拟信号信噪比为 5 dB 时的含噪模拟信号进行压缩感知重构。在本文仿真实验中所加噪声均采用高斯白噪声。取原信号数据的 20% 进行重构。使用 L1 范数和 OMP 两种重构方法进行重构效果对比。如图 2 所示,图 2(a) 和(b) 的虚线部分为带噪模拟信号信噪比为 5 dB 时的时域波形和频谱图,实线部分为重构之后得到的信号时域波形和频谱图。在图 2(a) 和(b) 两种重构方法得到的频谱图中可明显看出使用 OMP 重构方法

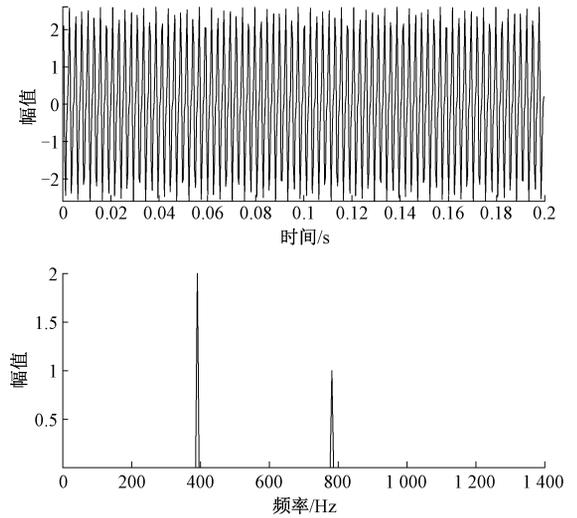


图 1 模拟信号的时域波形及频谱图

Fig. 1 The waveform and spectrum of simulation signals

得到的重构信号的频谱更加贴近原模拟信号的频谱,除两个频率尖峰之外其他的噪声都被滤干净,但两个频谱尖峰的幅值出现了一定程度的变化,可能存在原子与残差信号的匹配不太准确。但相比与 L1 范数重构得到的信号,去噪效果还是很明显。L1 范数重构后得到的频谱还是存在一定噪声,这是因为用 1 范数去代替 0 范数而得到的近似值还是存在一定误差的,所以导致去噪之后还存在一定的噪声。所以可得出 OMP 重构的降噪效果明显好于 L1 范数重构的效果。

2.2 去噪效果分析

再将使用 OMP 重构方法得到的重构模拟信号与使用带通滤波器,小波降噪方法和 EMD 降噪方法得到的信号进行对比,证明本文方法的优越性。本文使用的小波降噪选择 ‘sym6’ 小波基进行 5 层分解,阈值选择使用 ‘Rigorous SURE’ 估计。利用重构信噪比(RSNR)、重构均方根误差(root mean square error, RMSE)和重构最大误差(maximum error, ME) 3 种指标来评价重构效果。3 种对比指标的定义分别为:

$$RSNR = 10 \times \lg \left[\frac{\sum_{i=1}^{N_i} (X(i))^2}{\sum_{i=1}^N (X(i) - X_1(i))^2} \right] \quad (5)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - X_1(i))^2}{N}} \quad (6)$$

$$ME = \max |X(i) - X_1(i)| \quad (7)$$

重构 RSNR 反映了降噪后信号的凸显程度;重构 RMSE 反映了原信号和降噪后信号之间的平均误差;重构 ME 反映原信号和降噪后信号峰值的最大差。RSNR 越大, RMSE 和 ME 越小则说明降噪效果更好。

