

超声多普勒管壁搏动和血流信号的分离研究

张榆锋^{1*} 丁 坤¹ 章克信² 余 琦¹ 陈三生¹

¹(云南大学信息学院电子工程系,昆明 650091)

²(昆明医学院第二附属医院,昆明 650031)

摘 要: 本研究提出利用经验模式分解(EMD)算法分解混叠有管壁成分的超声多普勒血流信号来实现管壁搏动和血流信号的分离。该方法首先将混叠有管壁搏动的超声多普勒血流信号分解为少量有限的分量,即内模函数(IMFs),然后根据管壁搏动信号与血流信号的功率比变化曲线,用比值法自动确定并去除低频管壁搏动成分。在仿真实验中用提出的方法处理模拟的多普勒信号,对于靠近管腔内壁的血流信号其在频域功率谱上的相对误差为 50%,在时域幅度的相对误差为 45%,与高通滤波器方法的相对误差 95%相比,准确性得到提高。基于个人计算机用 C 语言编程实现提出的算法,对实际采集的人体颈动脉多普勒信号可实现实时分离处理。结果表明:基于经验模式分解的滤波方法能有效客观地滤除管壁搏动信号,更准确地保留低频血流信号成分。

关键词: 超声多普勒;血管管壁搏动;血流信号分离;经验模式分解

The Separation in Rreal-time of the Doppler Blood Flow and Moving Wall Signals Using EMD Algorithm

ZHANG Yu-Feng^{1*} DING Kun ZHANG Ke-Xin² YU Qi¹ CHEN San-Sheng¹

¹(Department of Electronic Engineering, Yunnan University, Kunming 650091)

²(The Second Affiliated Hospital of Kunming Medical College, Kunming 650031)

Abstract: In this paper, the empirical mode decomposition (EMD) was proposed to decompose mixed Doppler signals for separating the Doppler blood flow and the wall signals. The EMD was firstly to be used to decompose a mixed Doppler signal into a finite and usually small number of individual components named intrinsic mode functions (IMFs). Then a strategy based on the curve of the wall-to-blood signal energy ratio (WBSR) was developed to automatically identify and remove low frequency components which contributed to the wall pulsation. In the simulation study, this method was applied to process the simulated Doppler signals. Compared with the estimated low blood flow signal in frequency and time domain with relative error of 95% based on the tradition high-pass filter, the new approach obtained improved accuracy with the errors of 50% and 45%, respectively. This method was implemented based on a personal computer using C language, and could process the Doppler ultrasound signals recorded from carotid arteries in real-time. From the simulation and clinical results, it could be concluded that the proposed method improved the performance for wall components removal from the mixed signals effectively and objectively.

Key words: Doppler ultrasound; blood vessel pulsation; separation of the blood flow; empirical mode decomposition
中图分类号 R318.08 文献标识码 A 文章编号 0258-8021(2007)05-0641-06

引言

在利用超声多普勒技术进行血流动力学检测

时,搏动的血管壁也会产生多普勒频移信号。与血液中红细胞等微粒相比,血管壁是一个更大的、低速搏动的超声波反(散)射体,由它引起的回波信号具

收稿日期:2006-11-05,修回日期:2007-07-26。

基金项目:国家自然科学基金资助项目(60661002);云南省自然科学基金(2006F0015M)。

* 通讯作者。 E-mail: yfengzhang@yahoo.com

有功率大、频率低的特点,因此它的影响通常出现在超声多普勒信号的低频部分。为了消除血管壁搏动带来的影响,传统的超声多普勒仪器多采用高通滤波器的方法来获取多普勒血流信号。但是这种方法在滤除低频管壁信号的同时,也滤除了与之具有相同频带的低频血流信号,特别是靠近管壁的低速血流信号^[1]。

近年来的研究认为:颈动脉粥样硬化斑块是缺血性脑血管病的危险因素。斑块使得血管局部狭窄,造成血流紊乱。准确检测血管内的血流特性,特别是靠近管腔内壁的微小紊流状态,可以有效提高对疾病的早期诊断及治疗结果的客观评价^[2]。因此有必要研究一种有效的方法,在分离管壁搏动和血流信号的同时,尽可能完整地保存低速(也包含高速)血流信号成分,从而提高临床诊断的敏感性。

