

基于 Hilbert-Huang 变换的 SSVEP 相位提取^{*}赵 隆¹ 覃玉荣¹ 陈晓蒙¹ 陈 妮^{1,2}

(1. 广西大学计算机与电子信息学院 南宁 530004; 2. 广西医科大学基础医学院 南宁 530021)

摘要: 稳态视觉诱发电位 (steady-state visual evoked potential, SSVEP) 被广泛应用于脑-机接口和大脑的认知研究, 相位信息是其重要的特征指标之一。针对快速傅里叶变换在 SSVEP 相位提取中受不确定性原理约束的特点, 提出了一种基于 Hilbert-Huang 变换的 SSVEP 相位提取方法。该方法通过经验模态分解将脑电信号分解为一系列固有模态函数 (intrinsic mode functions, IMF), 并通过分析各模态函数瞬时频率的均值判断该 IMF 分量是否属于噪声。若为噪声则将其从原始信号中滤除, 再对滤波后的各 IMF 分量进行 Hilbert 变换, 并与基准信号做运算即可求得 SSVEP 相位。实验结果表明, 与快速傅里叶法相比该方法可在去除噪声分量的同时提取 SSVEP 的相位信息, 且具有较高的准确率、精度和自适应性。

关键词: 稳态视觉诱发电位; 相位; Hilbert-Huang 变换

中图分类号: TN911.7 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

SSVEP phase extraction based on Hilbert-Huang transform

Zhao Long¹ Qin Yurong¹ Chen Xiaomeng¹ Chen Ni^{1,2}

(1. College of Computer and Electronics Information, Guangxi University, Nanning 530004, China;

2. College of Preclinical Medicine, Guangxi Medical University, Nanning 530021, China)

Abstract: Steady-state visual evoked potential (SSVEP) has been widely applied in brain computer interface (BCI) systems and brain's cognitive research, phase feature is one of the important characteristics of SSVEP. Aiming at the uncertainty principle constraint of the fast Fourier transform (FFT) in SSVEP phase extraction, a phase extraction method based on Hilbert-Huang transform is proposed. In this method, the electroencephalogram signal is decomposed into a series of intrinsic mode functions (IMF) by empirical mode decomposition, and the mean value of the instantaneous frequency of each modal function is analyzed to determine whether the IMF component belongs to noise. Filtering the noise IMF components to get the electroencephalogram IMF components, on which is performed Hilbert transform to obtain the phase of SSVEP by operating with reference signal. Compared with FFT phase extraction, the experimental results show that the proposed method can extract the phase information of SSVEP while removing the noise components. It also has better accuracy, precision and adaptability.

Keywords: SSVEP; phase; Hilbert-Huang transform

0 引 言

稳态视觉诱发电位 (steady-state visual evoked potential, SSVEP) 不仅具有锁时性还具有锁相性, 即 SSVEP 与刺激信号的相位同步, 当刺激信号的相位发生变化时, SSVEP 的相位也会发生同样的变化^[1]。在脑-机接口 (brain-computer interface, BCI) 中, 对同一频率的多个视觉刺激设定不同的相位并进行编码, 不仅可以通过相位来识别用户的目的, 而且可以增加系统对目标的识别个数、

提高信息的传输速率^[2]。此外, 大脑的某些高级活动也需要不同皮层区域和某些具有特定功能的神经系统进行不同层次的整合和协同来完成^[3]。因此, 准确提取脑电信号的相位信息是研究这些问题的关键步骤。

SSVEP 作为一种非平稳、非线性的生物电信号, 在以往的研究中常通过快速傅里叶变换 (fast Fourier transform, FFT) 实现相位的提取。如文献[4]利用 FFT 提取 SSVEP 的相位值以分析脑电相位的相干特性, 文献[5]研究表明基于 FFT 的相位检测法可用于脑-机接口的多目标

收稿日期: 2017-02

* 基金项目: 国家自然科学基金 (61161009)、广西自然科学基金 (2016GXNSFAA380068)、广西高校中青年教师基础能力提升项目 (KY2016LX043) 资助

