

总体经验模态细分法提取血流超声多普勒信号的研究

林文晶¹,张榆锋¹,章克信²,李支尧²,李海燕¹,高 莲¹,李媛媛¹

(1. 云南大学信息学院电子工程系, 云南昆明 650091; 2. 昆明医学院第二附属医院, 云南昆明 650031)

摘 要: 提出基于总体经验模态分解(EEMD)血流细分法提高血流超声多普勒信号提取精度. 首先估计辅助分析所需的白噪声幅度, 进而用 EEMD 得到无模态混叠的本征模态函数(IMF)组, 最后分离出血流信号的 IMF. 将本方法应用于计算机仿真和人体实测超声多普勒信号, 并与高通滤波器法、原 EMD 法和 EMD 细分法比较. 结果表明本文方法, 提取的血流信号精度最高, 特别对 WBSR = 70dB 的混合信号, 其精度比上述方法分别提高 35%、38% 及 17%.

关键词: 血流超声信号; 血管壁搏动信号; 信号提取; 总体经验模态分解

中图分类号: TP391.9 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2014)07-1424-05

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2014.07.028

Extraction of Doppler Ultrasound Blood Signals Using the Delicate Separation Method Based on the EEMD Algorithm

LIN Wen-jing¹, ZHANG Yu-feng¹, ZHANG Ke-xin², LI Zhi-yao², LI Hai-yan¹, GAO Lian¹, LI Yuan-yuan¹

(1. Department of Electronic Engineering, Information School, Yunnan University, Kunming, Yunnan 650091, China;

2. The Second Affiliated Hospital of Kunming Medical College, Kunming, Yunnan 650031, China)

Abstract: A fine separation based on the ensemble empirical mode decomposition (EEMD) algorithm is proposed to improve the accuracy of the blood flow signal extraction. Firstly, a white noise with proper amplitude is estimated according to the energy of blood flow signals. Intrinsic mode functions (IMFs) without mode mixing are obtained by EEMD. Finally, those IMFs belong to the blood flow are delicately separated. Experimental results from both simulation and real human carotid Doppler signals based on the proposed method are compared with those by using the high pass filter, the original empirical mode decomposition (EMD) method and the improved EMD delicate separation method. It is shown that the proposed method provides the highest separation accuracy. Especially for those signals with larger WBSR = 70dB, the accuracy is higher than those based on the methods mentioned above by 35%, 38% and 17%, respectively.

Key words: Doppler blood flow signal; vessel wall signal; signal extraction; ensemble empirical mode decomposition

1 引言

在血管狭窄疾病的早期, 血流的状态就开始发生变化, 特别是贴近管壁的低频血流信号变化更加灵敏. 获得精确完整的血流信号时, 预防和早期诊断血管狭窄疾病有重要的意义. 医学超声多普勒技术已获得广泛的应用, 超声多普勒血流信号是血管壁和红细胞等细胞体反射超声波束得到的, 其中血流信号频率高、幅度小, 管壁信号频率低、幅度大, 管壁信号会严重干扰血流信号中的低频成分. 许多研究提出了不同的提取血流信号方法, 不同程度改善了血流信号提取的精度^[1], 但因缺乏基于血流和管壁特性的客观分离标准, 分离的准确性和可靠性难以保证. 经验模态分解^[2] (Empirical Mode Decomposition, EMD) 根据信号自身的尺度特性, 把信号逐

级分解为几个包含不同时间尺度信号的数据序列——本征模态函数 (Intrinsic Mode Function, IMF), 能够反映信号局部的物理特性, 已经在许多领域取得了很好的应用^[3]. 在管壁血流信号分离研究中, 可以根据管壁/血流功率比 (Wall Blood Signal Ratio, WBSR) 变化曲线自动识别出血流和管壁的分界点^[4]. 随后, 一种改进的 EMD 血流信号细分方法^[5] 进一步细分了分界点附近的 IMF. 但该过程中血流信号阈值的计算依赖于 IMF 的层数. 而 EMD 方法本身存在的模态混叠和层数不定的缺点会使 IMF 失去其物理意义, 也会影响血流细分阈值估计的准确性, 进而使分离出的血流信号存在误差.

