

基于 DTCWT 和 cICA 的光电容积脉搏波运动干扰消除算法

文 苗, 王 成, 白丽红, 张 通

上海理工大学医疗器械与食品学院生物医学光学与视光学研究所, 上海 200093

【摘 要】目的:随着穿戴医疗设备普遍被接受,在利用光电容积脉搏波描记法(PPG)测量血氧、心率等生理参数时,运动干扰与脉搏信号频率混叠问题尤为突出,为了在日常活动状态下得到准确的生理参数,消除运动干扰是最为重要的手段。**方法:**提出了一种基于双树复小波变换(DTCWT)和约束独立成分分析(cICA)的组合算法消除运动干扰。首先用 DTCWT 将含有运动干扰的两路(红光和红外)PPG 信号分解为若干不同频带的分量;然后通过 cICA 方法,提取感兴趣的脉搏成分;最后通过最小均方误差自适应滤波器实现两路 PPG 信号重建。**结果:**由 DTCWT+cICA 恢复的 PPG 波形得到的心率值与无运动干扰时基本一致,而血氧饱和度值也与无运动干扰时最接近。**结论:**与 DTCWT 和 cICA 相比,DTCWT 和 cICA 组合算法能更有效地消除 PPG 中的运动干扰。实验结果验证了方法的可行性和有效性。

【关键词】光电容积脉搏波; 运动干扰; 双树复小波变换; 约束独立成分分析; 自适应滤波

【DOI 编码】doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.02.018

【中图分类号】TP391.9 **【文献标识码】**A **【文章编号】**1005-202X(2015)02-0229-05

Motion Artifact Reduction of PPG Signals Based on DTCWT and cICA

WEN Miao, WANG Cheng, BAI Li-hong, ZHANG Tong

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

Abstract: Objective The problem of frequency overlapping of motion artifact and pulse signal is particularly critical with popularity of wearable medical equipment, in measuring the physiological parameters such as heart rate (HR) and blood oxygen saturation (SpO₂) by photoplethysmography (PPG). In order to get the accurate physiological parameters in daily life, the most important thing that we need to do is remove the motion artifact. **Methods** A new motion artifact reduction combination method based on Dual-tree complex wavelet transform and constrained independent component analysis is proposed. Firstly, DTCWT was used to decompose the two channel (red and infrared) PPG signals into several components with different frequency bands. Then, cICA was introduced to get the interested pulse component. Finally, minimum mean square error adaptive filter was used to reconstruct red and infrared PPG signals to make it more close to the clear pulse signal. **Results** The HR values calculated by PPG signal recovered by combination method are good agreement with results without motion artifact. The SpO₂ values calculated by PPG signal recovered by combination method are also the closest with values without motion artifact. **Conclusion** Comparing with DTCWT and cICA, respectively, the combination method of DTCWT and cICA is can more effectively remove motion artifact. The results have verified feasibility and effectiveness of the proposed combination method.

Key words: photoplethysmography; motion artifact; dual-tree complex wavelet transform; constrained independent component analysis; adaptive filter

前 言

近年来,随着医疗卫生事业的快速发展,人们对健康越来越重视,对生理参数监测系统的移动性要求也越来越高,人体的生理指标监测常需要利用可穿戴

式监护仪。光电容积脉搏波描记法(PPG)是借助光电手段在活体组织中检测血液容积变化的一种无创检测方法,通过 PPG 可以获得心率、血氧饱和度、呼吸频率^[1]、血压^[2]等人体最基本的生理参数。在日常生活或运动的环境下进行监测,不可避免的会受到各种噪声及运动干扰的影响。由于运动干扰产生的原因和形式复杂多样,从而给 PPG 的提取带来困难,严重地影响了 PPG 的应用。

由于运动所引起的干扰频率范围与正常脉搏信号的频谱相重叠,所以传统的滤波技术如低通、高通

【收稿日期】2015-01-08

【基金项目】教育部博士点基金(20123120120012)