识别,文献[6]通过 FFT 计算 SSVEP 的相位锁定指数,从而实现 BCI 的多通道控制。上述研究方法虽然能提取 SSVEP 的相位信息,但限于 FFT 本身受不确定性原理的制约难以实现相位的精确提取,故准确率较低。因此本文提出了一种新的 SSVEP 相位提取方法——基于 Hilbert-Huang 变换(Hilbert-Huang transform, HHT)的 SSVEP 相位提取法。该方法对非线性非平稳信号有较好的分析处理效果[7],且无不确定性原理的约束,因此可同时在时域和频域上达到较高的精度并获得较好的相位提取结果。

1 基于 HHT 的相位提取

1.1 HHT

HHT 通过经验模态分解(empirical mode decomposition, EMD)将原始信号分解为一系列本征模态函数(intrinsic mode function, IMF),再对 IMF 进行 Hilbert 变换得到信号的 Hilbert 谱,从而进行分析。EMD 本质上是一个信号分解的过程,它可以将复杂的非平稳信号分解为一系列 IMF 函数,即任何复杂的非平稳信号都可以通过一组不同的 IMF 构成[8]。每个 IMF 都应该满足以下约束条件:1)在整个数据范围内,极值点和过零点的数量相同或至多相差一个;2)在任意时刻,由极大值点定义的上包络线和由极小值点定义的下包络线的均值为 0。设原始信号为 $x(t)$,经 EMD 分解后可表示为:

$$x(t) = \sum_{i=1}^n c_i(t) + r_{n+1} \quad (1)$$

式中: $c_i(t)$ 为分离出的第 i 个 IMF 分量, r_{n+1} 为不包含任何 IMF 的剩余分量。由于各分量是按从小到大的尺度分解出来的[9],因此 $c_i(t)$ 是按照频率由高到低的次序来排列的。

图 1 所示为一段 SSVEP 信号 $x(t)$ 经过 EMD 分解后得到的各 IMF 分量($c_1 \sim c_7$)和剩余分量(r_8),可以直观的看出各 IMF 分量均满足约束条件,且按由高到低的频率依次排列。由于 EMD 的分解过程完全依赖于信号本身,因此对于不同的脑电信号,分解后得到的 IMF 个数和波形也不尽相同。文献[10]还证明了 EMD 具有完备性,即原始信号可由分解得到的各 IMF 分量和剩余分量重构而不造成信号的失真。

经 EMD 分解后,对各 IMF 分量 $c_i(t)$ 做 Hilbert 变换,可得原始信号的 Hilbert 谱,记作:

$$H(f, t) = \sum_{i=1}^n c_i(t) = \text{Re} \sum_{i=1}^n a_i(t) e^{j[2\pi f_i(t) + \phi_i(t)]} \quad (2)$$

式中: $a_i(t)$ 、 $f_i(t)$ 分别表示瞬时幅值和瞬时频率, Re 表示取实部,这里省略了剩余分量 r_n , Hilbert 谱描述了信号幅值随频率和时间的变化关系。