因此, 要得到更精确的血流信号, 必须解决 EMD 存在的模态混叠的缺点. 基于噪声辅助分析的总体经验模态分解方法 (Ensemble Empirical Mode Decomposition, EEMD)^[6]

能够消除模态混叠. 在 EEMD 方法中, 确定加入的白噪声幅度是一个关键问题. 在试验中发现, 原 EEMD 法提出的白噪声幅度标准不适用管壁血流混合信号的分离. 因此, 本文在原 EEMD 基础上, 提出依据血流成分的能量估计应添加的白噪声幅度的方法, 既解决了模态混叠和层数不定的问题, 又消除了白噪声对血流信号的污染, 从而得到具有物理意义的 IMF 和较准确的细分阈值, 使提取的血流信号更精确.

2 方法原理

2.1 EMD 及血流信号细分改进方法

EMD 根据信号自身的尺度特性, 把信号逐级分解为几个包含不同时间尺度信号的数据序列 IMF. 具体的筛分算法参见文献[2]. EMD 分离管壁血流信号时, 将前几层高频 IMF 当作血流信号, 后几层低频 IMF 当作管壁信号. EMD 血流细分改进法用软阈值降噪法细分了分界点附近既含血流又含管壁信号的 IMF^[5], 使信号分离精度得以提高.

2.2 EEMD 算法

EMD 细分法提高了血流信号的提取精度, 但 EMD 存在模态混叠的缺陷, 特别对血流和管壁信号能量相差较大时, 模态混叠现象更为明显^[4]. 其产生的原因是由于信号时间、幅度尺度的变化较大或信号存在不连续性. 而对于白噪声而言, EMD 就像一个二进制滤波器组, 能将白噪声均匀分布的频率成分按规律分解到各 IMF 中. 基于这样的思想, 可以将噪声辅助分析法用于 EMD 中, 由此产生了 EEMD 方法. EEMD 的原理很简单: 将白噪声加入待分解的信号中, 使信号在不同尺度具有连续性, 这样在进行 EMD 分解时不同尺度的成分就会自动分离到合适的 IMF 上. 再根据零均值白噪声的特点, 得到若干组结果进行集合平均, 从而消除所加的白噪声. 它的详细算法步骤可见文献[6].

2.3 EEMD 的改进及血流信号提取

总体平均次数 N 和所加噪声的幅度值是 EEMD 方法中两个重要参数, 直接影响算法的性能. 噪声幅度过小将无法平滑信号的不连续性, 起不到消除模态混叠的作用; 噪声幅度过大则需要足够大的 N 以消除所加噪声的干扰. 原 EEMD 算法中建议添加的白噪声标准差为待分解信号的 0.2 倍^[6], 图 1(a) 显示了据此噪声幅度标准差用 EEMD 分解 WBSR = 50dB 的混合信号时 N 与分离得到的血流信号幅度的关系 (仿真信号的合成方法见参考文献[1,4]). 当 N 为 100 时, 分离得到的血流信号幅度是仿真血流信号幅度的约 25 倍, 可见白噪声的干扰很大, 要消除其对血流信号的影响 (高频 IMF 与血流信号能量误差 < 1%), 平均次数需要增大到 $N = 20000$, 运行时间长达 10 小时 (本文所有仿真和分析都

是基于 Matlab7.8, 在 P4-2.0G 上完成的).

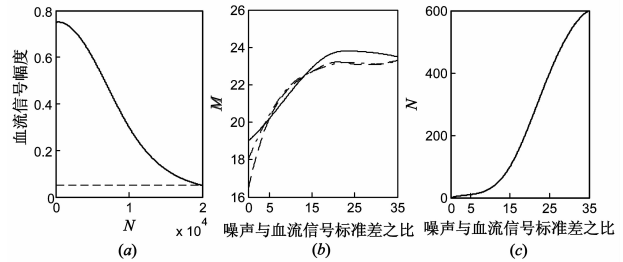


图1 (a) 实线为总体平均次数 N 与分离得到的血流信号幅度的关系, 虚线为仿真血流信号的幅度; (b) 噪声信号能量与 IMF 个数 M 的关系, 实线、点划线、划线分别为 20dB、40dB、70dB 仿真信号; (c) 噪声信号能量与 N 的关系

