

基于自回归模型的超声生物测量分辨率增强方法

张荣娟, 郑政

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】超声生物测量通常采用包络检测确定渡越时间的方法来测量眼球结构各部分长度,但常规包络法的分辨率受超声频率和仪器的限制。为突破这些限制,达到超声分辨率增强的目的,将一种基于自回归模型的超分辨率算法应用于A型超声。算法利用域变换的思想,将奇异值分解求得的模型阶数应用于自回归模型,并将其与功率谱估计相结合对超声信号进行处理,最终得到分辨率增强的超声信号。为验证其方法可行性,分别在25、5 dB模拟回波和30 dB层靶回波的情况下进行实验,比较包络法和此算法的分辨率。结果显示,在3种不同情况下,包络法的分辨率分别为0.120、0.135和0.135 mm,而基于自回归模型的超分辨率算法分辨率分别为0.060、0.090和0.075 mm,其较包络法分辨率分别提高1.0、0.5和0.8倍。再将其应用于眼球真实回波,比较可得此算法比包络法的分辨能力强,细节测量更精准,算法真实有效,因此具有A模式生物测量的应用潜力。

【关键词】生物测量;包络;分辨率;奇异值分解;自回归;功率谱

【中图分类号】R318.04

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)01-0089-07

Resolution enhancement method of ultrasonic biological measurement based on auto-regression model

ZHANG Yingjuan, ZHENG Zheng

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: In the field of ultrasonic biological measurement, the lengths of the eyeball structure of various parts were usually measured by determining the time of flight with envelop detection method, however, the resolution of the conventional envelop method is limited by the ultrasonic frequency and the instruments. Here, super-resolution algorithm based on auto-regression (AR) model was applied to A-type ultrasound for overcoming the limitations and achieving the enhancement of ultrasonic resolution. Based on the domain transformation, the model order obtained from singular value decomposition was used in the AR model, which was combined with the power spectrum estimation to process the ultrasonic signals, thus obtaining the ultrasonic signals with enhanced resolution. We carried out experiments under the conditions of 25, 5 dB simulated echo and 30 dB layer target echo, respectively, and compared the resolution of envelop method and the proposed method to verify the feasibility of the proposed method. The results showed that, under three different conditions, the resolutions of AR-based method were 0.060, 0.090 and 0.075 mm, respectively, which were increased by 1.0, 0.5 and 0.8 times as comparison with the resolutions of envelop method (0.120, 0.135 and 0.135 mm, respectively). The comparison in the measurement of eyeball actual echo confirmed that AR-based algorithm has a higher resolution and more accurate measurement than envelop method. The proposed AR-based method is effective and has potential for the application in A-model biological measurement.

Keywords: biological measurement; envelope; resolution; singular value decomposition; auto-regressive; power spectrum

前言

超声生物测量的精度正比于超声频率,但是超

声频率的提高又受到组织衰减的制约,因此为了满足在足够精度下对深度探测的要求实际上不得不在两者之间进行权衡^[1]。在眼科,A型超声是测量眼球结构的常规方法,为了在高密度晶体核和超长眼轴等极端病理条件下依然能够进行测量,超声频率常常选择在10 MHz左右。然而由于仪器的限制,实际上发射的超声脉冲宽度在数个超声周期,所以常规超声的分辨能力通常在0.1 mm左右。这一缺陷决定

【收稿日期】2017-12-15

【作者简介】张荣娟,硕士研究生,研究方向:医学超声,E-mail: 1373502545@qq.com

【通信作者】郑政,博士,研究员,研究生导师,研究方向:超声影像、超声神经调制、神经生物学,E-mail: 2697818504@qq.com

了人工晶体度数屈光率误差在2.25~0.35 D^[2],因此研究一种精确的生物测量方法具有重要的临床价值和意义。

超过常规超声分辨能力的技术被称为超分辨力技术,这是近年来的研究热点,比如基于微位移^[3]、稀疏表示^[4]、小波和插值结合^[5]、多小波融合^[6]等超分辨力算法已经成功应用于医学图像检测。但是上述算法皆步骤复杂,计算量大,且前两种方法皆需从多幅图像中提取特征来重构高分辨图像,而后两种方法对于小波基选取的准确性要求较高,因此这几种算法都存在一定缺陷性。2009年Kouamé等^[7]提出了基于变换域自回归模型(Auto-Regression Model, AR)的超分辨算法,可以明显增强2D超声信号分辨力,2015年Ploquin等^[8]进一步提出了AR模型阶数的估计方法,对此算法做了进一步完善。此算法计算简单,且只对单幅图像进行处理,具有很大的应用潜力。