1.2 相位提取

SSVEP 虽具有锁相性,但从实际脑电信号中提取出的相位总是围绕着刺激信号的相位不断波动的,该波动产生

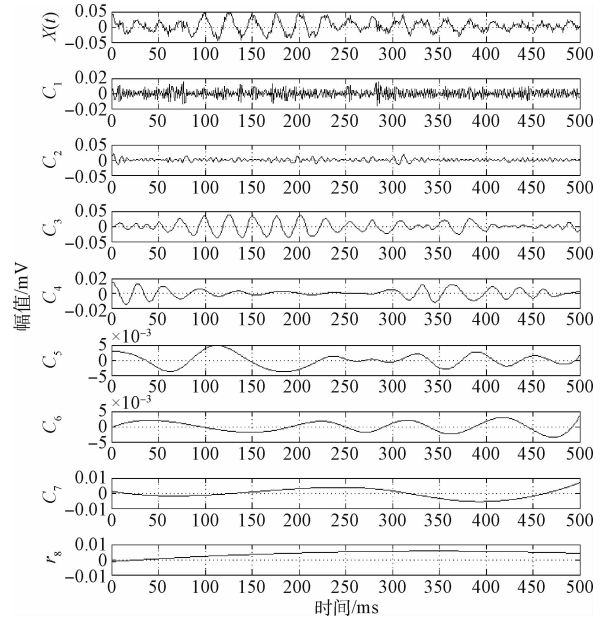


图 1 脑电信号及 EMD 分解后的各 IMF 分量

的原因是由于 SSVEP 中存在噪声等干扰。因此在相位提取前需要对脑电信号进行窄带滤波或空域滤波[11]。本文提出一种新的噪声去除方法,即通过分析各 IMF 瞬时频率的均值来去除噪声分量。

设 SSVEP 的频率为 f_0 ,经 EMD 分解后所得的第一个 IMF 瞬时频率的均值通常近似等于 f_0 ,而噪声的频率则远大于 SSVEP 的频率,故噪声 IMF 瞬时频率的均值也将远大于 f_0 。由于各 IMF 分量是按照频率从高到低的次序排列的,因此在最后一个噪声 IMF 与第一个脑电 IMF 之间,瞬时频率的均值会有一个急剧的下降。据此,可将噪声 IMF 的判别准则表示如下:

$$\left| f_{\text{mean}}^m - f_{\text{mean}}^{m+1} \right| \geq \left\{ \left| f_{\text{mean}}^{m+1} - f_{\text{mean}}^{m+2} \right|, \left| f_{\text{mean}}^{m+2} - f_{\text{mean}}^{m+3} \right|, \dots, \left| f_{\text{mean}}^{n-1} - f_{\text{mean}}^n \right| \right\} \quad (3)$$

式中: $1 \leq m \leq n-1$, f_{mean}^m 为第 m 个 IMF 分量 $c_m(t)$ 瞬时频率的均值。即从 EMD 分解后得到的第 1 个 IMF 分量 $c_1(t)$ 开始依次判断是否满足式(3),直到求出满足上式的 IMF 分量 $c_m(t)$,则 $c_m(t)$ 即为最后一个高频噪声的 IMF 分量,而其后的 $c_{m+1}(t)$, $c_{m+2}(t)$, \dots , $c_n(t)$ 则均为脑电信号的 IMF 分量。

为便于理解,选取图 1 中脑电信号 $x(t)$ 为例进行说明。图 2 给出了信号 $x(t)$ 的波形及其频谱,经 EMD 分解后得到的各 IMF 分量的瞬时频率如图 3 所示,可以看出各 IMF 分量的瞬时频率随 IMF 阶次的增加呈下降趋势。

表 1 列出了各 IMF 分量瞬时频率的均值及相邻均值之差,查表可得当 $i=2$ 时两相邻的 IMF 瞬时频率均值相差最大,根据式(3)可知 f_{mean}^2 和 f_{mean}^3 所对应的 IMF 分量 C_2 、 C_3 分别为最后一个噪声分量和第一个脑电信号分量,而 C_1 和 C_2 一样也为高频噪声。又由于 f_8 的频率趋近于

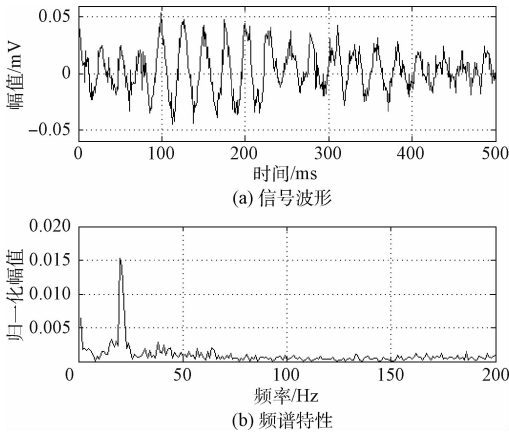


图 2 原始脑电信号

图 4(b)与图 2(b)对比可知, $x'(t)$ 频谱中大于 50 Hz 的高频部分幅值基本为 0,说明高频噪声已被滤除,又因为去除了主要的直流分量 r_8 ,因此零频率处的幅值也有显著下降。