【作者简介】文 苗(1989-),女,硕士研究生,主要从事生物医学信号处理与模式识别方面研究。E-mail: wenmiao19890327@126.com。

和带通滤波器很难对其进行处理^[9]。近年来,国内外研究人员针对 PPG 信号中运动干扰问题,进行了大量的研究工作。自适应滤波^[4]是最常见的运动干扰抑制方法,但其参考信号的获取通常需要增加额外的硬件,如加速度传感器。傅里叶变换、小波变换、支持向量机分解、独立成分分析等合成参考信号的方法也被用到自适应滤波中对运动干扰进行处理。小波变换由于其多分辨率的特性,被用到 PPG 运动干扰消除的研究中,为了克服其平移敏感性,进而提出了双树复小波变换(DTCWT)去除 PPG 运动干扰^[9]。但它们面临同一个问题:合适阈值的选择。基于 PPG 信号与运动干扰信号间的独立性假设,独立成分分析成功地应用到 PPG 信号与运动干扰信号的分离^[6]。但它仅仅利用了数据的统计特性,需要预先估计源信号的数目,而且分离的信号具有幅值不定性和顺序不定性^[7]。为了能获得感兴趣的脉搏成分,Peng 等^[8]提出了约束独立成分分析方法(cICA)。

基于以上方法的优缺点,本文提出了一种 DTCWT 结合 cICA 的 PPG 运动干扰消除算法。DTCWT 改善了小波变换的平移敏感性,并且减少了 cICA 输入信号的复杂性。cICA 利用脉搏信号的周期性生成参考信号,能够从 PPG 和运动干扰混叠的信号中准确的提取干净的 PPG 信号。最后利用自适应滤波重建红光和红外光 PPG 信号,使其更接近真实的脉搏信号。

1 基于 DTCWT 和 cICA 的 PPG 运动干扰消除算法

脉搏信号的频率范围为 0.5 Hz~4 Hz,而人体运动产生的干扰频率在 0.1 Hz 及以上均有分布^[6]。为了从脉搏信号和运动干扰混叠的 PPG 信号中提取干净的脉搏信号,本文提出了一种 DTCWT 结合 cICA 的 PPG 运动干扰消除算法。其流程如图 1 所示。

1.1 DTCWT

为了克服离散小波变换的平移敏感性和频率混叠现象,Kingsbury 等人提出了 DTCWT 的概念,接着与 Selesnick 等一起进一步提出了 DTCWT 的分解与

重构算法^[9]。DTCWT 采用二叉树结构的两路平行 DWT 实现对信号的分解和重构,一路生成变换的实部,一路生成变换的虚部。在利用 DTCWT 进行信号的分解与重构过程中,始终保持虚部树采样位置位于实部树的中间,从而实现实部树和虚部树信息互补。根据 Kingsbury 设计的 DTCWT 的思路^[9],本文采用的 DTCWT 算法是:第一层分解采用双正交滤波器组,以后的各层分解采用的是 Q-shift 双树滤波器组。

1.2 cICA

cICA 方法就是在独立成分分析算法中加上一个包含感兴趣信号特征的约束条件,使算法收敛于需要的独立成分^[10]。其模型为:

$$\begin{aligned} \text{目标函数: } J(y) &\approx \rho\{E[G(y) - G(v)]\}^2 \\ \text{约束条件: } \begin{cases} g(y) = \varepsilon(y, r) - \zeta \leq 0 \\ h(y) = E(y^2) - 1 = 0 \\ h(r) = E(r^2) - 1 = 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (1)$$

在约束条件中, r 是参考信号, $\varepsilon(y, r)$ 为待提取独立成分 $y(t)$ 与参考信号 $r(t)$ 的广义距离函数,可以通过 $\varepsilon(y, r) = E\{(y-r)^2\}$, $\varepsilon(y, r) = 1/E\{(yr)^2\}$ 或 $\varepsilon(y, r) = -E\{(yr)\}$ 度量。 ζ 为阈值参数, $\zeta \in [\varepsilon(w^T, r), \varepsilon(w^T, r)]$ 。 $g(y)$ 为约束函数, $h(y)$ 、 $h(r)$ 分别为了约束独立成分 y 和参考信号 r 具有单位方差。

cICA 中的参考信号应满足两个要求^[7]:①反应待提取信号特征;②参考信号是非高斯信号或者能转换为非高斯信号。PPG 信号是由于动脉血管搏动引起,具有周期性,而运动干扰信号是人体测量时有意或无意运动而产生的无规律波形,所以我们可以利用 PPG 信号的周期性获得参考信号。由于参考信号反映的是待提取信号的特征,而不完全等同于待提取信号,所以其相对形态对结果没有直接影响,本文通过方波信号的形式来建立。

