

基于小波变换估计的超声多普勒血流频谱中频带展宽及修正

张榆锋^{1*} 徐磊¹ 施心陵¹ 郭振宇²

¹(云南大学电子工程系, 云南 650091)

²(乔治华盛顿大学电子与计算机工程系, 美国华盛顿特区 20052)

摘要: 利用脉冲多普勒技术检测血流时, 信号的频谱带宽是诊断疾病的重要依据之一。与传统的短时傅立叶变换比较, 小波变换使用了不同宽度的函数窗, 具有多分辨能力, 对多普勒血流信号频谱的估计可以获得更精确的时频分辨率。但是, 基于小波变换的频谱带宽中仍然包含有分析窗口和信号自身非平稳性引入的误差。本研究针对小波变换中窗口宽度变化的多分辨特点, 给出了窗口效应和信号非平稳性频谱均方根带宽的表达式, 提出了两种修正频谱带宽中窗口和非平稳展宽误差的方法。通过对模拟多普勒信号的修正实验, 两种方法都取得了很好的修正效果。

关键词: 超声多普勒; 时频分布; 频谱展宽修正; 小波变换

Estimation of the Correct Wavelet Transform-Based Doppler Blood Flow Spectral Broadening

ZHANG Yu-Feng^{1*} XU Lei¹ SHI Xin-Ling¹ GUO Zhen-Yu²

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

²(Department of Electrical and Computer Engineering, The George Washington University, Washington DC, 20052, USA)

Abstract: Wavelet transform (WT) has proved to be some improvements in time-frequency resolution for analyzing Doppler blood flow signals over the short time Fourier transform (STFT). However, the estimated spectral width of Doppler blood flow signals using the WT might include significant window and nonstationarity broadening errors. These errors are undesirable since it would tend to mask the effect of flow disturbance on the spectra width. In this paper, two methods for correction of window and nonstationary root-mean-squared (RMS) spectral width are proposed for the Doppler blood flow spectrum estimated using the WT. From the simulation study, it is found that both two methods have good correction performances.

Key words: Doppler ultrasound; time-frequency distribution; spectral broadening; correction wavelet transform

中图分类号 R318.08 文献标识码 A 文章编号 0258-8021(2007)01-0078-05

引言

超声多普勒技术在医用超声领域中被广泛地应用于诊断动脉血管狭窄疾病。血液中运动的红细胞等微小颗粒对超声波的反射形成了超声多普勒血流信号, 诊断信息就是从这个信号中提取出来的。超声多普勒血流信号的处理方法是准确获取临床诊断信息的一个重要方面^[1,2]。

血管中血液紊流所导致的频谱展宽 (spectral

broadening) 通常用于检测动脉血管的粥样硬化等疾病。对多普勒频谱宽度的估计影响到紊流检测的精度。因此, 多普勒信号的处理方法需要能够准确地估计超声多普勒血流的时频分布和频谱展宽, 从而获得准确的疾病诊断信息。

对超声多普勒血流信号传统的处理方法是短时傅立叶变换^[1,2]。该方法用一系列窗口将信号划分为连续的片段, 然后对每一段信号作傅立叶变换。加窗的傅立叶变换导致频谱展宽和能量泄漏。加大

收稿日期: 2005-03-17, 修回日期: 2006-09-18。

基金项目: 国家自然科学基金项目(60661002), 云南省自然科学基金重点项目(2006F0015M)。

* 通讯作者。 E-mail: yfengzhang@yahoo.com

窗口宽度可以克服这一缺点,但是这又会破坏信号在分析窗口内平稳性的假设。显然,在频谱带宽中存在由信号分析窗口引入的频谱展宽误差和信号非平稳性引入的频谱展宽误差。Wang Y. 等^[9,11]就使用不同窗口的短时傅立叶变换估计超声多普勒血流时频分布时,对这两种误差作了定量分析和校正。