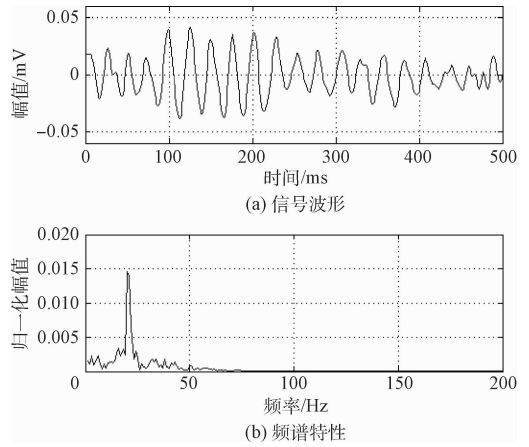


图 4 滤波后脑电信号

对滤波后的信号 $x'(t)$ 求 Hilbert 谱,再求解析信号就可得到相位随时间的变化关系,即瞬时相位。若要得 SSVEP 的相位 ϕ_{ssvep} (初相位),还需要设定一个与 $x'(t)$ 频率 f_0 相同且初相为零的正弦信号 $x_r(t) = \sin(2\pi f_0 t)$ 作为基准信号,并按如下流程求取 ϕ_{ssvep} 的值。

- 1) 对滤波后的信号 $x'(t)$ 各 IMF 分量按式(2)进行 Hilbert 变换求得它的相位 $\varphi(t)$;
- 2) 同理,可得基准信号 $x_r(t)$ 的相位 $\phi_r(t)$;
- 3) 求取两者的相位差,并取平均值即为相位 ϕ_{ssvep} 的值。

按上述方法对 $x'(t)$ 进行相位提取,可得图 5 所示结果,可以看出所得的 SSVEP 相位与刺激信号的相位相同且所需时间较短,表明该方法适合对 SSVEP 进行相位提取。

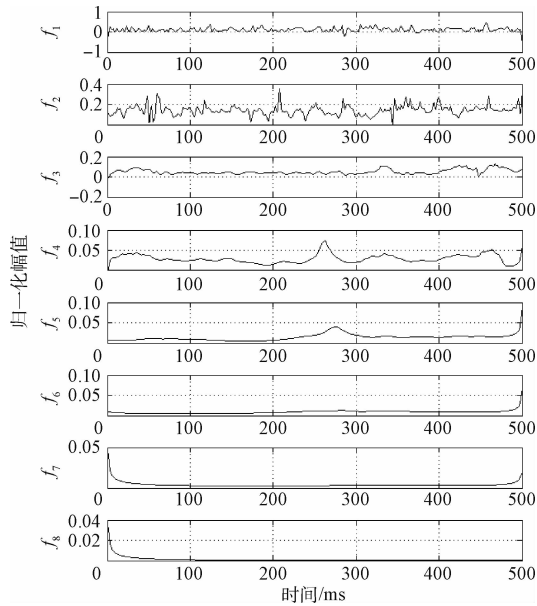


图 3 $x(t)$ 中各 IMF 分量的瞬时频率

零,因此可认为 r_8 的主要成分为脑电信号中的直流分量,可一同滤除。剩余的 $C_3 \sim C_7$ 为 SSVEP 的 IMF 分量,重构后可得图 4 所示的信号 $x'(t)$ 及其频谱。

表 1 各 IMF 分量瞬时频率均值及相邻均值之差

C_i	f_{mean}^i	$f_{\text{mean}}^i - f_{\text{mean}}^{i+1}$
C_1	0.144 1	0.001 5
C_2	0.142 6	0.091 29
C_3	0.051 31	0.023 47
C_4	0.027 84	0.013 81
C_5	0.014 03	0.005 5
C_6	0.008 53	0.005 37
C_7	0.003 16	0.002 18
r_8	0.000 98	