$$r(t) = \text{square}(2\pi \frac{f}{f_s} + \theta, W\%) \quad (2)$$

其中,幅值设为 1,频率 f 为参考信号的频率, f_s 为采样频率, θ 为相位角, $W\%$ 为占空比。

1.3 自适应滤波器

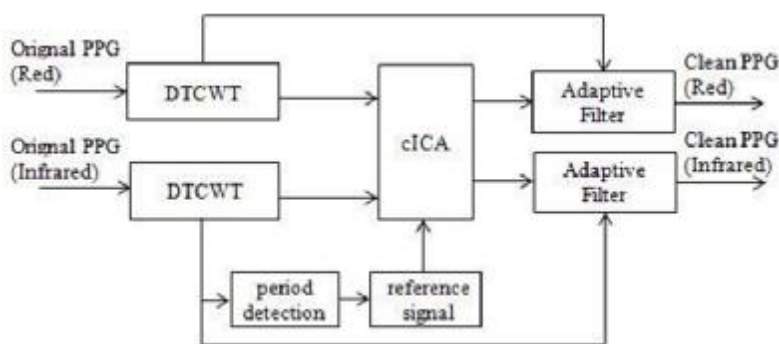


图 1 基于 DTCWT 和 cICA 的 PPG 运动干扰消除算法流程

Fig.1 The Process of Motion Artifact Reduction Based on DTCWT and cICA

自适应滤波在没有先验知识的情况下,能够根据某种准则要求直接利用观测数据自动地迭代调节自身的滤波器参数,从而实现最优滤波。为了简化算法,本文采用的是易于实现、性能稳健、应用广泛的最小均方误差(Least Mean Square, LMS)算法。

$$y(n)=W^T(n)u(n) \quad (3)$$

$$e(n)=d(n)-y(n) \quad (4)$$

$$W(n+1)=W(n)+\mu e(n)u(n) \quad (5)$$

其中 $u(n)$ 为输入信号,通过参数可调的数字滤波器后产生输出信号 $y(n)$,将输出信号 $y(n)$ 与标准信号(期望信号) $d(n)$ 进行比较,得到误差信号 $e(n)$ 。 $e(n)$ 和 $x(n)$ 通过自适应算法对滤波器的参数进行调整,调整的目的是使误差信号 $e(n)$ 最小, $y(n)$ 最大可能的逼近 $d(n)$ 。

2 结果与讨论

为了验证本文方法的运动干扰消除能力,我们考虑了走路和慢跑这两种人们日常生活中最基本的运动。采用自行研制的反射型腕带式 PPG 多生理参数监护仪采集人体在上述两种运动状态下的 PPG 信号。选择 10 名健康志愿者进行实验。实验前,志愿者

先静坐 5 min,保持平静状态,然后将腕带式监护仪佩戴在手腕上,以 50 Hz 采样频率分别记录下 60 s(20 s 静止,20 s 运动,20 s 静止)的 PPG 信号。所有的数据均通过 MATLAB 进行处理。

如图 2、3、4、5 为使用 3 种不同方法(DTCWT、cICA、DTCWT+cICA)对走路和慢跑两种运动状态下的 PPG 信号处理的结果。从中我们可以看出,DTCWT 能有效去除心率范围外的高频和低频成分,但对与心率混叠的部分能力有限,cICA 方法能够提取出我们感兴趣的成分,但信号中还会残留些心率范围外的高频和低频成分。DTCWT+cICA 综合了上述两种方法的优点,较 cICA 提取的波形周期性和光滑性更为理想。

消除或抑制 PPG 中的运动干扰是通过波形特征计算心率和血氧饱和度等参数的保障。心率的计算主要是准确地获取 PPG 的波峰(或波谷),而血氧饱和度的准确性在于 PPG 的峰峰值(Peak-to-Peak Value)^[8]。从图 6 中我们能够看出,使用本文提出的方法能够准确提取 PPG 信号的波峰和波谷。表 1 为不同算法恢复的 PPG 信号峰峰值,本文提出的 DTCWT 与 cICA 结合的方法所获得峰峰值与干净的脉搏信号