为了研究此算法在超声生物测量中的应用效果,本文将上述基于AR模型的超分辨力算法应用于A型超声。为了验证其有效性,此算法分别应用于模拟回波、层靶回波和眼球真实回波,分析其分辨力。实验结果表明,此算法比常规超声包络检测法的分辨力高,测量精度更为精确,且此方法无需复杂的硬件设计,只需要对回波信号进行软处理,降低了对仪器的硬件要求,节约成本,同时打破了常规超声频率对分辨力的限制,这对眼球相关疾病的诊断和治疗具有重要意义。

1 算法原理

1.1 包络检测与谱估计

超声的分辨力是指超声能够区分的两个相邻界面的最小距离。而在使用超声进行测距时,通常采用包络检测法,通过测量包络峰值之间的时间差来确定渡越时间,进而求出精确的测量长度^[9]。包络信号的一种求取方法为希尔伯特变换法^[10],其求取方法如公式(1)所示:

$$P(z) = |g_{H0}(z)| = |g(z) + jHT[g(z)]| \quad (1)$$

其中, $g(z)$ 是基带射频信号, $P(z)$ 为求得的包络信号, HT 代表对信号做希尔伯特变换法。

包络检测法虽然简单常用,但其分辨力受一定限制,且不能通过改进算法来对其分辨力进行提高。研究发现,经典谱估计中的周期图法^[11]对信号功率谱的求取公式与希尔伯特法对包络信号的求取公式非常相近,皆和对信号求模有关。其求取方法如公式(2)所示:

$$u(z) \xrightarrow{FFT} Uz(\omega) = \sum_{n=0}^{N-1} u(z)e^{-j\omega z} \rightarrow S(\omega) = \frac{1}{N}|Uz(\omega)|^2 \quad (2)$$

其中, $u(z)$ 是回波信号, $Uz(\omega)$ 是对应的频谱信号, $S(\omega)$ 为求得的功率谱信号。

但经典谱估计的分辨力也较低。其原因在于算法将所取数据以外的未知数据全假设为零,相当于对数据加窗,然而这些假定与实际不符^[12],从而导致了分辨力较差。因此若有一种方法能替代经典周期图法求取功率谱,且此种方法能够提高功率谱的分辨力,其也就相当于提高了包络的分辨力。

研究表明现代谱估计的谱分辨力明显高于经典谱估计。现代功率谱估计应用参数模型,通过外推方法来推测数据窗以外的数据值^[13-14],克服了经典法的缺点,从而提高了谱估计的分辨力。而在现代谱估计的方法中,AR模型^[15-16]是最常用的谱估计模型,因此可用AR模型代替经典周期图法对功率谱进行求取。AR法如公式(3)所示:

$$y(n) = -\sum_{i=1}^M a_i y(n-i) + \omega(n) \quad (3)$$

其中,模型的输入信号 $\omega(n)$ 和输出信号 $y(n)$ 都是平稳的复随机信号,且 $\omega(n)$ 是零均值、方差为 σ^2 的白噪声, M 为AR模型阶数, $\{a_i\}$ 是AR模型系数。

根据公式(3),功率谱可以定义为:

$$PSD_y(f) = \frac{\sigma^2}{|1 + \sum_{i=1}^M a_i \exp(-2\pi jfi)|^2} \quad (4)$$

包络信号虽然和功率谱的求取方法十分相似,但包络是对信号求模,而功率谱估计是求信号模的平方,因此要想得到近似的包络信号还需通过对求得的功率谱信号开平方的方法来实现。

1.2 域变换

上述分析可知,可应用AR模型代替经典谱估计的方法求取信号的功率谱。但在应用AR模型进行功率谱估计时,原始信号和功率谱估计分别在两个不同的域(分别是时域和频域)。而包络检测中,原始信号和包络同在一个域中(时间域)。因此若想用AR模型达到提高包络域分辨力的目的,需要改变处理域,使得输入模型的数据处理域与包络域不同,这就涉及到了域变化的思想。主要方法是通过对采集到的时间域信号做逆傅里叶变换以得到频域信息,以便应用AR模型从频域变换到时间域得到时间域的包络信号。

1.3 AR模型定阶

AR模型作为一种高分辨力外推算法,已被广泛的运用于功率谱估计中。但在应用AR模型时,阶数选择是一项非常重要的工作,直接影响着模型外推

的准确性。AR模型常用的定阶方法有最终预测误差、阿凯克信息准则、贝叶斯信息准则和奇异值分解(Singular Value Decomposition, SVD)等^[17]几种。参考文献[18]将一种基于SVD的多维复数AR模型定阶法经过一定变换后应用于本文一维AR模型的情况。SVD^[19]是指:对于一个矩阵 $P \in R^{m \times n}$, 必定存在正交矩阵 $U \in R^{m \times m}$ 和 $V \in R^{n \times n}$, 使得:

$$P = UDV^T \quad (5)$$

成立。其中 $U = (\text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_q, 0), 0)$ 为零矩阵, 且有: $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_q > 0$, σ_i 称为矩阵 P 的奇异值。文献理论表明了自相关矩阵的奇异值个数即为AR模型的阶数。此SVD定阶算法流程为首先预设一个模型阶数 m , 然后根据 m 构造一个数据分段自相关的矩阵, 对此矩阵应用奇异值分解算法得到两个正交矩阵和一个对角矩阵, 对角矩阵的奇异值个数就是所求模型阶数 q 。同时, 在预设阶数 m 时, 为使样本自相关矩阵尽量包含全面的信号特征, m 取其最大值: 采样点数 N 的一半, 即 $N/2$ ^[20]。