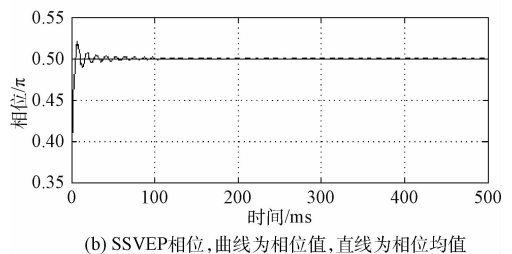
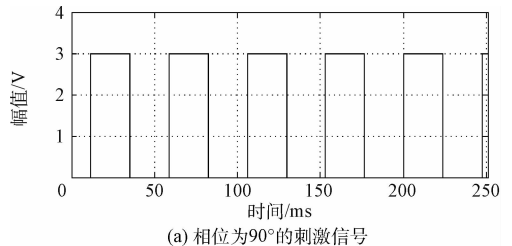


图 5 基于 HHT 的 SSVEP 的相位提取结果

2 相位提取实验

2.1 实验方案

设计实验采集同一频率、不同相位光刺激下受试者的 SSVEP 信号,并按上述方法和 FFT 法分别对相位进行提取和分析。选取 6 名健康的在校研究生作为受试者 ($P_1 \sim P_6$),年龄在 24~26 岁,视力或矫正视力正常且均明确了解实验过程和目的。采集设备为美国普升公司的 BIOPAC 多导电生理信号采集分析仪。刺激源为带屏蔽的闪光护目镜,内置频率、相位可调的白色 LED 灯。

实验环境为专用的脑电实验室,受试者身体放松,坐在舒适的靠背椅上。按照国际 10-20 标准电极系统,选取 O_1 、 O_2 点为参考负极, F_z 点为参考正极,公共接地电极取左耳垂。为减少自发脑电 (0~14 Hz) 的影响,选取频率为 20 Hz 的矩形波作为闪光刺激源,相位分别为 0° 、 60° 、 120° 、 180° 、 240° 和 300° ,依次记为 S_1 、 S_2 、 \dots 、 S_6 (图 6),每一刺激信号作用时间为 5 s,两次刺激间隔 5 s 作为休息时间。在刺激信号产生时,信号发生源同时输出一路频率为 20 Hz、相位为 0° 的正弦波作为基准信号,并由计算机记录。记 $S_1 \sim S_6$ 所诱发的 6 组 SSVEP 信号为一次完整的脑电实验,对每一位受试者重复上述实验 60 次。由于优势眼的存在,双目看到的闪光并不会被大脑同时接收,因此需要予以区分以减少生理因素对实验结果的影响。选取前 5 次的实验数据用于辨别受试者的优势眼,后 55 次数据则用于两种方法提取结果的分析 and 对比。

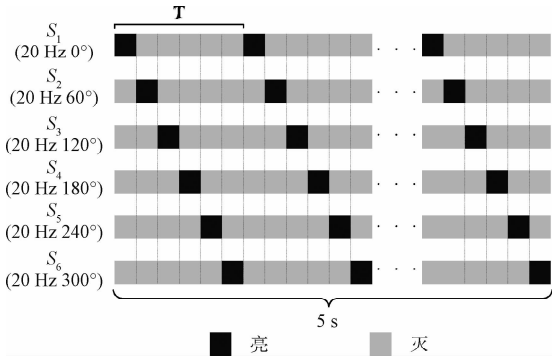


图 6 闪光刺激序列

2.2 实验结果

对采集到的 SSVEP 数据进行预处理,去除基线漂移及眼电。利用前 5 次实验数据,分别计算每位受试者在同一相位刺激下,左右眼 SSVEP 信号相位提取准确率的平均值,高者即为优势眼,表 2 给出了 6 名受试者优势眼的辨别结果。

表 2 6 名受试者的优势眼

受试者	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6
优势眼	左眼 (O_2)	左眼 (O_2)	右眼 (O_1)	左眼 (O_2)	右眼 (O_1)	左眼 (O_2)