为此, 本文提出一种适合 EEMD 处理超声多普勒管壁血流混合信号的白噪声幅值估计的方法. 管壁和血流信号的能量相差较大, 要滤除管壁信号, 提取到完整的血流信号, 就要保证拐点附近不出现模态混叠, 所以添加的噪声大小可参考血流信号能量. 考虑到 EEMD 在达到消除模态混叠影响时, 其分解得到的 IMF 个数基本保持不变^[6,7], 图 1(b) 给出分解不同 WBSR 混合信号, 噪声能量与 IMF 个数 M 的关系. 可以看出, 随着叠加噪声的能量的增加, IMF 模态混叠逐渐消除, 其个数 M 随之增大. 当噪声标准差最少取值为血流信号的 15 倍时, M 趋于稳定, 表明达到消除模态混叠的目的. 图 1(c) 进一步给出了在基本消除所加噪声对血流信号的影响时, 噪声能量与总体平均次数 N 的关系. 对于 15 倍血流信号的叠加噪声, N 取 100 左右即可基本消除对血流信号的影响. 图 2 给出了白噪声标准差取值为血流信号的 15 倍, $N = 100$ 时的 EEMD 分解 WBSR = 50dB 的仿真信号结果, 得到的 IMF 组既消除了模态混叠, 又降低了噪声干扰.

得到合适的白噪声幅度和总体平均次数后, 对混合信号进行 EEMD 分解得到无模态混叠的 IMF. (本文采用文献[6]中的 EEMD 程序, 低频走势取为上下包络

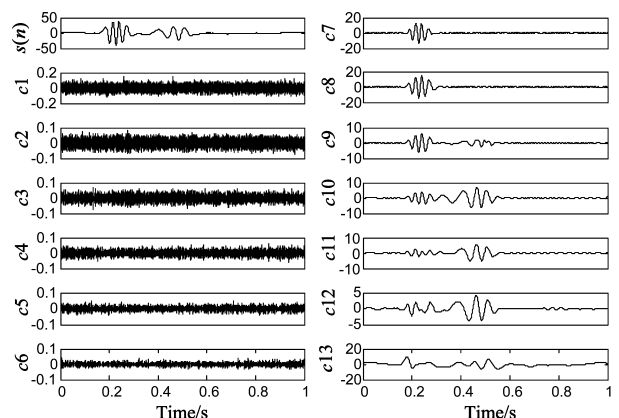


图2 EEMD分解超声多普勒血流信号得到的IMF, 噪声标准差是血流信号的15倍, $N=100$

的均值,对均值条件的判断使用标准偏差 $SD > 0.2$).由 WBSR 变化曲线自动识别出血流和管壁的分界点^[4],而分界点附近既含有血流信号又含有管壁信号的 IMF 用文献^[5]中软阈值降噪法对其进行细分,再用原混合信号减去所有管壁信号,就得到了纯血流信号.

3 实验与结果

为了验证本文提出方法的合理性,首先用该方法分析计算机仿真的不同 WBSR 值的超声多普勒信号,并与高通滤波器法、原 EMD 法、EMD 细分法进行比较.其次,将本文方法应用于人体颈总动脉包含管壁搏动的超声多普勒血流信号.

3.1 计算机仿真信号实验

将 4 种提取方法:高通滤波器法(9 阶 Butterworth)、原 EMD 法、EMD 细分法和 EEMD 细分法应用到计算机仿真的含管壁搏动成分的超声多普勒血流信号(取

WBSR = 20dB、40dB、70dB 的 3 个信号).主要参数为:超声发射频率 4MHz,采样频率 22.05kHz,心动周期 1s.用短时傅里叶变换对提取到的信号进行谱估计^[8](用 30ms 汉宁窗,相邻两段的时间交叠为 20ms).如图 3、4 列举了 20dB、70dB 仿真信号及用 4 种方法提取到血流信号的声谱图.可见高通滤波器法较其他 3 种方法滤除了更多的血流低频成分.进一步比较 300Hz 以内的区域,发现 EMD 细分法对于 20dB 和 40dB 信号的提取效果比原 EMD 法有较大提高,但提取 70dB 信号时仍丢失了较多的低频血流成分.而 EEMD 血流细分法对各仿真信号都滤除了管壁成分,又很好的保留了低频血流信号.图 5 给出了上述仿真信号用各方法提取的血流信号在 300Hz 内的功率谱密度曲线.可以看出, EEMD 血流细分法提取的血流信号与仿真血流信号的功率谱密度曲线最吻合,说明该方法能较完整的保留血流信号的低频成分.