在原模拟信号的基础上,加入噪声达到不同信噪比

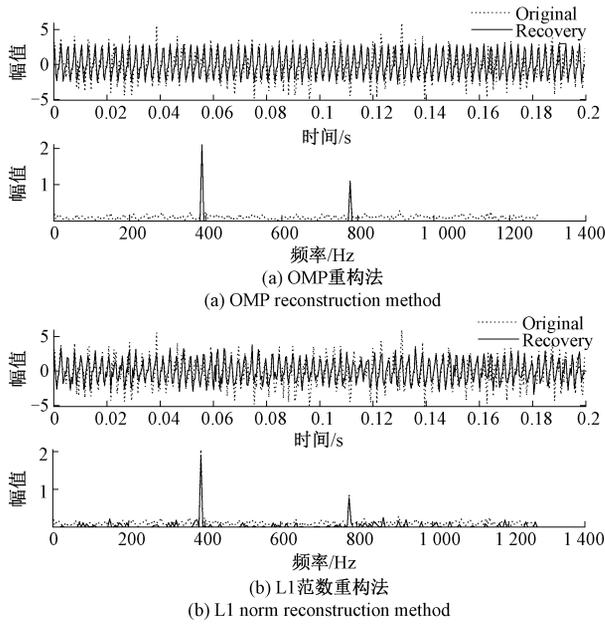


图 2 带噪模拟信号信噪比为 5 dB 时两种重构方法对比
Fig. 2 Comparison of two reconstruction methods when the signal-to-noise ratio of a noisy analog signal is 5 dB

大小,再利用 4 种降噪方法对其进行降噪处理。由于图片数量较多,不一一列出,仅给出表 1 的 4 种方法处理下,3 种指标数值的对比。

表 1 不同降噪方法的效果对比
Table 1 Comparison of effects with different de-noise methods

含噪模拟信号信噪比/dB	方法	RSNR/dB	RMSE	ME
2	本文方法	13.269 9	0.343 1	0.715 3
	带通滤波器	6.437 4	0.753 5	2.000 0
	小波降噪	3.822 6	1.018 2	2.623 8
	EMD 降噪	2.974 6	1.259 6	3.787 3
5	本文方法	16.521 9	0.236 0	0.429 4
	带通滤波器	9.463 1	0.531 9	2.000 0
	小波降噪	5.116 6	0.877 3	2.360 2
	EMD 降噪	5.738 2	0.816 7	2.498 0
8	本文方法	19.287 2	0.171 6	0.321 6
	带通滤波器	11.837 4	0.404 7	2.000 0
	小波降噪	5.869 2	0.804 5	2.086 4
	EMD 降噪	8.109 0	0.621 6	1.926 9
10	本文方法	31.659 2	0.041 3	0.068 2
	带通滤波器	13.267 9	0.343 2	2.000 0
	小波降噪	4.973 6	0.891 9	2.636 0
	EMD 降噪	9.757 9	0.514 1	1.854 9

从表 1 的 4 种方法处理后的 3 种指标数值对比中可

以得出,无论在哪种信噪比情况下,本文方法处理之后得到的 RSNR 的数值最大, RMSE 和 ME 的数值最小,均优于其他 3 种降噪方法得到的指标数值额,且所含信噪比越高,去噪的效果也越好;带通滤波器第 2,是因为他可以将两频率尖峰两边的噪声过滤掉,但在两频率之间的噪声无法滤掉;小波降噪只在信噪比为 2 dB 时的去噪效果好于 EMD 方法降噪,其他情况 EMD 方法降噪好于小波方法降噪。

3 实测信号验证

在实验室使用 HIFU 击打猪肉组织,用水听器采集击打靶区的 HIFU 回波信号,再将热电偶针置于猪肉组织的击打靶区进行温度实测。每隔 5 °C 进行 HIFU 回波信号采集,分别采集 37 °C ~ 77 °C 九个温度下的 HIFU 击打时的 HIFU 回波信号,每个温度采集 10 组 HIFU 回波信号。采集到的 HIFU 回波信号的基波频率为 1.39 MHz,二次谐波频率为 2.78 MHz。数据点为 10 000 个。由于实验得到的 HIFU 回波信号因测量设备以及环境因素的影响受到噪声的污染,所以本文实测信号的降噪效果无法通过 RSNR、RMSE 和 ME 三种指标数值说明,于是通过对比频谱图来辨别其降噪的效果。

图 3 所示为 42 °C 时的 HIFU 回波信号的时域波形和频谱图,可以看出其采集到的 HIFU 回波信号虽含噪,但频谱的稀疏性很好,于是可以将其频域作为其稀疏域 Ψ 来进行压缩感知处理。