对超声多普勒管壁搏动和血流信号分离方法的研究大致分为两类:基于频域的或基于时域的^[3,4]。前者根据管壁搏动信号具有大幅值的特点,将信号变换到频域,在频域上去除管壁搏动成分。但对于两种信号成分具有相同频率时,该类方法无效。后者根据两种成分的时域特征差异直接在时域上进行分离。虽然这类方法能有效改进对低流速血流信号的提取,但在分离过程中,没有考虑到管壁搏动信号同时具有大幅值低频率的时频特性。此外这类算法的复杂性使得实时计算难以实现。

本研究提出利用经验模式分解(empirical mode decomposition, EMD)算法分解混叠有管壁成分的超声多普勒血流信号来实现管壁搏动和血流信号的分离。EMD的分解是自适应的,在每一步中提取的内模函数总是信号中频率最高的成分。因此内模函数根据提取出来的先后顺序其频率是递减的,最后余下的是单调变化的残差。EMD分解的这一特性被用来分解含有管壁搏动的超声多普勒血流信号时,先被提出的内模函数具有低幅值和高频率,可被认为是血流信号;而后被提出的内模函数具有高幅值和低频率,可被认为是管壁搏动信号。实验中利用计算机仿真的超声多普勒信号,根据管壁搏动信号与血流信号的功率比变化曲线,利用比值法自动确定低频血流成分。同时与传统的高通滤波器方法进行比较。最后基于个人计算机用C语言编程实现提出的算法,对实际采集的人体颈动脉多普勒信号中管壁和血流成分进行实时分离处理。

1 原理和方法

EMD方法的大体思路是用波动的上、下包络的

平均值去确定“瞬时平衡位置”,进而提取出内模函数(intrinsic mode function, IMF)^[5]。所谓IMF,需满足:①在整个数据序列中,极值点的数量与过零点的数量必须相等,或最多相差不多于一个;②在任何时间点上,由局部极大值点和局部极小值点分别构成的包络线的均值为0。Huang等提出的IMF求取方法主要有三个步骤^[5]:

(1) 找出原序列 $x(t)$ 的各个局部极大值。在这里,为更好保留原序列的特性,局部极大值定义为时间序列中的某个时刻的值,其前一时刻的值不比它大,后一时刻的值也不比它大。然后用三阶样条函数进行插值,得到原序列 $x(t)$ 的上包络序列值 $x_{\max}(t)$ 。同理,可以得到下包络序列值 $x_{\min}(t)$ 。

(2) 计算每个时刻上下包络序列平均值

$$m(t) = \frac{x_{\max}(t) + x_{\min}(t)}{2} \quad (1)$$

(3) 然后计算类距平值序列

$$h_1(t) = x(t) - m(t) \quad (2)$$

$h_1(t)$ 可能是内模函数,也可能不是。如果它满足IFM的两个条件,那它就是内模函数。否则,把 $h_1(t)$ 当作原序列,重复以上步骤 k 次,直至满足内模函数的定义。此时,求出第一个内模函数 $c_1(t) = h_{1k}(t)$,也即从原序列中分解出第一个分量。然后,用原序列减去 $c_1(t)$,得到剩余值序列

$$r_1(t) = x(t) - c_1(t) \quad (3)$$

至此,提取第1个内模函数的过程全部完成。然后,把 $r_1(t)$ 作为一个新的原序列,按照以上步骤,依次提取第2,第3,……,直至第 n 个内模函数 $c_n(t)$ 。最后直到 $r_n(t)$ 变成一个单调序列,再也不能提出新的内模函数。

用上述方法将一个含有管壁搏动的超声多普勒血流信号 $x_d(n)$ 分解出所有的 M 个内模函数 $c_i(n)$, ($1 \leq i \leq M$, $1 \leq n \leq N$) 及残差 $r_M(n)$, 则

$$x_d(n) = \sum_{j=1}^L c_j(n) + \sum_{j=L+1}^M c_j(n) + r_M(n) \quad (4)$$

如前所述,在EMD分解中,先被提出的内模函数具有低幅值和高频率,在此,前 L 个内模函数可被认为是血流信号:

$$x_b(n) = \sum_{j=1}^L c_j(n) \quad (5)$$

剩下的内模函数 $c_i(n)$, ($L < i \leq M$) 和残差 $r_M(n)$ 可被看作是管壁搏动信号:

$$x_s(n) = \sum_{j=L+1}^M c_j(n) + r_M(n) \quad (6)$$

则管壁血流功率比 (*WBSR*) 曲线为:

$$WBSR(L) = \frac{\sum_{n=1}^N [x_w(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [x_b(n)]^2} \tag{7}$$