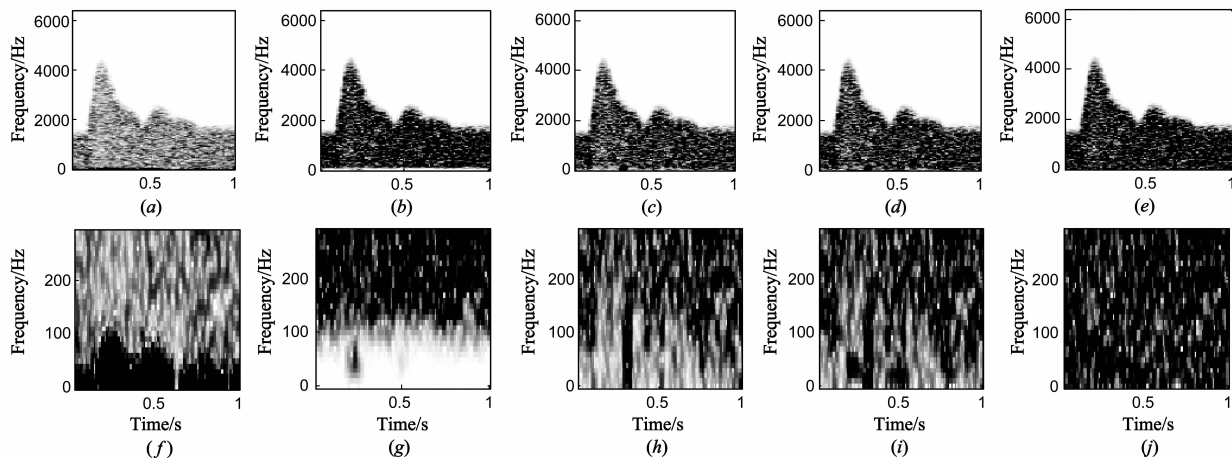


图3 不同方法提取 WBSR=20dB 血流信号的声谱图, (a)(f) 实测信号, (b)(g) 高通滤波器方法(截止频率为 150Hz), (c)(h) 原 EMD 方法, (d)(i) EMD 细分法, (e)(j) EEMD 血流细分法, (f)(g)(h)(i)(j) 分别是(a)(b)(c)(d)(e)对应的 300Hz 区域

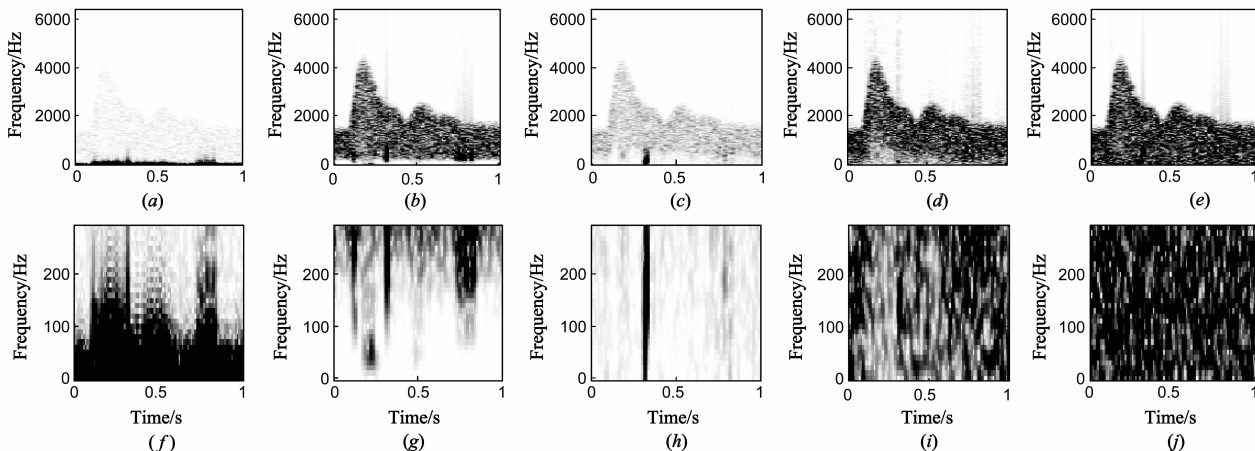


图4 不同方法提取 WBSR=70 dB 血流信号的声谱图, (a)(f) 实测信号, (b)(g) 高通滤波器方法(截止频率为 300Hz), (c)(h) 原 EMD 方法, (d)(i) EMD 细分法, (e)(j) EEMD 血流细分法, (f)(g)(h)(i)(j) 分别是(a)(b)(c)(d)(e)对应的 300Hz 区域