依据上述结果,选择每位受试者优势眼对应通道所采集的实验数据(左眼对应 O_2-F_z 、右眼对应 O_1-F_z),先利用 HHT 对数据进行处理并求取相位,对于小数部分,按四舍五入的方法取整后统计各相位提取的准确率。

图 7 给出了 6 名受试者的统计结果,可以看出基于 HHT 的相位提取结果的准确率普遍在 94% 以上,部分相位的准确率则达到了 100%。对于 FFT 相位提取法,其结果依赖于数据的长短,如果数据太短会降低结果的准确率,如果太长又会增加计算时间使结果延迟,因此在对 FFT 和 HHT 法的提取结果进行对比前,还需要选择适合两者的数据长度。

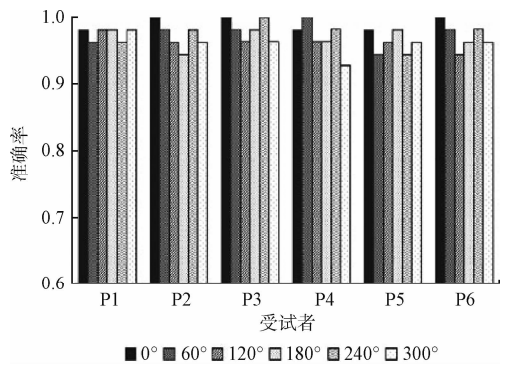


图 7 各受试者 SSVEP 相位提取的准确率

图 8 给出了不同数据长度下,6 名受试者分别用两种方法进行相位提取的平均准确率。可以看出当数据长度小于等于 2 s 时,两者的准确率均随数据长度的增加而升高,当数据长度大于 2 s 时各自的准确率则基本保持不变。但在相同的数据长度下,HHT 的准确率总是高于 FFT。基于准确率和时间的双重考虑,选用 2 s 的数据长度对两种方法的提取结果进行分析和比较。

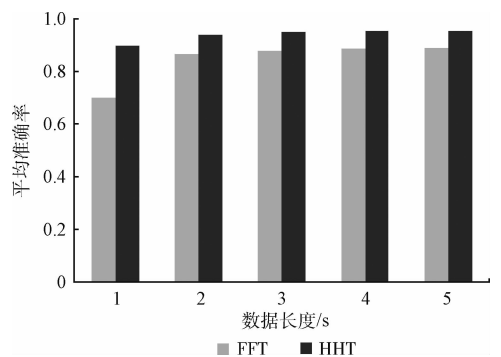


图 8 不同数据长度下两种相位提取方法的平均准确率

图 9 所示为 2 s 数据长度下受试者 P_3 的一组相位提取结果对比图,可以看出,基于 HHT 的 SSVEP 相位提取方法相较于 FFT 所需的稳定时间较短且波动较小,说明前者具有更快的收敛速度和更高的精度。