与短时傅立叶变换不同,小波变换引入了尺度的概念。在分析信号的高频细节时使用压缩的小波,而在分析低频的变化时使用扩大的小波。该方法具有较高的时频分辨率,特别适合分析宽带非平稳信号^[3]。近年来,小波变换从各个方面被用于估计超声多普勒血流的时频分布及相关参数^[4-7]。基于小波变换的频谱带宽作为仿真和临床上血管疾病诊断研究的主要参数之一。本研究认为,小波变换在时频分析中尽管使用了变化的窗口,提高了时频分辨率,但是其时频分布的带宽中仍然存在由信号分析窗口引入的频谱展宽误差和信号非平稳性引入的频谱展宽误差。对于小波变换,这些误差随窗口宽度的变化而呈现动态的特性,它们对真正由物理对象本身(如紊流)所引起的频谱展宽来说是有害的。因此,定量研究这些误差及其修正方法,对于准确估计临床上所需的频谱带宽参数是十分必要的。

本研究针对基于小波变换估计的超声多普勒时频分布,推导出频谱带宽中窗口引入的均方根带宽误差和非平稳性引入的均方根带宽误差。然后使用了两种方法(公式法和数值计算法)消除这两项误差。通过对模拟多普勒信号的实验,两种方法都取得了很好的修正效果。

1 方法和原理

1.1 超声多普勒血流频谱带宽

对超声多普勒血流频谱带宽有多种不同的表示方法:如 -3dB 频率带宽、均方根带宽(root mean square width)和频谱展宽指数(spectral broadening index)等。在本研究中,使用均方根带宽 $\sigma(t)$, 定义为:

$$\sigma(t) = \left[\frac{\int [f_m(t) - f]^2 S(f, t) df}{\int S(f, t) df} \right]^{1/2} \quad (1)$$

其中, $f_m(t)$ 是超声多普勒血流时频分布 $S(f, t)$ 的平均频率波形^[9-12]。

连续小波变换的时频表示为^[3]:

$$CWT(f) = \int_{-\tau/2}^{\tau/2} x(t) \sqrt{f/f_0} \varphi\left(\frac{t}{f_0/f}\right) dt \quad (2)$$

其中 T 是小波的时间窗间隔, f_0 是采样频率, $\varphi(t)$ 是小波基函数。由于 modified Morlet ($\sigma = 5$) 的小波具有最好的时频分辨率折衷^[5,13,14], 以其为例进行研究。其定义为:

$$\varphi_{\sigma_i, f_0}(t) = e^{-t^2/2\sigma_i^2} e^{-j2\pi f_0 t} \quad (3)$$

其中 σ_i 是高斯窗宽。以此为基函数的小波变换为:

$$CWT(f) = \int_{-\tau/2}^{\tau/2} x(t) \sqrt{f/f_0} e^{-t^2/2\sigma_i^2} e^{-j2\pi f_0 t} dt \quad (4)$$

将 f_0/f ($f_0 \geq f$) 视为小波变换尺度 s , 则有:

$$CWT_s(f) = \int_{-\tau/2}^{\tau/2} x(t) \frac{1}{\sqrt{s}} e^{-t^2/2\sigma_i^2 s^2} e^{-j2\pi f_0 t} dt \quad (5)$$

这时,小波变换可看作具有以下变化窗口 $w_s(t)$ 的短时傅立叶变换的特例:

$$w_s(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} e^{-t^2/2\sigma_i^2 s^2} \quad (6)$$

超声多普勒血流信号 $x(t)$ 用窗口 $w(t)$ 分段后表示为^[8]:

$$x_{ws}(t) = w^1(t)x(t) \quad (7)$$

其中

$$w^1(t) = e^{\theta(t)} w(t) \quad (8)$$

而 $e^{\theta(t)}$ 是与多普勒血流频谱对应的平均频率波形 $f_m(t)$ 。当考虑到窗口宽度和平均频率变化都很小时,

$$\theta(t) = \pi\beta t^2 \quad (9)$$

其中 β 是 $f_m(t)$ 中频率变化的斜率。此时 $x_{ws}(t)$ 功率谱的期望值为:

$$E[S_{ws}(f, t)] = |W^1(f, t)|^2 * S_x(f, t) \quad (10)$$

其中 $|W^1(f, t)|^2$ 是 $w^1(t)$ 的功率谱, 包含了由窗口效应和平均频率变化所引入的频谱展宽。 $S_x(f, t)$ 是多普勒信号 $x(t)$ 的功率谱。