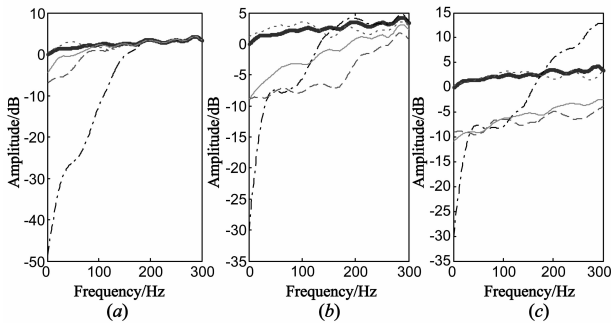


图5 血流信号的功率谱密度曲线, (a)(b)(c) 分别为WBSR=20dB、40dB、70dB仿真信号, 粗实线为不含管壁的仿真血流信号, 点线、细实线、划线、点划线分别是EEMD细分法、EMD细分法、原EMD法、高通滤波器法

选用低频血流信号功率谱的平均相对误差 MRE 作为定量指标来评价 4 种方法提取的精度. 表 1 显示了 4 种方法对于 WBSR 值不同的仿真信号, 100Hz、200Hz、300Hz 内 MRE 的值. 从表看出, 对 20dB 的信号, EMD 细分法和 EEMD 血流细分法都很好地提高了血流信号提取精度. 而对于 70dB 的信号, EEMD 血流细分法的效果明显优于其他方法, 其 MRE 比高通滤波器法、原 EMD 法和 EMD 细分法的结果平均降低了 35%、38% 及 17%.

表 1 低频血流信号功率谱的平均相对误差 MER 比较

方法	频率 (Hz)	高通	原 EMD	EMD 细分	EEMD 细分
WBSR	100	1	0.75	0.65	0.67
	200	1	0.83	0.70	0.68
	300	1	1.01	0.83	0.67
20dB	100	1	0.79	0.71	0.67
	200	1	1.05	0.81	0.82
	300	1	1.21	0.89	0.88
40dB	100	1	0.96	0.81	0.64
	200	1	1.04	0.84	0.66
	300	1	1.04	0.81	0.64

3.2 人体实测信号实验

为了验证本文提出的方法对人体实测信号的实用性, 采集人体颈总动脉包含管壁搏动的超声多普勒血流信号进行分析(使用 4MHz 的连续波超声, 使用 16 位声霸卡对解调后的音频信号采样, 采样频率为 22.05kHz). 根据提取到的血流信号的频谱特征分析以上 4 种方法的有效性. 从图 6 看到, EEMD 血流细分法提取到的血流信号包含的低频成分最多, 与仿真实验得到的结果一致.