AR模型方程如公式(3)所示, 且此算法在复数情况下定义。算法具体步骤如下。

假定已预设 m , 之后做如下定义:

$$\theta_m^T = [a_1 \ a_2 \ \dots \ a_m] \quad (6)$$

和

$$X_m^H(n) = [y(n-1) \ y(n-2) \ \dots \ y(n-m)] \quad (7)$$

因此公式(3)等价于:

$$y(n) = -\theta_m^T X_m(n) + \omega(n) \quad (8)$$

然后定义:

$$\varphi_m^H(n) = [X_m^H(n)y(n)] \quad (9)$$

其中, H 代表矩阵共轭转置, $\varphi_m^H(n)$ 为1行 $m+1$ 列的行矩阵。

最后, 所求的数据分段自相关矩阵定义为:

$$P_m(n) = \sum_{i=1}^m \varphi_m(n) \varphi_m^H(n) \quad (10)$$

P_m 矩阵的大小为 $(m+1) \times (m+1)$, 根据SVD方法 P_m 可以写成如下因式:

$$P_m(n) = U_m(n) D_m(n) U_m^H(n) \quad (11)$$

其中, $U_m(n)$ 为正交矩阵, $D_m(n)$ 为对角矩阵, $D_m(n)$ 的非零奇异值个数就为所求的AR模型阶数 q 。

1.4 分辨力增强算法

综上所述, 增强算法的具体流程如图1所示。

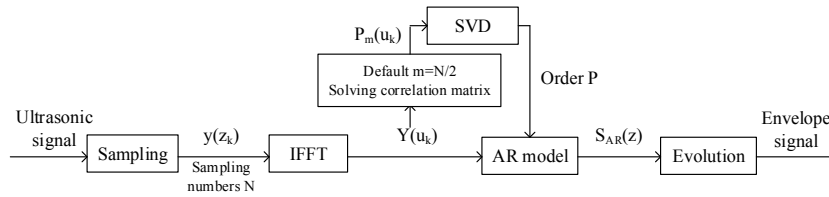


图1 增强算法流程图

Fig.1 Flow chart of enhanced algorithm

AR: Auto-regression Model; SVD: Singular value decomposition; IFFT: Inverse fast Fourier transform

具体步骤如下: (1)对原始超声信号进行采样, 得到采样点数为 N 的超声信号 $y(z_k)$; (2)对 $y(z_k)$ 做反傅里叶变换得到频域信号 $Y(u_k)$; (3)预设阶数 m ($m=N/2$), 利用 $Y(u_k)$ 构造出自相关矩阵 $P_m(u_k)$; (4)对 $P_m(u_k)$ 应用SVD定阶法求取AR模型的阶数 p ; (5)对频域信号 $Y(u_k)$ 应用 p 阶AR模型, 并求出信号的时域功率谱 $S_{AR}(z)$; (6)对求得的时域功率谱 $S_{AR}(z)$ 开平方, 得到分辨力增强的包络信号。为了书写方便, 以下将此增强算法简称为AR法。

2 实验

为了研究AR法在不同情形下的分辨力增强情况以及它的真实有效性, 本文设计了4种不同特征的超声信号实验, 分别为25 dB模拟回波、5 dB模拟回

波、超声层靶回波和真实眼球回波4种情况。

2.1 模拟回波

2.1.1 模拟单界面回波 单界面超声回波信号可以近似为一个高斯调制正弦脉冲信号^[21], 其数学公式可表示如下。

$$y(t) = A e^{-a(t-\tau)^2} \sin(2\pi f_c(t-\tau) + \varphi) \quad (12)$$

其中, A 是波形幅值, a 是带宽因子, τ 是到达时间, f_c 是中心频率, φ 是波形相位。

观察真实超声回波时发现, 超声波形都具有非对称性的特点, 因此本文在模拟合成回波时用一个非对称的高斯调制正弦信号来更近似地模拟真实回波。本文模拟的波形中心频率为10 MHz, 如图2所示。由图2可以看出, 超声波形非对称且波形中心频率为10 MHz。