对于小波变换, (8) 式中的窗口 $w(t)$ 用 (6) 式中宽度变化的窗函数 $w_s(t)$ 代替, 于是, $w^1(t)$ 的功率谱可表示为:

$$|W_s^1(f, t)|^2 = \frac{\sigma_i}{\sqrt{2}\sigma_{rms}} e^{-\frac{f^2}{2\sigma_{rms}^2}} \quad (11)$$

其中, $|W_s^1(f, t)|^2$ 的均方根带宽为:

$$\sigma_{rms}(s, t) = \sqrt{\frac{1}{8\pi^2\sigma_i^2 s^2} + \frac{\sigma_i^2 s^2 \beta^2}{2}} \quad (12)$$

$\sigma_{rms}(s, t)$ 由窗口效应带宽和信号非平稳性带宽两部分组成。因为 $s = f_0/f$ ($f_0 \geq f$) 是随频率变化的, 可以看到, 对于不同的分析频率, 窗口效应带宽和信号

非平稳性带宽是频变的。在分析低频成分时所使用的窗口宽度可能是分析高频成分时使用的窗口宽度的数倍。因此,分析低频成分时窗口效应带宽占主要成分;与之相反,分析高频成分时信号非平稳性带宽占主要成分。

1.2 频谱展宽的修正

方法一:由于 $\sigma_{ms}(s, t)$ 随 $s = f_0/f (f_0 \geq f)$ 变化,用下式计算 $|W_s^1(f, t)|^2$ 的平均均方根带宽为:

$$\sigma_{f_w}^2(t) = \frac{\int \sigma_{ms}(s, t) S(s, t) ds}{\int S(s, t) ds} \quad (13)$$

其中 $S(s, t)$ 是信号基于小波变换的时频分布。

方法二:用数值计算的方法计算 $|W_s^1(f, t)|^2$ 的均方根带宽 $\sigma_{f_w}^2(t)$, 其步骤为:

首先计算基于小波变换的时频分布 $S(f, t)$ 的平均频率波形:

$$f_m(t) = \frac{\int f S(f, t) df}{\int S(f, t) df} \quad (14)$$

然后计算信号频率的频移 $e^{\theta(t)}$:

$$\theta(t) = 2\pi \int_0^t f_m(t) dt + C \quad (15)$$

再由式(8)计算出窗口 $w(t)$ 为 $w_s(t)$ 时的 $w^1(t)$, 最后用式(1)估计出 $w^1(t)$ 的频谱均方根带宽 $\sigma_{f_w}^2(t)$ 。

对于以上两种情况,由式(10),频谱 $S_x(f, t)$ 的均方根带宽为:

$$\sigma_{f_x}^2(t) = \sigma_{f_{w_s}}^2(t) - \sigma_{f_w}^2(t) \quad (16)$$

其中 $\sigma_{f_{w_s}}^2(t)$ 、 $\sigma_{f_w}^2(t)$ 和 $\sigma_{f_x}^2(t)$ 分别为 $x_{w_s}(t)$ 、 $w^1(t)$ 和 $x(t)$ 的均方根带宽。 $\sigma_{f_x}^2(t)$ 也就是本研究所关心的多普勒血流信号的真实均方根带宽。

2 模拟实验

为了检验上述算法的正确性,进行了仿真颈动脉多普勒信号的修正实验。仿真信号使用了类似于典型临床信号的中心频率和带宽变化参数^[12]: 平均频率 $f_m(t)$ (类似于一般颈动脉血流速度的波形) 如图 1 所示。带宽考虑两种情形:一种是频谱均方根带宽为 100Hz 定值的情况,另一种类似于在血管病变引起紊流时,频谱均方根带宽在心脏收缩期间出现展宽的情况,这时的频谱均方根带宽可用下式来模拟

$$\sigma_f(t) = a + b \exp\left[-\frac{(t-c)^2}{2d^2}\right] \quad (17)$$

其中, $a = 100\text{Hz}$ 、 $b = 200\text{Hz}$ 、 $c = 132.5\text{ms}$ 及 $d = 22.5\text{ms}$, 如图 2 所示。对于所有情况,采样频率 f_s 为 12.8kHz,心动周期 T 为 640ms。小波变换估计信号频谱的数据长度分别为 5ms 和 10ms。平均频率和均方根带宽都是用 20 个心动周期作集合平均估计。对于所有情况都使用了上述的两种方法进行修正。修正后的结果和理论值进行比较。