其中 $1 < L \leq M$ 。由于管壁和血液中细胞微粒对超声反射的不同物理特性,管壁搏动成分通常比血流信号成分大 20dB^[1]。因此 *WBSR* 曲线存在一个突变点。实验中用比值法确定这个突变点。本研究定义相邻两点的 *WBSR* 比为:

$$r_{WBSR}(i) = \frac{WBSR(i)}{WBSR(i+1)} \tag{8}$$

其中 $1 \leq i < M$ 。则 $r_{WBSR}(i)$ 曲线中最大值点就对应管壁搏动和血流信号分离的临界点。

2 仿真试验与结果

为了验证所提出方法的可行性和有效性,实验的第一部分采用了计算机仿真模型产生叠加有管壁搏动成分的超声多普勒血流信号^[6]。主要参数为:超声发射频率 4MHz,采样频率 22.05kHz,心动周期 1s。模型根据血流和血管壁搏动的物理特性,各自模拟产生一个心动周期内对应的超声多普勒信号,分别按 *WBSR* = 10 ~ 70dB 等叠加合成含有管壁搏动成分的超声多普勒血流信号各 30 个。图 1 所示的是 *WBSR* = 20dB 时一个心动周期的含管壁搏动的超声多普勒血流信号及对应的频谱(为了实现较高的频率分辨率,频谱分析用 50ms 海明窗的短时傅里叶变换,相邻两段的时间交叠为 40ms,此时频谱分辨率可达到 20Hz)。无论从时域还是频域都可看出,血流信号的低频段含有幅度很大的管壁搏动成分。

将基于 EMD 的非线性分析方法应用于仿真得到的超声多普勒信号,用 $r_{WBSR}(i)$ 曲线中最大值点自动确定管壁搏动和血流信号分离的临界点。所有的信号仿真、声谱分析和算法的实现都是用 MATLAB6.5 编程实现。图 2 给出了 *WBSR* = 20dB 的含管壁成分的多普勒信号及 EMD 分解出的内模函数。从图中可看出,前 6 个内模函数(c1-c6)具有频率高、幅度小的特点,根据超声回波的特性,这些内模函数应该对应血流信号。同时,在 c5、c6 中可看到存在有相对低频的成分。而余下的内模函数及残差(c7-c19)则表现为低频率、大幅值,应该对应管壁搏动成分。图 3 给出了该信号的 *WBSR* 及 $r_{WBSR}(i)$ 曲线。图中 *WBSR* 的突变临界点对应 $r_{WBSR}(i)$ 中的最大值点,用此可自动确定血流成分对应的内模

函数(c1-c6)。

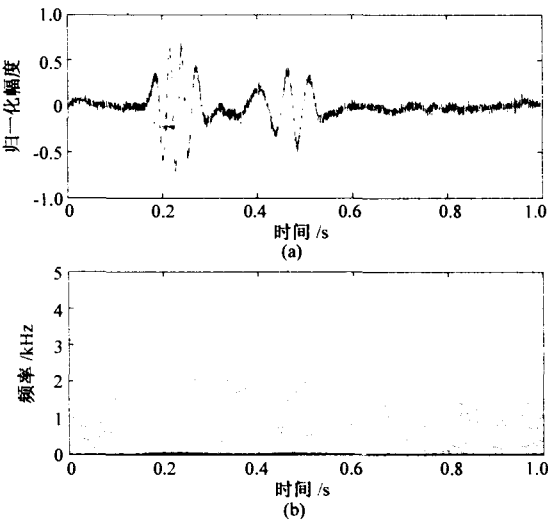


图 1 含管壁搏动的 (*WBSR* = 20dB) 仿真超声多普勒信号。(a)时域波形;(b)声谱图
Fig.1 The simulated mixed Doppler signal of one cardiac. (a) cycle with *WBSR* = 20 dB and (b) its spectrogram

为了与传统的高通滤波方法比较,将仿真信号输入截止频率为 150Hz 的 5 阶 Butterworth 高通滤波器,计算滤出信号的声谱图,与用 EMD 方法得到的血流信号的声谱图相比较,结果如图 4 所示。

从图 4(a)的低频部分可以看出:基于 EMD 方法得到的血流信号在滤掉大幅度管壁搏动信号的同时,仍然保留了血流信号的低频成分。而图 4(b)则显示:高通滤波器不仅去除了低频的管壁搏动信号,也完全去掉了低频的血流信号。