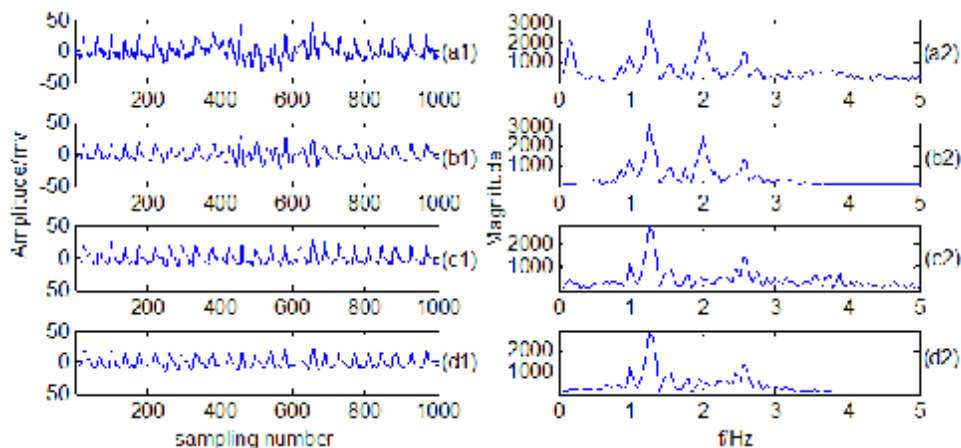


图 2 a1-d1 分别为走路状态下 DTCWT、cICA、DTCWT+cICA 恢复的红外 PPG;a2-d2 为相应频谱

Fig.2 a1-d1 are Red Light PPG for Walking after DTCWT, cICA, DTCWT+cICA; a2-d2 are Corresponding Spectra.

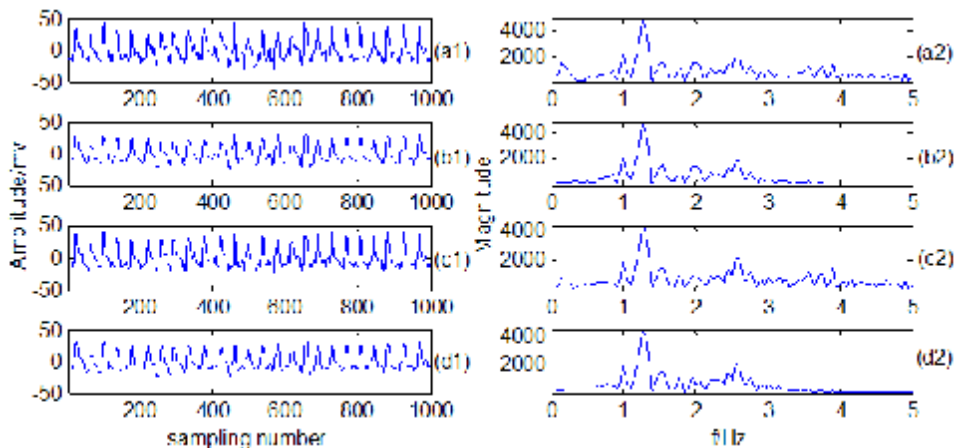


图 3 a1-d1 分别为走路状态下 DTCWT、cICA、DTCWT+cICA 恢复的红外光 PPG;a2-d2 为相应频谱

Fig.3 a1-d1 are Infrared light PPG for Walking after DTCWT, cICA, DTCWT+cICA; a2-d2 are Corresponding Spectra.