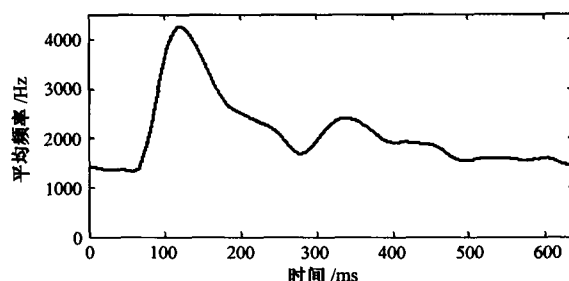


图 1 模拟的平均频率的波形

Fig.1 The simulated mean frequency waveform

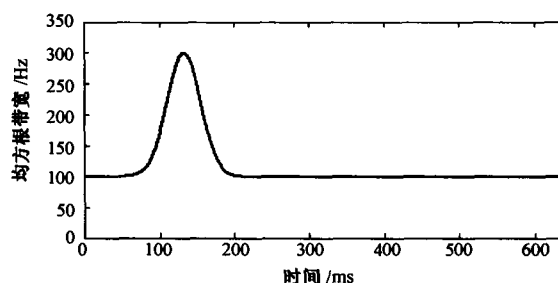


图 2 模拟时变带宽的波形

Fig.2 A time varying spectral width waveform

3 实验结果

实验结果如图 3 所示。其中图 3(a, d, g, j) 显示的是用 modified Morlet 小波变换估计的一个心动周期的多普勒频谱均方根带宽 $\sigma_{f_{w_s}}^2(t)$ 波形。该波形是由 20 个心动周期集合平均的结果。显然, $\sigma_{f_{w_s}}^2(t)$ 中包含有窗口效应和信号非平稳性引入得频谱展宽。图 3(b, e, h, k) 和图 3(c, f, i, l) 分别表示的是基于公式(12)和数值计算修正后的多普勒信号自身频谱的均方根带宽 $\sigma_{f_x}^2(t)$ 。图 3(a~c, g~i) 表示的是 100Hz 恒定均方根带宽模拟信号的实验结果, 而图 3(d~f, j~l) 给出的是图 2 对应的变化的均方根带宽模拟信号的实验结果。图 3(a~f) 和图 3(g~l) 分别表示的是用 5ms 和 10ms 信号窗口长度估计多普勒时频分布的实验结果。从图 3(a, d, g, j) 可以看出, 基于小波变换的频谱展宽过估计十分明显, 有时甚至完全掩盖了因素流效应引起得频谱展

宽。与图 1 相比,可以看到在平均频率快速变化的时候,频谱的展宽和过估计更为明显,这是因为在平均频率快速变化的时候,信号的平稳性越难以保持。使用 5ms 分析窗口估计频谱引入的频谱展宽过估计比使用 10ms 分析窗口的大。但是,所有情况下,窗口效应和信号非平稳性引入得频谱展宽都得以修正。修正后的均方根带宽与信号模拟时使用的理论均方根带宽有较好的吻合。

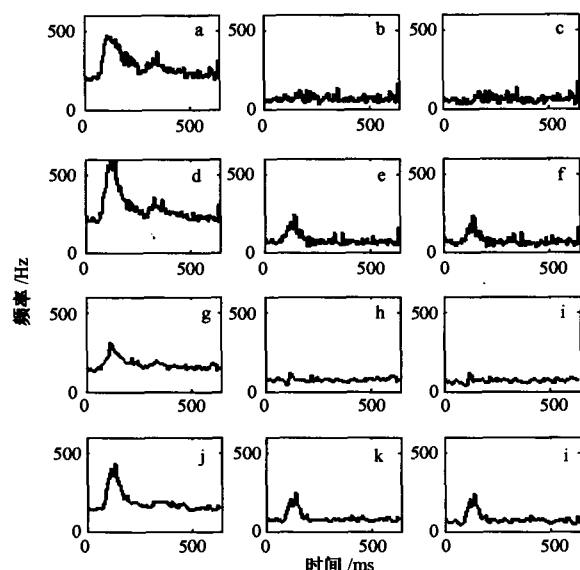


图 3 (a, d, g, j)为 $\sigma_{f_{xx}}^2(t)$, (b, e, h, k)为(12)计算的 $\sigma_{f_x}^2(t)$, (c, f, i, l)为数值方法计算的 $\sigma_{f_x}^2(t)$;其中(a-c, g-i)对应 100Hz 的恒定频谱均方根带宽, (d-f, j-l)对应图 2 所示的时变频谱均方根带宽; (a-f)对应 5ms 的分析窗口, (g-l)对应 10ms 的分析窗口