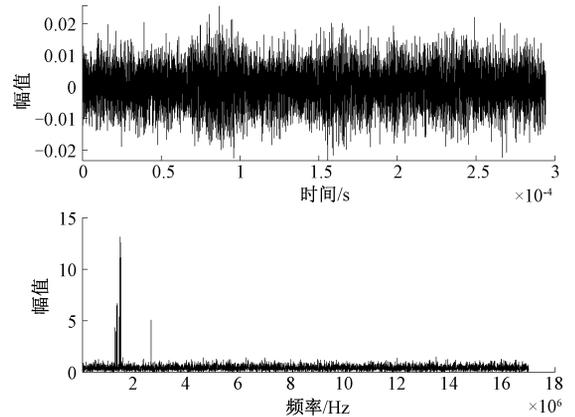


图 3 42 °C 时 HIFU 回波信号的时域波形及频谱图
Fig. 3 The waveform and spectrum of HIFU echo signals at 42 °C

图 4 所示为使用本文方法和其他 3 种方法进行降噪后的频谱图。从图 4 的 4 张频谱图的对比中可以看出每种方法的降噪效果,图 4(a) 本文方法处理后的降噪效果最佳,本文方法降噪后得到的信号的频谱图只留下了原信号最具有特征的部分,也就是基波和二次谐波。其他

噪声频率已经滤去的干干净净,并且降噪之后的频谱尖峰的整体特征也满足其未降噪之前的特征,且相对于其他 3 种方法的基波和二次谐波的幅值与原信号的差最小。图 4(b)中,带通滤波器处理之后的信号在基波和二次谐波之间的频带还含噪,处理的不干净,并且由于带通滤波器的特性,滤去了选定频带外所有的频率,也会使需要的频率幅值下降。图 4(c)中,小波方法处理的在低频率部分还有噪声,去噪效果不太好,且二次谐波的幅值下降较多,这是因为小波变换要选择合适的母小波以及设置可行的分解层数。图 4(d)中,EMD 方法处理之后的信号在低频段还是含有噪声,处理效果还有待提升。所以可以明显得出压缩感知技术在 HIFU 回波信号中的降噪应用效果很好。

但为了更加全面地说明在实测信号中本文降噪方法的优越性,本文通过提取不同温度下未降噪和四种降噪方法处理后的 HIFU 回波信号的二次谐波激发效率进行分析对比。二次谐波激发效率是 HIFU 回波信号进行频谱变换后二次谐波与基波的比值,常用于损伤程度检测和温度测量中^[20]。图 5 所示为提取的二次谐波激发效率曲线图。测量温度从 37 °C ~ 77 °C,每隔 5 °C 进行测量采集,每个温度使用 10 组数据。