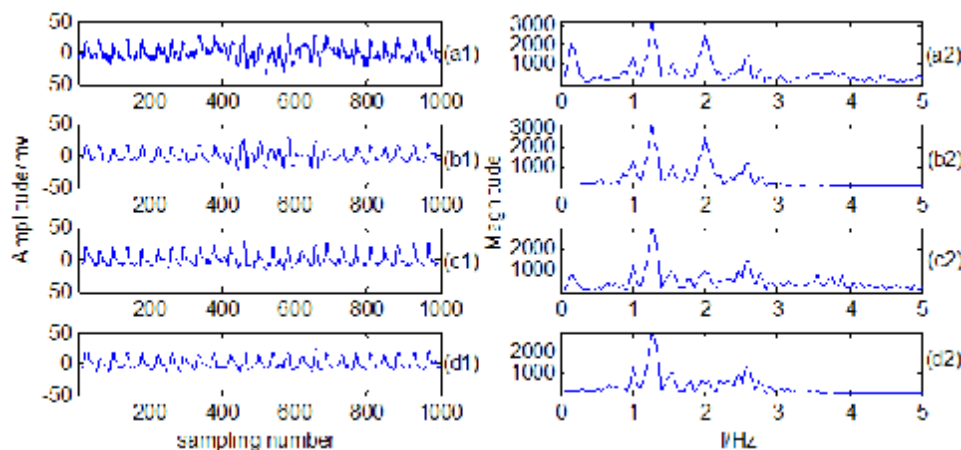


图 4 a1-d1 分别为慢跑状态下 DTCWT、cICA、DTCWT+cICA 恢复的红外光 PPG; a2-d2 为相应频谱

Fig.4 a1-d1 are Red Light PPG for Jogging after DTCWT,cICA,DTCWT+cICA; a2-d2 are Corresponding Spectra

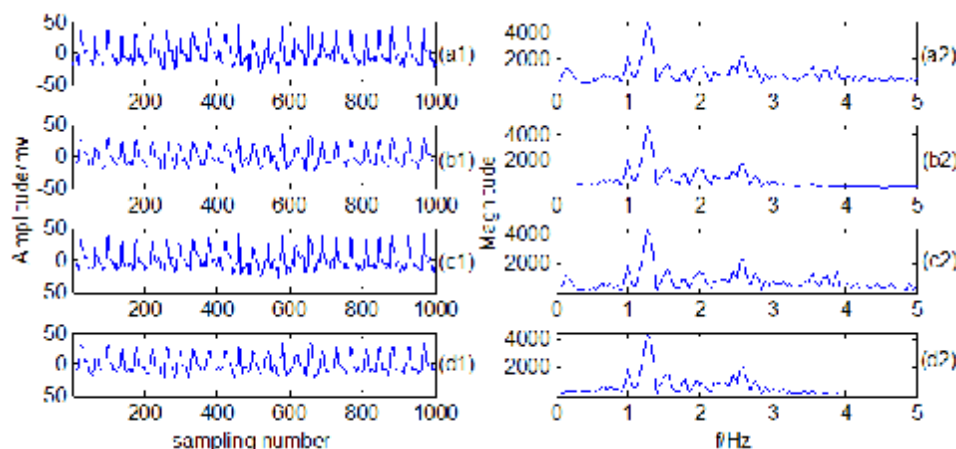


图 5 a1-d1 分别为慢跑状态下 DTCWT、cICA、DTCWT+cICA 恢复的红外光 PPG; a2-d2 为相应频谱

Fig.5 a1-d1 are Infrared Light PPG for Jogging after DTCWT,cICA,DTCWT+cICA; a2-d2 are Corresponding Spectra

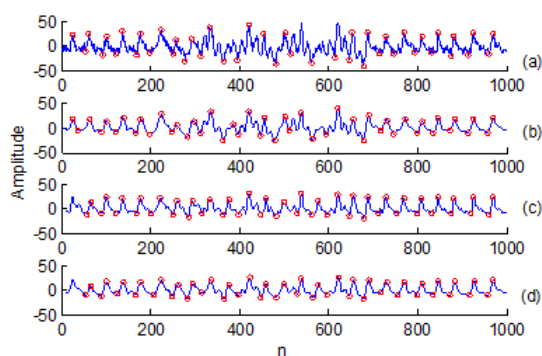


图 6 a-d 为运动状态下经 DTCWT、cICA、DTCWT+cICA 恢复的 PPG 波峰和波谷

Fig.6 a-d are Peaks and Troughs of PPG for Sporting, after DTCWT, cICA and DTCWT+cICA

的峰峰值最接近,保证了血氧饱和度计算的可靠性。

在应用方面,利用 3 种算法计算得到的心率和血氧饱和度数值如表 2 所示,DTCWT+cICA 恢复的 PPG 波形得到的心率值与无运动干扰时的数值基本一致,而血氧饱和度值也与无运动干扰时的数值最接近。这将为通过 PPG 准确获得血氧和心率数据提供依据。