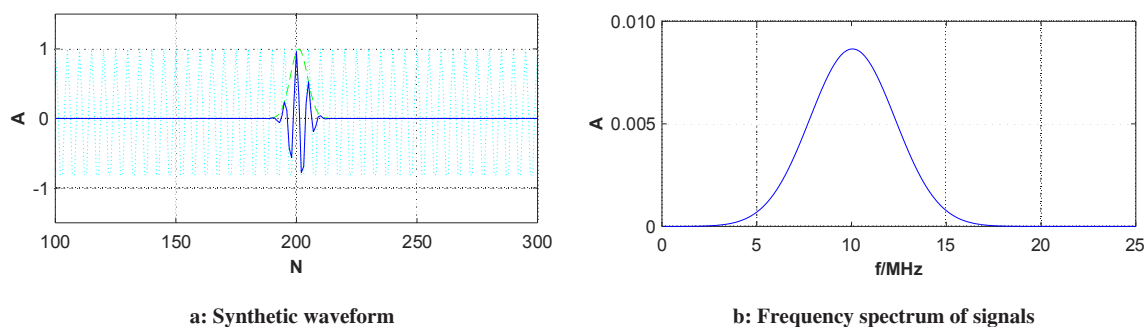


图2 模拟单界面回波

Fig.2 Simulated single interface echo

2.1.2 实验结果 为了观察AR法对波形分辨力增强的效果,应用上述回波模拟构造出了四界面超声回波,波形采样频率为50 MHz,采样点为1 024点,信噪比为25 dB。波形前两个界面相距5点即0.075 mm,后两个界面相距20点即0.3 mm。因采样点数为1 024点,所以对AR模型应用SVD求取阶数时,预设 $m=512$ 阶。结果如图3所示。为了方便观察,波形显示为前512个点。

图3中,图3a为合成超声回波信号,由图3a可以看出前两个界面距离较近,回波发生了混叠;图3b为应用SVD定阶法求解的模型阶数,前21个奇异值大于0,所以AR模型阶数定为21;图3c中红线为常规包络信号,蓝线为当阶数为21时基于AR法所求出的增强包络信号。由图可以看出,常规包络法可以区分后两个距离较远的界面波形,但前两个混叠的波形无法区分出。而应用AR法后,不但后两个界面可以区分出,前两个混叠波形也可以区分出,超声分辨力明显提高。

2.1.3 分辨力比较 为了探究包络法与AR法的极限分辨力,利用上述模拟单界面回波分别构造相距1~20点的两界面回波,采样频率为50 MHz,采样点为1 024点。应用合适阶数对这20种不同距离回波分别应用两种算法对波形进行处理,每一种距离回波都做100次重复实验,比较两种算法分辨力情况。由于距离标准差对算法准确程度有一定的评估能力,故使用其作为一种评价指标。图4分别为在25和5 dB信噪比下两种方法的波形分辨力比较,图中横坐标代表界面回波的距离,纵坐标代表包络法或AR法能区分出来的回波距离,箭头代表算法的距离标准差。

由图4可以看出,在信噪比分别为25、5 dB时,包络法的最低分辨力分别为8点(0.120 mm)、9点(0.135 mm),而AR法的最低分辨力分别为4点(0.060 mm)、6点(0.090 mm),较包络法其分辨力分别提高1.0倍、