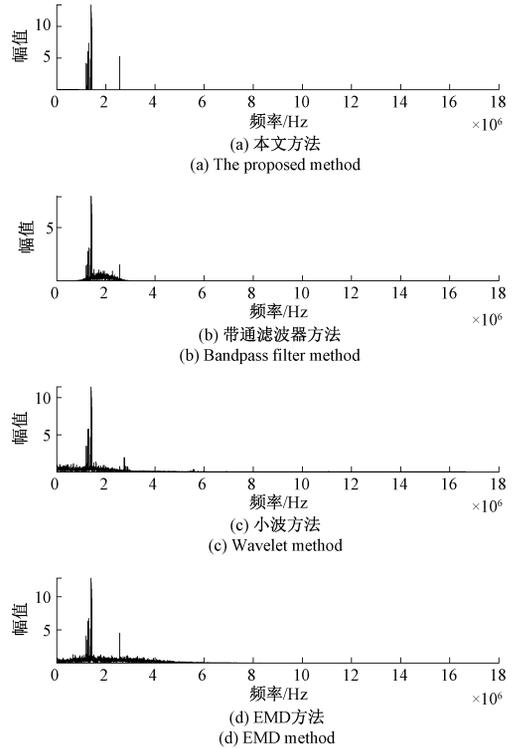


图 4 42 °C 时 HIFU 回波信号的 4 种方法处理结果

Fig. 4 Processing results with four methods for HIFU echo signal at 42 °C

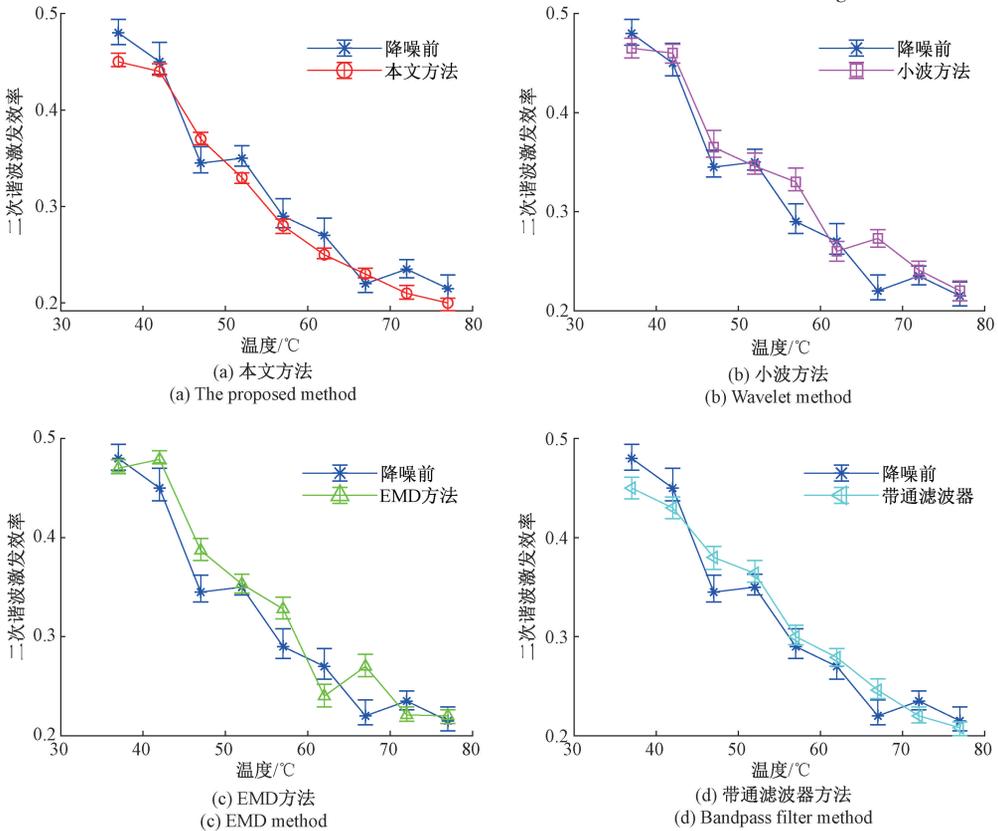


图 5 不同温度下 4 种方法处理后的二次谐波激发效率

Fig. 5 The second harmonic excitation efficiency at different temperatures for various de-noise methods

二次谐波激发效率的比值随温度变化的规律应是随温度的增高而慢慢降低,且最终趋于平坦。从图 5 也可得出二次谐波激发效率随温度变化的规律。降噪前的二次谐波激发效率曲线虽大致符合二次谐波激发效率随温度变化的规律,但是在 47 °C ~ 52 °C 和 67 °C ~ 72 °C 出现了两个误差上升,且每个温度点的方差均大于本文 4 种降噪方法降噪之后的方差。图 5(a)中,使用本文方法降噪后的温度-二次谐波激发效率曲线在温度 42 °C 之前变化较缓,42 °C 之后其二次谐波激发效率的下降很明显,当温度再次逐步升高至 72 °C 以上时曲线变化趋近于平坦。图 5(b)中,使用小波方法降噪之后的曲线在 62 °C ~ 67 °C 上有一个误差上升,且曲线的方差大于本文降噪方法。图 5(c)中,EMD 方法为最不稳定的一种降噪方法,降噪后的曲线方差较大,且在 37 °C ~ 42 °C 和 62 °C ~ 67 °C 均有误差的上升。图 5(d)中,使用带通滤波器方法降噪之后的曲线相对于小波和 EMD 都更加稳定,但与本文降噪方法相比,方差较大且不稳定。由以上对比分析可得出,使用本文降噪方法所得的温度-二次谐波激发效率曲线的方差最小且波动更小,最贴近其变化规律。更加验证了在实测信号中本文降噪方法相对于其他降噪方法的优越性。