为了进一步确认基于 EMD 方法所保留的低频信号成分是来自于血流信号,进一步分别计算了 0-150Hz 频带范围内,基于 EMD 和高通滤波器分离的血流信号与仿真模型中使用的血流信号理想值间,在频域功率谱及时域幅度上的相对误差:

$$NRMSESig = \frac{\sqrt{\sum_{l=0}^{L-1} (Sig(l) - \overline{Sig}(l))^2}}{\sqrt{\sum_{l=0}^{L-1} (\overline{Sig}(l))^2}} \tag{9}$$

$$NRMSESpG = \frac{\sqrt{\sum_{l=0}^{L-1} (SP(l) - \overline{SP}(l))^2}}{\sqrt{\sum_{l=0}^{L-1} (\overline{SP}(l))^2}} \tag{10}$$

其中, \overline{SP} 和 SP 分别表示频域信号频谱的理想值和估计值,而 \overline{Sig} 和 Sig 分别表示时域信号幅度的理想值和估计值,图 5 给出了相对误差曲线。可以看出,使用所提出的方法(实线表示)得到了与实际更接近

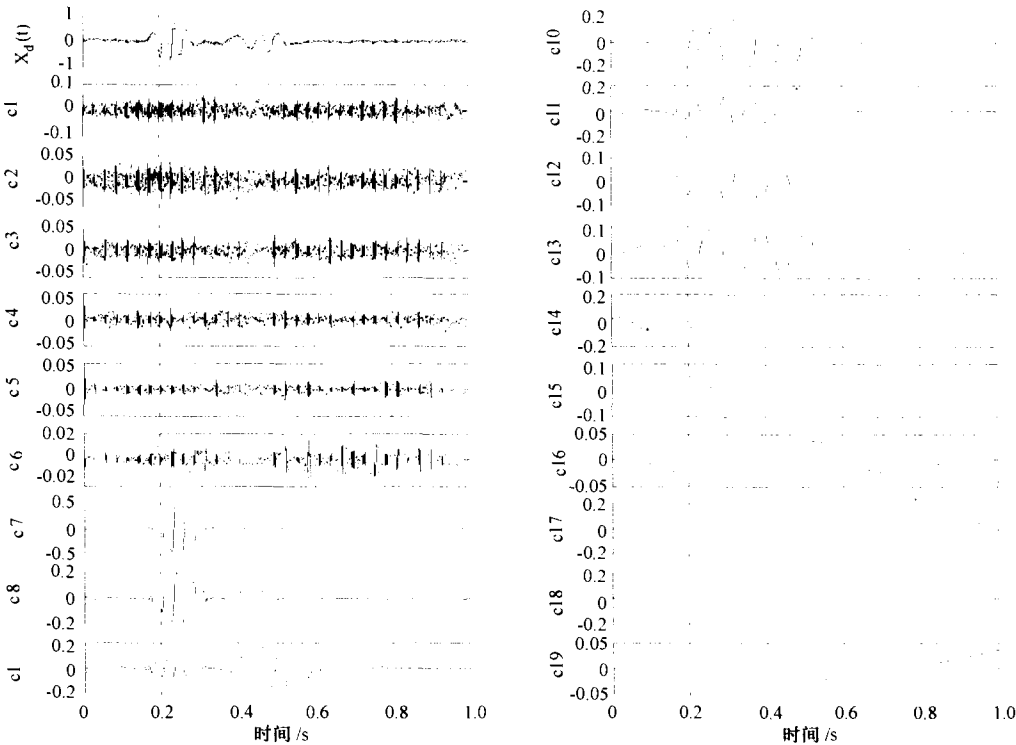


图 2 含管壁搏动 (WBSR = 20dB) 仿真超声多普勒信号 $x_d(t)$ 及其内模函数 c1-c18、残差 c19

Fig.2 Original simulated mixed Doppler signal with WBSR = 20 dB $x_d(t)$, all 18 IMFs (c1-c18) and the overall trend (c19) extracted by using the EMD

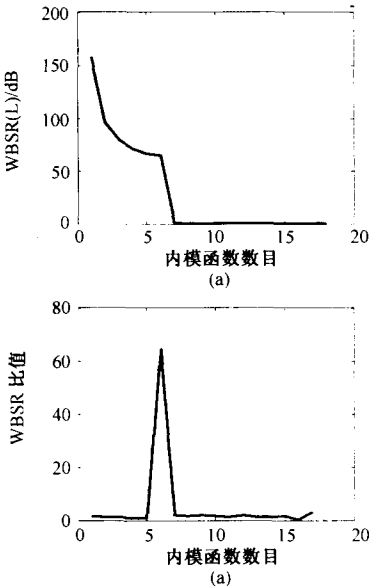


图 3 信号 $x_d(t)$ (WBSR = 20dB) 对应不同内模函数个数的 WBSR (a) 及其比值 (b) 曲线

Fig.3 The variations of the WBSR (L) (a) and WBSR ratio (b) are respectively plotted as a function of the number of the IMFs for the mixed signal (WBSR = 20dB)