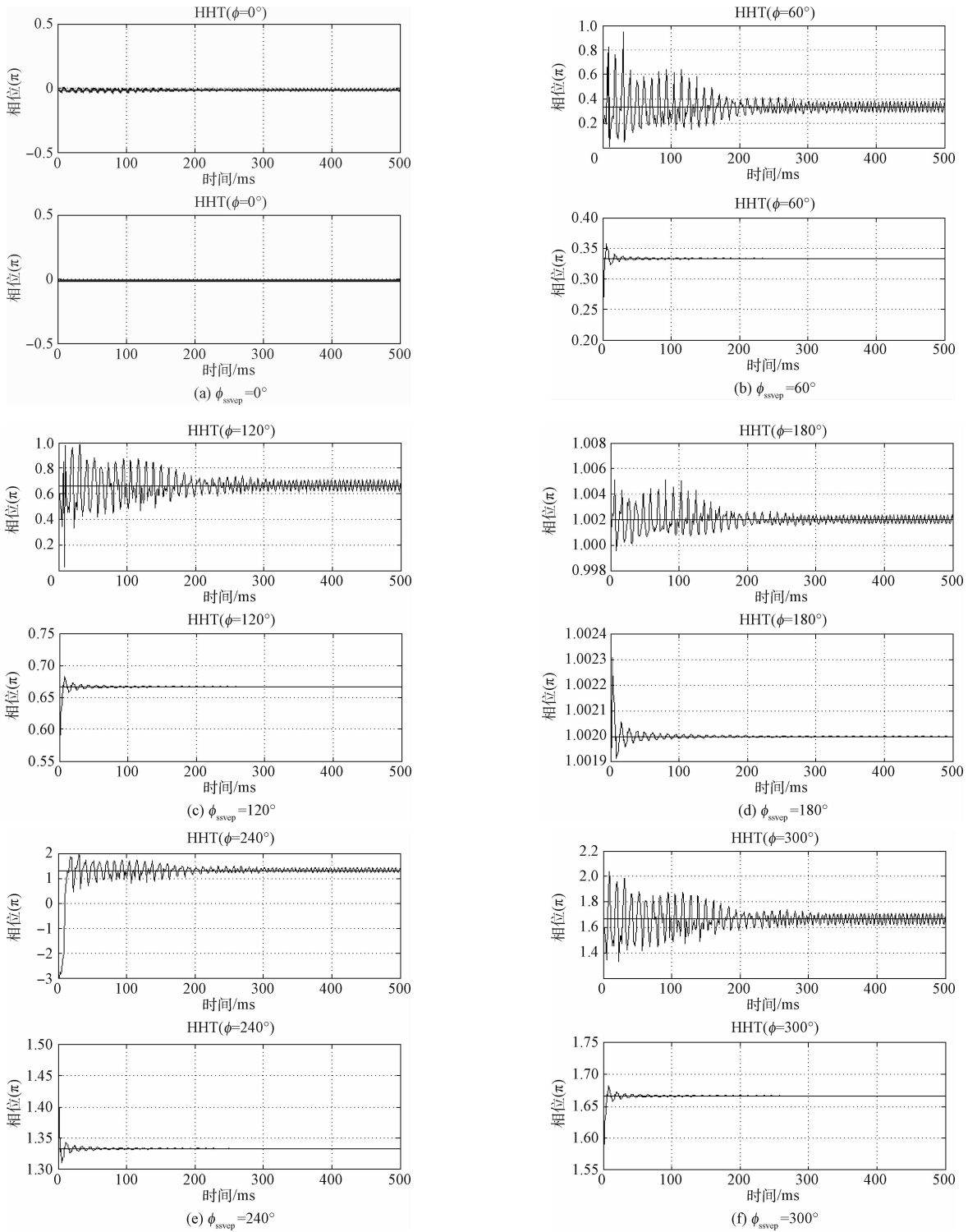


图 9 两种方法的相位提取结果, 曲线为 SSVEP 相位, 水平直线为相位的平均值

3 讨论

实验表明, 基于 HHT 变换的 SSVEP 相位提取法能够达到 94% 的准确率, 且对于同一受试者、在数据长度相同

的情况下, HHT 比 FFT 用时更短、精度更高, 因而更适合于 SSVEP 的相位提取。HHT 之所以比 FFT 能更好的提取 SSVEP 相位, 是由于它是一种自适应的时频局域化分析方法^[12], 各 IMF 分量是基于信号自身经 EMD 分解而得

到的,每一个 IMF 都只包含一种振荡模式,所以通过 Hilbert 变换后能够充分地表达信号的局部特征,故非常适合于非平稳信号的分析 and 处理。在利用 FFT 法提取相位时,结果的准确率会在一定范围内随数据长度的增加而上升,这与文献[13]的实验结果是相吻合的。对于 HHT,根据其变换原理可知数据的长度对其分析过程并无直接影响,但仍出现了准确率随数据长度上升的现象。一种可能的原因是 EMD 是一个基于信号自身的自适应分解过程,较长的数据有利于分解时尽可能多的减少因波形不对称而引起的不规则波动,从而分解出最优的 IMF 分量并获得更好的实验结果。此外,文献[14]已经证明 SSVEP 的产生是一个幅度调制的过程,该过程会影响相位的提取,因此在初始时刻获得的相位值有较大的波动,但对比发现 HHT 的波动幅度和波动时间明显小于 FFT。对此可根据文献[15]的理论加以解释,即 Hilbert 变换提取脑电信号与基准信号相位差的过程只对相位敏感而对幅度没有反应,这也从侧面说明了本文方法的优越性。