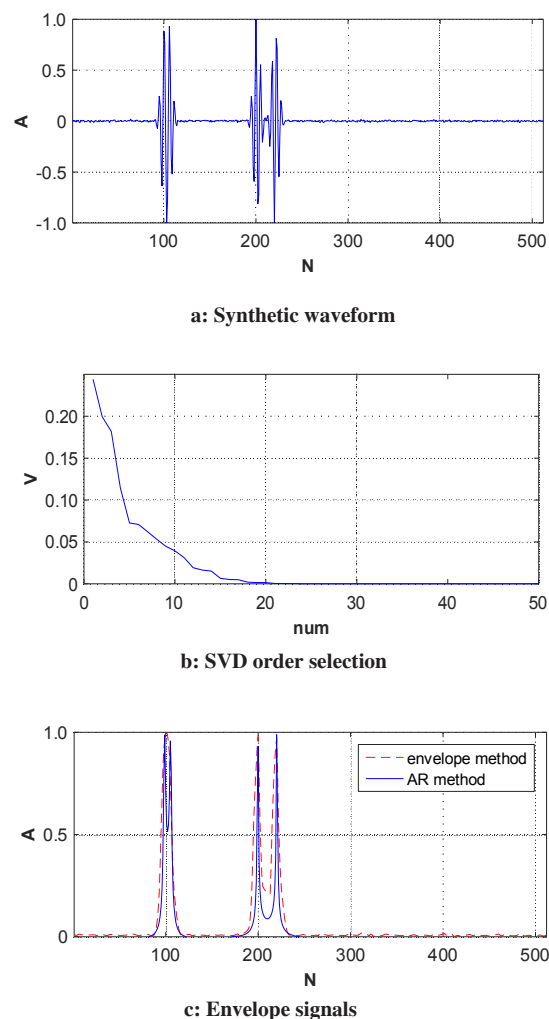


图3 四界面回波实验结果

Fig.3 Test results of 4 interface echo

0.5倍。但是在相同信噪比的情况下,由距离标准差可看出包络法的准确度要比AR法的准确度高。同时观察可以看出,两种算法的准确度和最低分辨力皆和信噪比有关。信噪比越高,两种算法的距离标准差越小,准确度也就越高,且信噪比越高,最低分辨力越小,测量精度也就越高。因此在应用此基于AR模型的算法时,尽可能的要求波形信噪比要高。

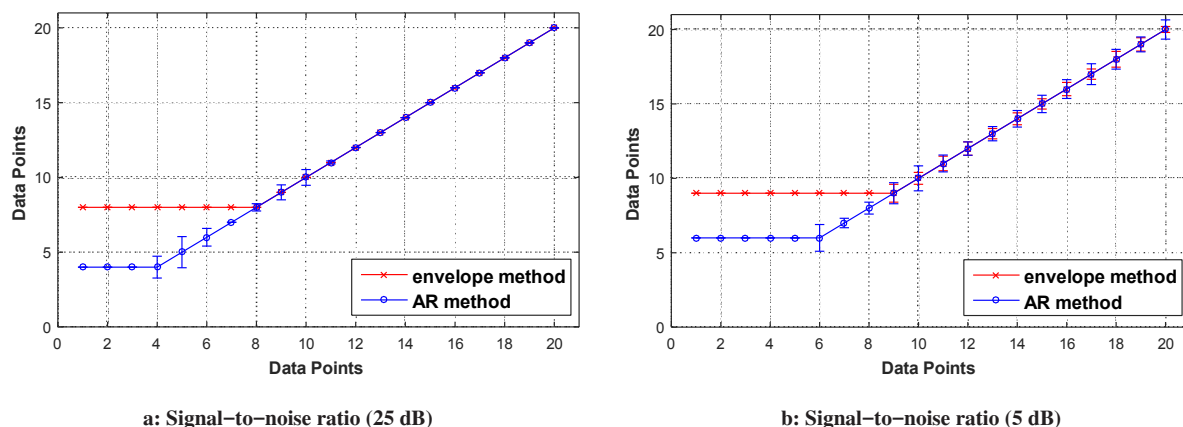


图4 包络法和AR法分辨力比较

Fig.4 Comparison of envelope method and AR method

2.2 层靶回波

2.2.1 实验结果 为了验证真实超声回波下的AR法的分辨力情况,本实验室做了一系列超声层靶,间距分别为0.05、0.75、0.10、0.12、0.16、0.20、0.3 mm。用超声探头对这些层靶进行超声测量,采集不同层靶的超声回波。超声换能器的中心频率为 $f=10$ MHz,采样频率 $f_s=50$ MHz,采样数据点 $N=512$,信噪比 ≈ 30 dB。本次实验对信号幅度均做了归一化处理,图5显示了对层靶间距为0.05 mm的超声回波进行处理的结果。采集到的回波为三界面对应回波,第一个界面为层靶上界面,第二、三个界面为层靶间距上下表面,即我们要研究的对象。因采样点数为512点,在用SVD求取阶数时,预设 $m=256$ 阶。

图5中,图5a为采集到的0.05 mm层靶回波。可以看出,第二个回波信号为层靶间距上下表面回波,因间距比较近,回波发生了混叠现象。图5b为用SVD定阶法求出的模型阶数,大小为13。图5c中红线为常规包络法求出的包络信号,蓝线为将阶数13用于AR模型方法求取出来的增强包络信号,由图可以明显看出,此算法将混叠波形区分出,其对真实超声波形也有一定效果。

2.2.2 分辨力比较 为了研究两种算法在层靶回波情况下的极限分辨力情况,对每种间距的层靶超声回波采集50次,然后采用合适的阶数对这50组数据进行处理,其两种算法的极限分辨力结果如图6所示。

由图可见,包络法的极限分辨力为0.135 mm,而AR法的极限分辨力为0.075 mm,算法分辨力提高0.8倍,可达到分辨力增强目的。并且在层靶超声回波下,应用AR法得到的分辨力与包络法得到的分辨力存在一定系统误差。