的血流信号成分。特别是靠近管腔内壁的低速血流

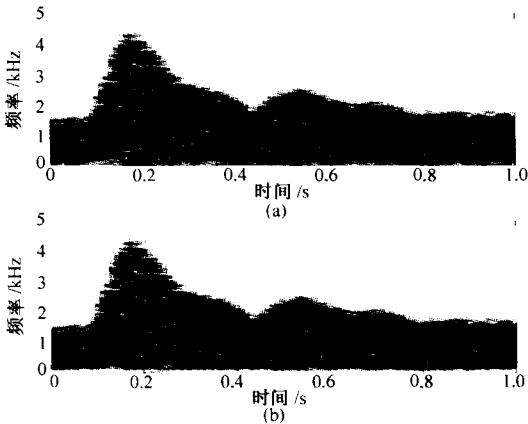


图 4 从信号 $x_d(t)$ (WBSR = 20dB) 中分别用 EMD 方法 (a) 和高通滤波器 (b) 分离出的血流信号的声谱图

Fig.4 The spectrograms of the Doppler blood flow signals, which are separated from the simulated mixed Doppler signals with WBSR = 20 dB by using the EMD (a) and high-pass filter (b) methods

信号,当 WBSR = 20dB,信号在频域功率谱上的相对误差为 50%,在时域幅度的相对误差仅为 45%。而使用传统的高通滤波器(虚线表示),血流损失均高达 95%左右。

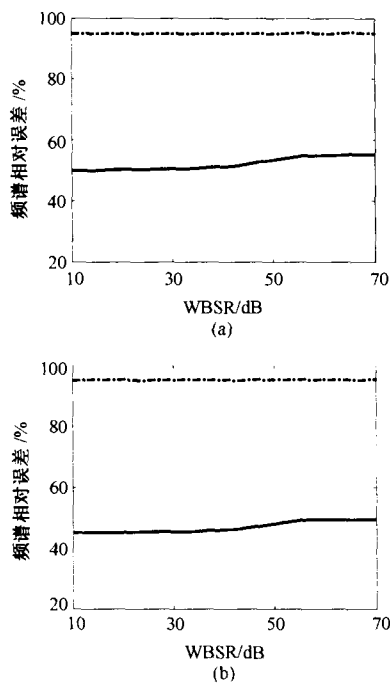


图 5 分离出的血流信号(0~150Hz)在频域功率谱(a)和时域幅度(b)与各自理想值之间的相对误差
Fig.5 The relative errors of the spectrogram (a) and the amplitude (b) between the estimated and theoretical ones from the signals with the frequency range 0~150Hz

3 临床试验与结果

实验中进一步测试了基于 EMD 的分离方法对实际信号的实时处理能力。实验的硬件环境包括: VersaLab 便携式超声多普勒血流分析仪, CPU 为 Intel Pentium-IV 2.0GHz 的 PC 机, 16 位的声霸卡; 处理软件使用 Visual C++ 开发。实验中使用 4MHz 的连续波超声, 测试对象为 15 名年龄从 18 岁到 43 岁的正常志愿者, 测试部位为左侧或右侧的颈总动脉。使用 16 位声霸卡对解调后的音频信号直接采样, 采样频率为 22.05 kHz。由于避开了高通滤波器的作用, 采样信号为含有管壁搏动成分的超声多普勒血流信号。采用基于 EMD 的分离方法对信号实时处理, 并计算分离后血流信号的功率谱。与 VersaLab 超声多普勒血流仪本身使用的高通滤波器相比, 用所提出的方法滤除血管壁搏动信号, 所有测试者均保留下显著的低频成分。对 100ms 时间段的信号平均处理时间为 60ms, 完全达到实时处理的效果。图 6 给出了一段实际信号的处理结果。图中 F0 为超声发射频率, F_s 为采样频率, S_c 为屏幕显示速度。从分离后信号的声谱图可以看出, 低频血流信号成分得以有效保留。