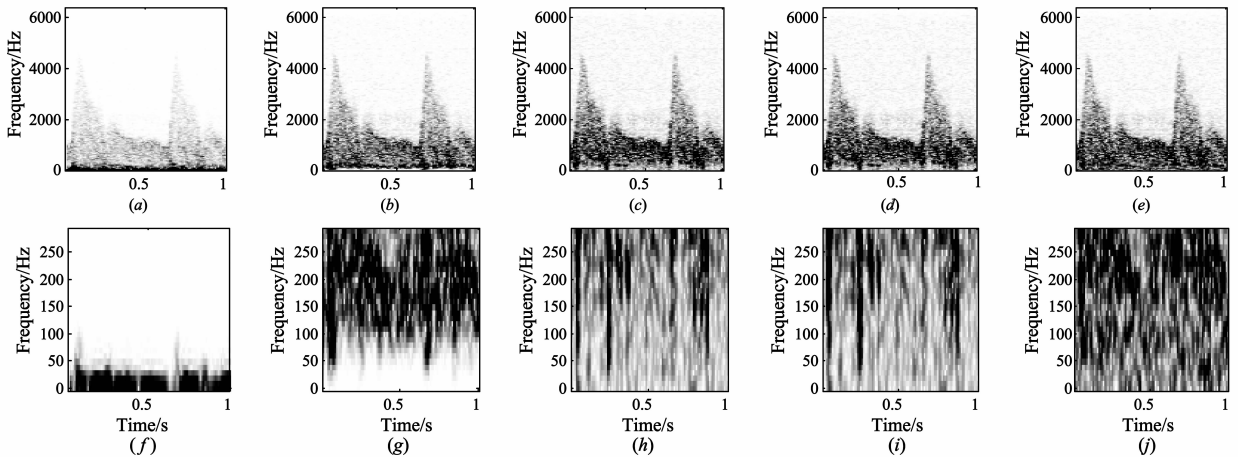


图6 不同方法提取实测人体颈动脉超声多普勒血流信号的声谱图, (a)(f) 实测信号, (b)(g) 高通滤波器方法(截止频率为150Hz), (c)(h) 原EMD方法, (d)(i) EMD细分法, (e)(j) EEMD血流细分法, (f)(g)(h)(i)(j) 分别是(a)(b)(c)(d)(e) 对应的300Hz区域

4 讨论与结论

本文提出基于 EEMD 的血流细分法提取血流超声多普勒信号. 该方法提出依据血流成分的能量恰当估计 EEMD 中应添加的白噪声幅度, 既解决了 IMF 模态混叠和层数不定的问题, 又消除了所加噪声对血流信号的污染, 从而得到具有物理意义的 IMF. 结合血流信号细分法, 进一步准确细分拐点附近的 IMF. 从仿真实验和人体实测信号实验的结果可知, 本文提出的方法能达到提取出较精确血流信号的目的. 但该方法仍待改进, 首先, 为了消除白噪声的干扰, 希望 N 足够大, 这样

分解信号的时间就会比较长, 实时应用会受到限制; 其次, 该方法目前只适用于实信号. 如何改善这两个问题是下一步研究的重点.

参考文献

[1] Q Tao, Y Wang, P J Fish. The wall signal removal in Doppler ultrasound systems based on recursive PCA [J]. *Ultrasound in Med & Biol*, 2004, 30:369 – 379.

[2] N E Huang, Z Shen, S R Long, et al. The empirical mode decomposition and Hilbert spectrum for nonlinear and nonstationary times series analysis [A]. *Proceedings of Mathematical*,

Physical and Engineering Science [C]. London: Royal Society, 1998. (A454)903 - 995.

- [3] 徐晓刚, 徐冠雷. 经验模式分解(EMD)及其应用[J]. 电子学报, 2009, 37(3): 581 - 585.
Xu Xiaogang, Xu Guanlei. Empirical mode decomposition and its application[J]. Acta Electronica Sinica, 2009, 37(3): 581 - 585. (in Chinese)
- [4] Y Zhang, Y Gao, et al. The removal of wall components in Doppler ultrasound signals by using the empirical mode decomposition algorithm [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(9): 1631 - 1641.
- [5] 周彦婷, 汪源源. 改进的经验模态分解法分离超声多普勒血流与管壁信号[J]. 声学学报, 2010, 35(5): 495 - 501.
Y Zhou, Y Wang. Separating Doppler ultrasound blood flow and vessel wall signals by improved empirical mode decomposition methods [J]. Chinese Journal of Acoustics, 2010, 35(5): 495 - 501. (in Chinese)
- [6] Z Wu. Ensemble empirical mode decomposition: a noise assisted data analysis method [R]. Calwerton: Center for Ocean-Land-Atmosphere Studies, 2005.
- [7] P Flandrin, G Rilling, P Goncalves. Empirical mode decomposition as a filter bank [J]. IEEE Signal Processing Letters, 2004, 11(2): 112 - 114.
- [8] 李天钢, 王素品. 超声多普勒血流自小波相关分析及 STFT 方法的对比研究[J]. 电子学报, 2006, 34(10): 1842 - 1846.

Li Tiangang, Wang Supin. Comparison research of auto-wavelet correlation ananlysis with STFT for ultrasonic Doppler blood measurement[J]. Acta Electronica Sinica, 2006, 34(10): 1842 - 1846. (in Chinese)

作者简介



林文晶 女. 1989 年 11 月出生, 山西太原人. 2012 年毕业于云南大学, 现为云南大学信号与信息处理专业硕士研究生.



张榆锋 男. 1965 年 4 月出生, 云南大理人. 教授、博士生导师、中国电子学会会员、IEEE 高级会员. 2008 年在云南大学获工学博士学位. 现主要从事数字信号处理理论与微弱信号检测、医学超声工程等方面的研究工作.

E-mail: yfengzhang@yahoo.com