2.3 眼球超声回波

上述研究皆证明了AR法对超声分辨力的增强

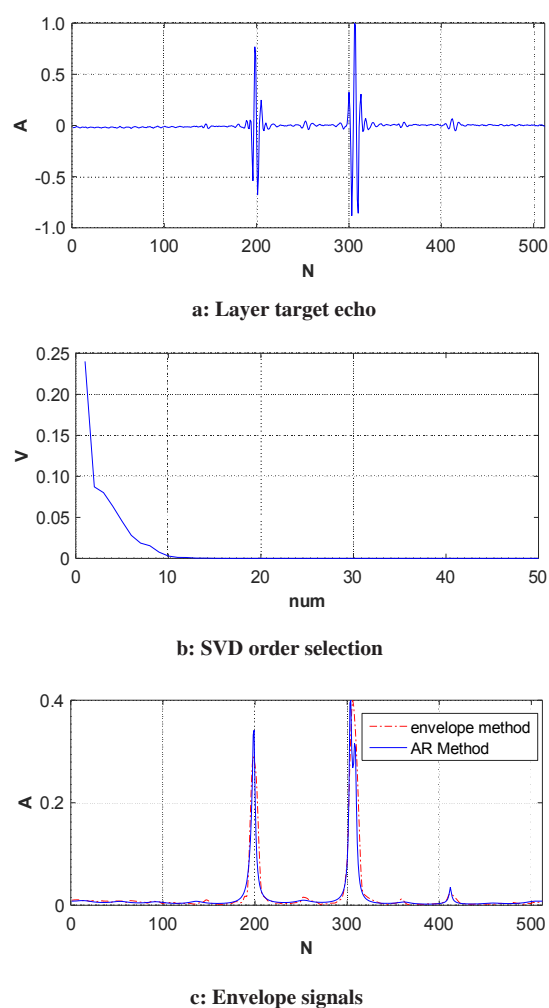


图5 0.05 mm层靶回波实验结果

Fig.5 Test results of 0.05 mm layer target echo

具有一定效果。为了观察此算法应用于真实眼球回波的分辨力情况,用10 MHz的超声换能器对眼球组织进行生物测量,采集一组眼球回波数据。波形采样频率为50 MHz,采样点数为2 500点,超声信号幅度也做了归一化处理。波形及处理结果如图7所

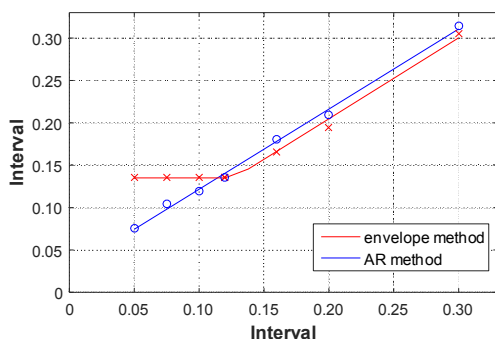
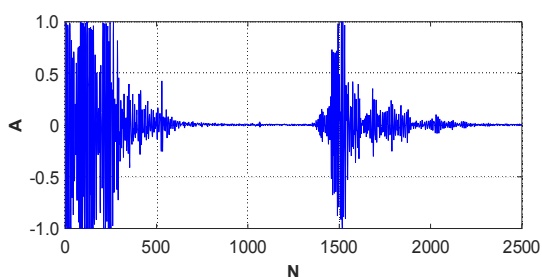


图6 层靶回波分辨力图

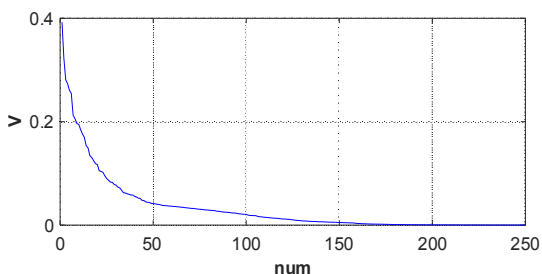
Fig.6 Layer target echo resolution diagram

示。应用SVD求取阶数时,预设 $m=1\ 250$ 阶。

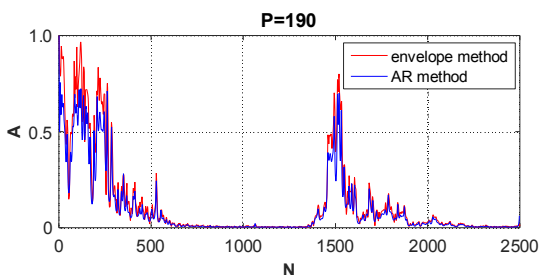
图7中,图7a为采集到的眼球A超回波;图7b为应用SVD法求取的模型阶数,图中显示,模型阶数为190左右;图7c为应用两种算法得到的包络信号,红色线为常规包络法,蓝色线为当阶数为190时应用AR法求得的包络信号。结果显示AR法求取的包络比常规包络法的效果差,阶数选取不适合。