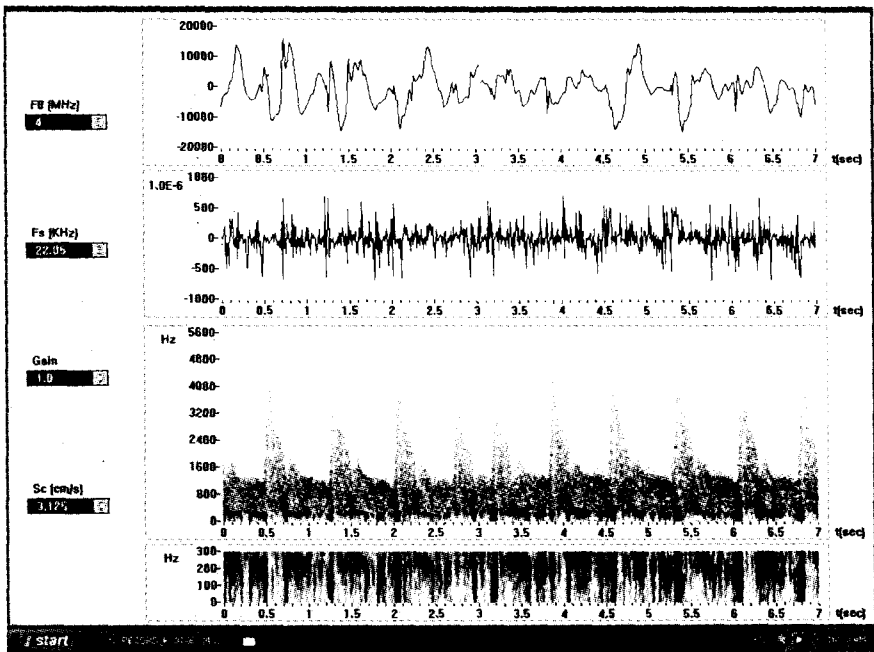


图 6 一段实际颈总动脉超声信号的 EMD 实时处理结果(从上到下依次分别是原信号、分离出的血流信号, 血流信号的声谱图及 0~300Hz 范围的声谱图)
Fig.6 A segment of Doppler ultrasound signal recorded from a normal right carotid artery and the results estimated in real time by using the EMD method (From top to bottom: the original mixed signal, the separated blood flow signal, the spectrogram of the separated blood flow signal and the spectrogram with the frequency range 0~300Hz)

4 结论

本研究提出应用基于经验模式分解算法来分离混叠有管壁搏动成分的超声多普勒血流信号。处理中首先将信号分解为一系列内模函数及残差,然后根据管壁搏动信号与血流信号的功率比变化曲线,利用比值法自动确定低频血流成分。实验中应用提出的方法,对计算机模拟的和人体颈动脉实际采集的含管壁搏动成分的超声多普勒血流信号进行分离处理,并和传统使用的高通滤波器分离方法作比较,结果表明,基于经验模式分解的滤波方法能在较大的管壁血流功率比范围内滤除管壁搏动信号,有效保留低频血流成分,且能够对实际采集的颈动脉信号做实时分离处理。

参考文献

- [1] Evans DH, McDicken WN. Doppler ultrasound: Physics, instrumentation and signal processing [M]. Chichester: John Wiley and Sons, 2000.

- [2] Hoeks AGP, van de Vorst JJW, Dabekausen A, *et al.* An efficient algorithm to remove low frequency Doppler signals in digital Doppler systems [J]. *Ultrasound Imaging*, 1991, **13**: 135 - 144.
- [3] Zhang Yu, Cardoso JC, Wang Yanyan, *et al.* Time-scale removal of "wall-thump" in Doppler ultrasound signals: a simulation study [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Control*, 2004, **51**: 1187 - 1192.
- [4] Tao Qian, Wang Yanyan, Fish PJ, *et al.* The wall signal removal in Doppler ultrasound systems based on recursive PCA [J]. *Ultrasound Med & Biol*, 2004, **30**: 369 - 379.
- [5] Huang Norden E, Shen Zheng, Long Steven R, *et al.* The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis [A]. In *Proceedings: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* [C]. London: Royal Society, 1998. A454: 903 - 995.
- [6] Fish PJ, Bastos CAC, Vaz F. Blood and wall signal simulator for Doppler ultrasound signal analysis algorithm development [A]. In *Proceedings: 23rd Annual EMBS International Conference* [C]. Istanbul Turkey: Printing House, 2001. 135 - 138.