Fig.3 The $\sigma_{f_{xx}}^2(t)$ (a, d, g, j), $\sigma_{f_x}^2(t)$ using (12) (b, e, h, k) and the numerical method (c, f, i, l) for constant RMS spectral width of 100Hz (a-c, g-i) and varying RMS spectral width (d-f, j-l). (a-f): 5 ms window; (g-l): 10 ms window

图 4 中从左到右的每一组给出了归一化的 20 个心动周期频谱均方根带宽 $\sigma_{f_{xx}}^2(t)$ 的均方根误差以及分别用式(12)和数值计算修正后结果。从中可以看出,两种方法都可以有效改善频谱带宽的估计精度。其中使用式(12)的方法可以取得更好地修正效果。从计算量上来看,因为无须计算 $w^1(t)$ 的功率谱,使用式(12)的方法计算量较小。此外对于 100Hz 恒定均方根带宽信号而言,其频谱修正前后带宽的均方根误差都要小于变化的均方根带宽模拟信号的情况。而使用 5ms 信号分析窗口时,其频谱

修正前后的带宽的均方根误差都要大于使用 10ms 信号分析窗口的情况。

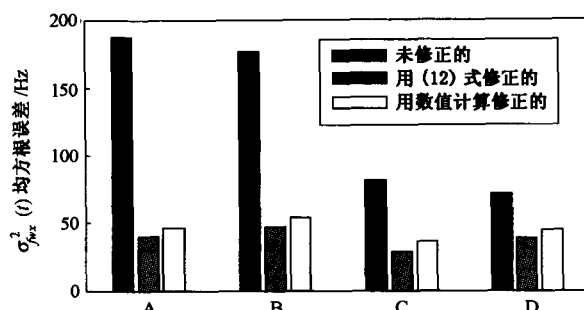


图 4 A 和 C 对应信号的频谱均方根带宽为 100Hz 的恒定值, B 和 D 对应信号的频谱均方根带宽为图 2 所示的时变带宽; A 和 B 对应 5ms 的分析窗口, C 和 D 对应 10ms 的分析窗口

Fig.4 The RMS errors of $\sigma_{f_{xx}}^2(t)$, $\sigma_{f_x}^2(t)$ using (12) and numerical method, respectively, from left to right in each group. A, C: signals with a constant RMS width; B, D: signals with a varying RMS width; A, B: 5 ms window; C, D: 10 ms window

4 结论

尽管小波变换具有较高的时频分辨率,在处理超声多普勒血流信号时能够获得较准确地时频分布和平均频率。但是,在这个时频分布的频谱带宽中仍包含有显著的窗口效应和信号非平稳性引入的频谱展宽误差。当多普勒信号的频偏随时间呈线性变化时,可以得到窗口效应和信号非平稳性频谱均方根带宽的表达式。本研究给出了两种频谱带宽误差的修正方法。实验结果表明,两种方法都能取得有效的修正效果。其中使用式(12)的方法计算量要小一些。

参考文献

- [1] Cannon SR, Richards KL, Rollwitz WT. Digital Fourier techniques in the diagnosis and quantification of aortic stenosis with pulse-Doppler echocardiography [J]. J Clin Ultrasound, 1982, 10: 101 - 107.
- [2] Kalman PG, Johnston KW, Zuech P, et al. In vitro comparison of alternative methods for quantifying the severity of Doppler spectral broadening for the diagnosis of carotid arterial occlusive disease [J]. Ultrasound Med Biol, 1985, 11(3): 435 - 440.
- [3] Daubechies I. The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis [J]. IEEE Trans Inform Theory, 1990, 36: 961 - 1005.
- [4] Zhang Y, Cardoso JC, Wang Y, et al. Time-scale removal of "wall thump" in Doppler ultrasound signals: A simulation study [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr, 2004, 51: 1187 - 1192.