4 结 论

本文提出了一种基于压缩感知的 HIFU 回波信号降噪方法,并通过模拟信号和实测信号验证了本文方法的有效性,且降噪效果优于带通滤波器处理,小波降噪方法和 EMD 降噪方法。通过大量的实验证明,得到了如下结论。

1) 本文对压缩感知技术的观测矩阵做出了改进,使用了更易实现的稀疏循环结构化矩阵,使压缩感知处理过程中降低了重构的运算复杂度,提高了重构效率。并且适用于 HIFU 回波信号的降噪应用上。

2) 本文利用了大量的仿真数据和实测数据证明,本文的压缩感知降噪方法相比带通滤波器,小波降噪方法和 EMD 降噪方法在重构 RSNR、重构 RMSE 和重构 ME 三种指标上均为最优数值。且应用到实测的 HIFU 回波信号中,本文方法的去噪效果也是最佳的。

3) 在实测信号验证部分提取出使用 4 种方法处理过后的不同温度下 HIFU 回波信号的二次谐波激发效率,发现使用本文降噪方法得到的二次谐波激发效率曲线的方差更小,波动更小,且更加稳定和贴合二次谐波效率随温度变化的规律。进一步地验证了本文方法的优越性。

参考文献

[1] ASLANI P, DROST L, HUANG Y, et al. Thermal

therapy with a fully electronically steerable HIFU phased array using ultrasound guidance and local harmonic motion monitoring [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2019, 66(1):1-9.

[2] LI M, WAN G, YU H, et al. High-intensity focused ultrasound inhibits invasion and metastasis of colon cancer cells by enhancing microRNA - 124-mediated suppression of STAT3 [J]. FEBS Open Bio, 2019, 9(6): 1128-1136.

[3] DONG H, QIAN S Y, TAN Q, et al. Temperature measurement using passive harmonics during high intensity focused ultrasound exposures in porcine tissue [J]. Acta Physica Polonica, A, 2018, 134(2): 524-528.

[4] 李勇,丁亚军,钱盛友,等. 基于灰度概率分布-交叉熵法的无损测温方法 [J]. 电子测量与仪器学报, 2015, 29(2): 247-251.

LI Y, DING Y J, QIAN SH Y, et al. Noninvasive temperature estimation method based on gray probability distribution-cross entropy [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2015, 29(2): 247-251.

[5] 耿晓楠,李铨,崔博翔,等. 超声温度影像与弹性成像监控组织射频消融 [J]. 南方医科大学学报, 2013, 33(9): 1289-1294.

GENG X N, LI Q, CUI B X, et al. Monitoring radiofrequency ablation by ultrasound temperature imaging and elastography under different power intensities [J]. Journal of Southern Medical University, 2013, 33(9): 1289-1294.

[6] 陈兴,丁亚军,钱盛友,等. 基于超声图像的生物组织损伤判定方法研究 [J]. 电子测量与仪器学报, 2019, 33(1): 171-176.

CHEN X, DING Y J, QIAN SH Y, et al. Research on identification method of biological tissue lesion based on ultrasound images [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2019, 33(1): 171-176.

[7] 周知进,文泽军,卜英勇. 小波降噪在超声回波信号处理中的应用 [J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(2): 237-241.

ZHOU ZH J, WEN Z J, BU Y Y. Application study of wavelet analysis on ultrasonic echo wave noise reduction [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(2): 237-241.

[8] 杜必强,孙立江. 基于 EMD 和小波熵阈值算法的超声回波信号降噪 [J]. 中国测试, 2017, 43(1): 101-105.

DU B Q, SUN L J. Noise reduction in ultrasonic echo signal based on EMD and wavelet entropy threshold algorithm [J]. China Measurement & Testing Technology, 2017, 43(1): 101-105.