a: Eyeball echo



c: SVD order selection

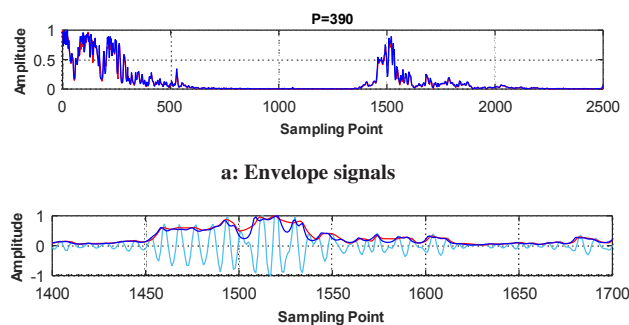


b: Envelope signals

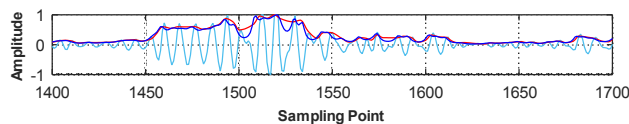
图7 眼球回波实验结果

Fig.7 Test results of eyeball echo

经过重复实验,求得当阶数为390阶时,所得结果如图8所示,图8a显示了常规包络法信号与当阶数为390阶时AR法求得的增强包络信号。对比阶数为190阶时的处理结果,可见此阶数更为合适准确;图8b为对虚线区域进行放大,并与原回波信号相应区域进行对比的结果图。明显看出,蓝色包络信号比红色包络信号的分辨能力强,且更接近原始的真实超声回波,由此可见AR方法求取的包络信号比常规方法求取的包络信号更为准确,具有A模式生物测量的应用潜力。



a: Envelope signals



b: Local amplification of envelope signals

图8 390阶时回波实验结果

Fig.8 Test results of eyeball echo in the 390th order

3 结论

本文将一种基于AR模型的超分辨力算法应用于A型超声,此算法应用域变化思想,将AR模型和功率谱估计两者相结合,得到了能增强超声生物测量分辨力的有效方法。因模型阶数是应用AR模型时的重要参数,因此本文先用SVD定阶法预先估计AR模型的阶数,减小了因阶数盲目设定而造成模型外推不准确的错误概率。最后对中心频率为10 MHz、信噪比为25 dB和5 dB的模拟超声信号以及用10 MHz的超声探头扫描层靶得到的超声回波数据进行处理,结果显示,AR算法较常规包络法的分辨能力分别增强1.0、0.5和0.8倍。并将此算法应用于真实的眼球超声生物测量信号,结果表明此算法对提高眼球回波信号的分辨力具有明显效果,具有A模式生物测量应用的潜力。

但应用此算法时仍然存在一些问题。SVD定阶法求取AR模型阶数时只能得到大致的阶数数值,并不能保证求到的阶数值一定就是当前波形模型的最佳阶数。所以此定阶算法可以作为一定的参考,具体情况还需依情况而定。且此算法的增强效果和波形信噪比有关。信噪比越高,测量精度越高,算法准