- [5] Zhang Y, Guo Z, Wang W., *et al.* A comparison of the wavelet and short-time Fourier transforms for Doppler spectral analysis [J]. *Medical Engineering and Physics*, 2003, 25(7):547 - 557.
- [6] übeyli ED, Güler İ. Spectral broadening of ophthalmic arterial Doppler signals using STFT and wavelet transform [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2004, 34(4):345 - 354.
- [7] Güler İ, Hardalac F, Müldür S. Determination of aorta failure with the application of FFT, AR and wavelet methods to Doppler technique [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2001, 31(4):229 - 238.
- [8] Fish PJ. Nonstationarity broadening in pulsed Doppler spectrum measurements [J]. *Ultrasound Med Biol*, 1991, 17(2):147 - 155.
- [9] Wang Y, Fish PJ. Correction for nonstationarity and window broadening in Doppler spectrum estimation [J]. *IEEE Signal Processing Letters*, 1997, 4(1):18 - 20.
- [10] Bastos CAC, Fish PJ, Vaz F. Spectrum of Doppler ultrasound signals from nonstationary blood flow [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Control*, 1999, 46(5):1201 - 1217.
- [11] Cardoso JCS, Ruano MG, Fish PJ. Nonstationarity broadening reduction in pulsed Doppler spectrum measurements using Time-Frequency Estimators [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1996, 43(12):1176 - 1186.
- [12] Wang Y, Fish PJ. Arterial Doppler signal simulation by time domain processing [J]. *European Journal of Ultrasound*, 1996, 3: 71 - 81.
- [13] Meste O, Rix H, Caminal P, *et al.* Ventricular late potentials characterization in time-frequency domain by means of a wavelet transform [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1994, 41:625 - 633.
- [14] Tognola G, Grandori F, Ravazzani P. Wavelet analysis of click evoked otoacoustic emissions [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1998, 45(6):686 - 697.

(上接第 77 页)

- [5] Muthuswamy J, Thankor NV. Spectral analysis methods for neurological signals [J]. *J Neurosci Meth*, 1998, 83(1):1 - 14.
- [6] Chen F, Xu JH, Gu FJ, *et al.* Dynamic process of information transmission complexity in human brains [J]. *Biol. Cybern.* 83: 355 - 366, 2000.
- [7] Pincus SM, Goldberger AL. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? [J]. *American Journal of Physiology*, 1994, 266(4 pt 2):H1643.
- [8] Inouye T, Shinosaki K, Sakamoto H, *et al.* Abnormality of background EEG determined by the entropy of power spectra in epileptic patients [J]. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1992, 82(3):203 - 207.
- [9] Inouye T, Shinosaki K, Sakamoto H, *et al.* Quantification of EEG irregularity by use of the entropy of power spectrum [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1991, 79(3):2004 - 210.
- [10] Quiroga RQ, Rosso OA, Basar E, *et al.* Wavelet entropy in event-related potentials: a new method shows ordering of EEG oscillations [J]. *Biological cybernetics*, 2001, 84(4):291 - 299.
- [11] Unser M, Aldroubi A. A review of wavelet in biomedical applications [J]. *Proc IEEE*, 1996, 84:626 - 638.
- [12] Rosso OA, Blanco S, Yordanova J, *et al.* Wavelet entropy: a new tool for analysis of short duration brain electrical signals [J]. *Neurosci Methods*. 2001 30;105(1):65 - 75.
- [13] Rosso OA, Martinb MT, Plastinob A. Evidence of self-organization in brain electrical activity using wavelet-based informational tools [J]. *Physica A* 2005 347:444 - 464.
- [14] Roberts SJ, Penny W, Rezek I. Temporal and spatial complexity measures for EEG-based brain-computer interfacing [J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1998, 37(1):93 - 99. Data available from <http://www.robots.ox.ac.uk/~parg/projects/bci/bcidata/>.
- [15] Blankertz B, Müller KR. The BCI Competition 2003: Progress and Perspectives in Detection and Discrimination of EEG single Trial [J]. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, 2004, 51(6):1044-1051. Data available from <http://ida.first.fraunhofer.de/projects/bci/competition/>.