表 1 不同方法恢复的 PPG 信号峰峰值

Tab.1 Peak-to-peak Values of PPG Signals Recovered from Different Methods

PPG	Walking	Jogging
Without motion artifact	25.1674±3.1497	24.1100±3.8397
With motion artifact	40.9313±9.1172	50.3504±15.1679
After DTCWT	30.2543±8.8990	32.2853±10.6154
After cICA	31.6109±4.3162	25.4865±6.0325
After DTCWT+cICA	26.9775±4.1464	23.1372±3.5219

3 结论

运动会严重影响 PPG 波形的质量,导致各种生理参数测量不准确,限制了 PPG 信号更广泛的应用。本研究提出的基于 DTCWT 和 cICA 的 PPG 运动干扰消除算法有效地解决 PPG 中运动干扰与脉搏信号频率混叠问题,消除 PPG 中运动干扰,提高心率和血氧饱和度计算的准确性。这为利用 PPG 信号在运动状态下准确计算心率、血氧饱和度等生理参数提供了可靠依据,解决了人们必须在稳定状态下才能进行生理参数测量的问题,使穿戴式设备成功地应用到人们的

表 2 不同方法恢复的 PPG 信号计算的 HR 值和 SpO_2 值
Tab.2 HR and SpO_2 Values Calculated by PPG Signals Recovered
from Different Methods

PPG	Walking		Jogging	
	HR(bpm)	$\text{SpO}_2(\%)$	HR(bpm)	$\text{SpO}_2(\%)$
Without motion	75	97.5313	78	98.7809
With motion artifact	81	94.6780	84	92.0337
After DTCWT	87	97.2056	78	96.6685
After cICA	72	97.4069	78	96.6189
After DTCWT+cICA	75	97.5114	78	98.2446

日常活动中,实现连续、准确、有效的生理状况监测。

本研究主要是考虑了走路和跑步两种运动状态下的 PPG 波形。实验过程中发现,这两种运动对 PPG 的干扰还是有一定的规律。进一步的研究工作是进行更复杂的运动干扰实验设计,如随意运动,以验证所提出算法在各种情况下的适用性。

【参考文献】

- [1] 胡 静,王 成,李章俊,等. 基于光电脉搏波描记方法的多生理参数测量研究[J]. 光电子·激光, 2012, 23(8): 1631-1634.
Hu J, Wang C, Li ZJ, et al. Measurement of multi-physiology parameters based on photoplethysmography[J]. Journal of Optoelectronics Laser, 2012, 23(8):1631-1634.
- [2] 李章俊,王 成,朱 浩,等. 基于光电容积脉搏波描记法的无创连续血压测量[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(4): 607-614.
Li ZJ, Wang C, Zhu H, et al. The research progress of non-invasive and continuous blood pressure measurement based on photoplethysmography[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2012, 31(4): 607-614.
- [3] Naraharisetti KV, Bawa M. Comparison of different signal processing methods for reducing artifacts from photoplethysmograph signal [C]. Proc of 2011 IEEE IET, 2011: 15 -17.
- [4] Yousefi R, Nourani M, Ostadabbas SA. A motion-tolerant adaptive algorithm for wearable photoplethysmo-graphic biosensors [J]. IEEE J Biomed Health Inform, 2014, 18(2): 670-681.
- [5] Ram MR, Madhav KV, Krishna EH. Dual-tree complex wavelet transform for motion artifact reduction of PPG signals[C]. Proc 7th IEEE Int Symp, MeMeA, 2012.
- [6] Kim BS, Yoo SK. Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2006, 53(3): 566-568.
- [7] 王志阳,陈 进,肖文斌. 基于约束独立成分分析的滚动轴承故障诊断[J]. 振动与冲击, 2012, 31(9): 118-121.
Wang ZY, Chen J, Xiao WB. Fault diagnosis of rolling element bearing based on constrained independent component analysis [J]. Journal of Vibration and Shock, 2012, 31(9): 118-121.
- [8] Peng FL, Zhang ZB, Gou XM. Motion artifact removal from photoplethysmo-graphic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter[J]. Biomed Eng Online, 2014:
- [9] Selesnick IW, Baranuik RG, Kingsbury NG. The dual-tree complex wavelet transforms [J]. IEEE Signal Proc, Mag, 2005, 22 (6): 123-151.
- [10] Lu W, Rajapakse JC. ICA with reference [J]. Neurocomputing, 2006, 69(16-18): 2244-2257.