- [9] 王大为,王召巴,陈友兴,等. 基于双高斯衰减模型的超声回波处理方法 [J]. 物理学报,2019,68(8): 168-176.
WANG D W, WANG ZH B, CHEN Y X, et al. Ultrasonic echo processing method based on dual-Gaussian attenuation model [J]. Acta Physica Sinica, 2019, 68 (8): 168-176.
- [10] 刘备,胡伟鹏,邹孝,等. 基于变分模态分解与多尺度排列熵的生物组织变性识别[J]. 物理学报,2019,68(2):259-267.
LIU B, HU W B, ZOU X, et al. Recognition of denatured biological tissue based on variational mode decomposition and multi-scale permutation entropy [J]. Acta Physica Sinica, 2019, 68 (2): 259-267.
- [11] DONOHO D L. Compressed sensing [J]. IEEE Transaction Information Theory, 2006, 52 (4): 1289-1306.
- [12] ALDROUBI A, CHEN X, POWELL A M. Perturbations of measurement matrices and dictionaries in compressed sensing [J]. Applied & Computational Harmonic Analysis,2012, 33(2): 282-291.
- [13] BRUCKSTEIN A M, ELAD M. From sparse solutions of systems of equations to sparse modeling of signals and images [J]. Siam Review, 2009, 51(1): 34-8.
- [14] 庄双勇,赵伟,黄松岭. 基于压缩感知 OMP 的超谐波测量新算法[J]. 仪器仪表学报,2018,39(6):73-81.
ZHUANG SH Y, ZHAO W, HUANG S L. New supraharmonics measurement algorithm based on CS-OMP [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39 (6): 73-81.
- [15] 李志明. 基于 L1 范数的全变分正则化超分辨重构算法[J]. 计算机工程与应用,2016,52(15):212-216.
LI ZH M. Super resolution reconstruction algorithm based on L1 norm of total variation [J]. Computer Engineering and Applications,2016,52(15): 212-216.
- [16] 尹宏鹏,刘兆栋,柴毅,等. 压缩感知综述 [J]. 控制与决策,2013,28(10):1441-1445,1453.
YIN H B, LIU ZH D, CHAI Y, et al. Survey of compressed sensing [J]. Control and Decision, 2013, 28 (10): 1441-1445,1453.
- [17] 石光明,刘丹华,高大化,等. 压缩感知理论及其研究进展 [J]. 电子学报,2009,37(5):1070-1081.
SHI G M, LIU D H, GAO D H, et al. Advances in theory and application of compressed sensing [J]. Acta Electronica Sinica, 2009, 37 (5): 1070-1081.
- [18] DOT T, GAN L, NGUYEN N H, et al. Fast and efficient compressive sensing using structurally random matrices [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2011, 60(1):139-154.
- [19] JOHN W, YANG A Y, ARVIND G, et al. Robust face recognition via adaptive sparse representation[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence, 2014, 44(12): 2368-2378.
- [20] 敦怡,师小红,徐章遂. 基于二次谐波技术的固体火箭发动机界面粘接质量的超声无损评价[J]. 固体火箭技术,2008(2):198-200.
DUN Y, SHI X H, XU ZH S. Ultrasonic nondestructive evaluation on bond quality of SRM interface based on second harmonic technique [J]. Journal of Solid Rocket Technology, 2008 (2): 198-200.

作者简介



颜上取,2019 年于湖南文理学院获得学士学位,现为湖南师范大学硕士研究生,主要研究方向为医学超声应用。

E-mail:1205774679@qq.com

Yan Shangqu received B. Sc. from Hunan University of Arts and Science in 2019.

Now he is a M. Sc. candidate at Hunan Normal University. His main research interest includes medical ultrasound application.



钱盛友(通信作者),1997 年于上海交通大学获得博士学位,现为湖南师范大学教授、博士生导师,主要研究方向为生物医学电子学和智能仪器。

E-mail: syqian@foxmail.com

Qian Shengyou (Corresponding author) received Ph. D. from Shanghai Jiaotong University in 1997. Now he is a professor and Ph. D. supervisor in Hunan Normal University. His main research interests include biomedical electronics and intelligent instruments.