4 结 论

本文基于 HHT 变换,对不同相位光刺激下产生的 SSVEP 进行经验模态分解后得到各 IMF 分量,并提出了一种确定噪声 IMF 分量的准则。将 SSVEP 信号中的噪声 IMF 分量去除后得到基频分量,通过 Hilbert 变换与基准信号运算求取 SSVEP 的相位值。与 FFT 相位提取法相比,该方法不需要固定的先验基底,故具有较强的自适应性且准确率和精度较高,因而更适合于 BCI 的在线检测和分析,并提供有意义的理论指导。

参考文献

- [1] 支丹阳,杜秀兰,赵靖. 基于便携式脑电信号采集器的脑-机器人交互系统[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(5):694-701.
- [2] CHEN X G, WANG Y J, MASAKI N, et al. Hybrid frequency and phase coding for a high-speed SSVEP-based BCI speller [C]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014: 3993-3996.
- [3] CHRISTOS N, MORIDIS, MANOUSOS A KLADOS, IOANNIS A KOKKINAKIS. The impact of audio-visual stimulation on alpha brain oscillations: An EEG study [C]. Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, 2010: 1-4.
- [4] HARTMANN M, KLUGE T. Phase coherent detection of steady-state evoked potentials: Theory and performance analysis [C]. 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering,

2007: 179-183.

- [5] JIA C, GAO X R, HONG B. Frequency and phase mixed coding in SSVEP-based brain-computer interface [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011, 58(1): 200-206.
- [6] WONG C M, TANG Q, JANIR NUNO DA CRUZ. A multi-channel SSVEP-based BCI for computer games with analogue control [C]. IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications, 2015: 1-6.
- [7] 苗晟,王威廉,姚绍文. Hilbert-Huang 变换发展历程及其应用[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(8): 812-818.
- [8] PARK C, LOONEY D, KIDMOSE P. Time-frequency analysis of EEG asymmetry using bivariate empirical mode decomposition [J]. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2011, 19(4): 366-373.
- [9] 李涛,张方,姜金辉. 基于 HHT 变换和独立分量技术的模态参数识别[J]. 国外电子测量技术, 2014, 33(3):42-45.
- [10] WANG F L, ZHAO D Y. EMD based on independent component analysis and its application in machinery fault diagnosis [J]. Journal of Computers, 2011, 6(7): 1302-1306.
- [11] 郭湛超,覃玉荣,龙安. 基于视觉通路的脑电信号频谱能量分布研究[J]. 电子测量技术, 2016, 39(9): 149-152.
- [12] 时培明,苏翠娇,韩东颖. 基于 AMD-HHT 的非平稳信号紧密间隔频率检测[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(12): 2817-2824.
- [13] WONG C M, WANG B Y. A solution of harmonic frequency problem: Frequency and phase coding-based brain-computer interface [C]. Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks, 2011: 2119-2126.
- [14] 李鹏海,许敏鹏,万柏坤. 视觉诱发电位脑-机接口实验范式研究进展[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(10): 2340-2349.
- [15] 赵丽娜,王保强,尧德中. 基于信号处理的脑电相位同步性分析方法研究[J]. 生物医学工程杂志, 2008, 25(2): 250-254.

作者简介

赵隆,1989 年出生,硕士研究生,主要研究方向为脑-机接口应用。

E-mail:zhaolongmx@163.com

覃玉荣, 1965 年出生, 工学博士, 教授, 主要研究方向为生物医学信号处理、无线通信等。

E-mail: qyr111@163.com

陈晓蒙, 1989 年出生, 硕士研究生, 主要研究方向为脑电信号处理。

E-mail: sinkmeng@163.com

陈妮, 1982 年出生, 博士研究生, 讲师, 主要研究方向为信号分析与处理。

E-mail: lizi0908@163.com