确度也越好。因此在应用此算法时,要求波形有较高的信噪比。

【参考文献】

- [1] 王长清,王振玲. m序列编码激励超声探测技术研究[J]. 河南师范大学学报(自然版), 2011, 39(3): 51-54.
WANG C Q, WANG Z L. The study of m sequence encoding excitation ultrasonic detection technology [J]. Journal of Henan Normal University (Natural Edition), 2011, 39(3): 51-54.
- [2] EIBSCHITZ-TSIMHONI M, TSIMHONI O, ARCHER S M, et al. Effect of axial length and keratometry measurement error on intraocular lens implant power prediction formulas in pediatric patients [J]. J AAPOS, 2008, 12(2): 173-176.
- [3] 戴光智,孙宏伟,杨欧. 基于微位移的超分辨率重建算法研究[J]. 微计算机信息, 2010, 26(24): 17-19.
DAI G Z, SUN H W, YANG O. Research on super-resolution reconstruction algorithm based on micro-displacement [J]. Microcomputer Information, 2010, 26(24): 17-19.
- [4] 黄浩峰,肖南峰. 基于组稀疏表示的医学图像超分辨率重建[J]. 计算机科学, 2015, 42(s1): 151-153.
HUANG H F, XIAO N F. Super-resolution reconstruction of medical image based on group sparse representation [J]. Computer Science, 2015, 42(s1): 151-153.
- [5] 戴光智,陈铁群,邱栋美. 小波和插值结合应用于超声图像的超分辨率算法[J]. 无损检测, 2009, 31(4): 251-255.
DAI G Z, CHEN T Q, QIU D M. Combined application of wavelet and interpolation in super-resolution algorithm for ultrasonic images [J]. Nondestructive Testing, 2009, 31(4): 251-255.
- [6] 孙宏伟,戴光智. 基于多小波融合的超声图像分辨率增强方法[J]. 电脑知识与技术, 2012, 8(10): 2355-2358.
SUN H W, DAI G Z. Ultrasonic image resolution enhancement method based on multi-wavelet fusion [J]. Computer Knowledge and Technology, 2012, 8(10): 2355-2358.
- [7] KOUAMÉ D, PLOQUIN M. Super-resolution in medical imaging: an illustrative approach through ultrasound [C]. IEEE International Conference on Symposium on Biomedical Imaging: from Nano to Macro, 2009: 249-252.
- [8] PLOQUIN M, BASARAB A, KOUAMÉ D. Resolution enhancement in medical ultrasound imaging [J]. J Med Imaging, 2015, 2(1): 017001.
- [9] 卜英勇,何永强,赵海鸣. 一种高精度超声波测距仪测量精度的研究[J]. 郑州大学学报(工学版), 2006, 27(1): 86-90.
BU Y Y, HE Y Q, ZHAO H M. A study on measuring accuracy of a high-precision ultrasonic distance measuring instrument [J]. Journal of Zhengzhou University (Engineering Science), 2006, 27(1): 86-90.
- [10] 王光荣. 基于Hilbert变换的信号包络提取方法研究[J]. 中国科技信息, 2012(1): 87-88.
WANG G R. Study on signal envelope extraction based on Hilbert transform [J]. China's Scientific and Technological Information, 2012(1): 87-88.
- [11] 黄英. 周期图法的功率谱估计[J]. 中国西部科技, 2013, 12(9): 1-2.
HANG Y. The power spectrum estimation of the periodogram method [J]. Science and Technology in West China, 2013, 12(9): 1-2.
- [12] 张薇薇,邢务强. 随机信号谱估计方法的Matlab实现[J]. 现代电子技术, 2008, 31(18): 132-134.
ZHANG W W, XING W Q. Matlab realization of random signal spectrum estimation method [J]. Modern Electronic Technology, 2008, 31(18): 132-134.
- [13] SHAKIBI B. Resolution enhancement of ultrasonic signals using autoregressive spectral extrapolation [D]. Toronto: Mechanical and Industrial Engineering University of Toronto, 2011.
- [14] 罗丰,段沛沛,吴顺君. 基于burg算法的短序列谱估计研究[J]. 西安电子科技大学学报(自然科学版), 2005, 32(5): 724-728.
LUO F, DUAN P P, WU S J. Study on short sequence spectral estimation based on burg algorithm [J]. Journal of Xi'an University of Electronic Science and Technology (Natural Science), 2005, 32(5): 724-728.
- [15] 闫庆华,程兆刚,段云龙. AR模型功率谱估计及Matlab实现[J]. 计算机与数学工程, 2010, 38(4): 154-156.
YAN Q H, CHENG Z G, DUAN Y L. AR model power spectrum estimation and Matlab implementation [J]. Computer and Mathematics Engineering, 2010, 38(4): 154-156.
- [16] 刘明晓,王旭光. 基于Matlab实现的AR模型功率谱估计[J]. 电子设计工程, 2017, 25(17): 129-132.
LIU X M, WANG X G. The estimation of AR model power spectrum based on Matlab [J]. Electronic Design Engineering, 2017, 25(17): 129-132.
- [17] 蒋雨燕,黄宜坚. 调速阀故障诊断的AR双谱定阶方法比较[J]. 华侨大学学报(自然科学版), 2009, 30(2): 123-126.
JIANG Y Y, HUANG Y J. Comparison of the AR bispectrum order method for fault diagnosis of speed regulating valve [J]. Journal of Huaqiao University (Natural Science), 2009, 30(2): 123-126.
- [18] KOUAME D, GIRAULT J M. Multidimensional multiple-order complex parametric model identification [J]. IEEE Trans on Signal Process, 2008, 56(10): 4574-4582.
- [19] 刘娜,张瑞金,杨林. 基于SVD的偏差补偿最小二乘估计算法[J]. 中南大学学报(自然科学版), 2011, 42(1): 610-614.
LIU N, ZHANG R J, YANG L. The least square estimation algorithm for deviation compensation based on SVD [J]. Journal of Central South University (Science and Technology), 2011, 42(1): 610-614.
- [20] 熊俊杰,邢卫荣,万秋兰. Prony算法的低频振荡主导模式识别[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2008, 38(1): 64-68.
XIONG J J, XING W R, WAN Q L. Recognition of low frequency oscillation dominant patterns based on Prony algorithm [J]. Journal of Southeast University (Natural Science), 2008, 38(1): 64-68.
- [21] SHAKIBI B, HONARVAR F, MOLES M D C, et al. Resolution enhancement of ultrasonic defect signals for crack sizing [J]. NDT E Int, 2012, 52(4): 37-50.

(编辑:薛泽玲)