

# On New Indexes to Judge Synchronization of EEG

YAN Jing<sup>1</sup>, ZHANG Jin<sup>1</sup>, WANG Rulong<sup>1</sup>, KUANG Huan<sup>1</sup>, WANG Ying<sup>2</sup>

<sup>1)</sup> School of Information Science and Engineering, Hunan University, Changsha, China

<sup>2)</sup> School of Management and Information Engineering, Hunan University of Chinese Medicine, Changsha, China

**Abstract**—Synchronization is one of the basic characteristics of EEG, which is of great significance to the study of EEG. But the synchronous evaluation methods of EEG are calculated according to local EEG, it reflects the local state of brain without considering the overall activity of the brain, so this is important for a new synchronous evaluation index of the overall state of the brain. Based on the information theory, this article gives a process of synchronization index from the calculation of ECoG. Using the process, the experimental gets the index IRAA and IMA2 as evaluation index of EEG global synchronization. In order to assess the decision performance of index to the EEG synchronization, carrying out the 3 groups experiment based on the EEG collected in several cognitive tasks. The experimental results show that: (1) the signal processing process proposed is effective to EEG, which are able to more clearly distinguish the EEG synchronization; (2) the IMA2 and IRAA is effective for EEG synchronization judgment; (3) Compared to the values of PLV, IMA2 and IRAA can be more clearly differentiate the synchronization state of EEG, reflecting the global brain activity.

**Keywords**—EEG, Synchronization, Brain Functional Integration, Theoretic Measures, Hilbert transform, Phase Locked Value

## 一种新的脑电全局同步判定指标研究

闫京<sup>1</sup> 张锦<sup>1</sup> 王如龙<sup>1</sup> 旷欢<sup>1</sup> 王莹<sup>2</sup>

<sup>1)</sup> 湖南大学信息科学与工程学院, 长沙, 湖南, 中国

<sup>2)</sup> 湖南中医药大学管理与信息工程学院, 长沙, 湖南, 中国

**摘要** 同步是脑电的基本特征之一, 对脑电研究具有重要意义。但判断脑电同步方法多是根据局部脑电进行计算, 反映的是脑的局部状态, 缺乏对脑的整体活动状态的判定, 因此提出一种新的评估脑整体状态的同步指标具有重要的意义。基于信息理论, 通过借鉴针对颅内脑电 ECoG 的计算, 给出用于头皮脑电 EEG 的同步指标计算流程, 进而提出了基于该流程计算得到的解析信号幅度范围指数 IRAA 和解析信号幅度均方指数 IMA2 为指标评估 EEG 的全局同步情况。为了评估提出的计算流程和同步指标的性能, 以典型认知任务下采集的 EEG 为对象进行了三组实验进行分析。实验结果表明: (1) 所提出的同步指标计算流程对于计算 EEG 的同步性是有效的, 提出的计算流程能够更加明显地区分 EEG 同步; (2) IMA2 和 IRAA 用于评估 EEG 同步性是有效的; (3) 相比于 PLV 值, IMA2 和 IRAA 能够更加明确地区分 EEG 的同步状态, 反映了脑活动的全局情况。

**关键词** 脑电, 同步性, 脑功能整合, 信息理论, 希尔伯特变换, 锁相位

### 1. 引言

脑电图是采用非侵入方式从头皮记录的大脑皮层电信号, 反映了大脑皮层的神经活动, 一定程度上反映了大脑活动状态。作为一种相对易于获取的信号, 脑电对神经生物学、生理学、病理生理学、认知神经学乃至社会心理学领域的研究都具有重要参考意义[1]。作为一种典型的非线性、高度动态的生物信号, 脑电具有丰富的特性, 在脑电

所表现出的诸多特性中, 由于同步所具有的广泛性和独特性而引起了研究人员的特别关注。其广泛性是指, 同步广泛存在于神经系统中, 小到神经元大至脑区; 其独特性是指, 一旦出现同步现象就意味着系统或个体间呈现出某种独特的状态。

空间上相隔离的神经元组之间广泛存在振荡现象<sup>[2]</sup>是最早被发现的同步现象。自此以后, 不同生物信号的同步形式被广泛发现。其中, 由于是不同脑区间功能整合的关键部分[3], 脑电同步, 尤其是脑电高频段的同步振荡, 得

国家自然科学基金项目支持 (资助号: 60901080)

到了研究人员的高度重视。为了进一步研究脑电同步背后所蕴含的信息，首先需要判断脑电是否进入同步状态，即：脑电同步判定指标问题。已有研究已经提出了一些判定脑电同步的指标，其中：基于Hilbert变换提出的相位同步指数[4]和锁相位值[5]是有代表性判定指标。这类判定指标通过计算两道脑电之间的值判断脑电同步状态，实质上反映的是局部脑电同步情况，无法反映脑的整体同步情况。

实际上，脑电是脑内复杂神经活动的整体状态反映，更需要能够反映脑电整体状态的同步指标。针对该问题，本文提出了一类反映脑电整体同步状态的量化指标。这类指标基于信息理论而提出，通过计算信号在单位距离上的幅度变化信息对脑电同步状态进行判断。在对相关指标进行描述和分析的基础上，基于开放的脑电数据集对其进行评估，从中选择了适合（头皮）脑电的两个同步指标。进而，将其与传统的脑电同步指标进行比较，结果表明，提出的两个指标能够得出传统脑电同步指标的计算结果。理论分析和模拟实验都表明，本文给出来的脑电同步指标能够有效评估脑电的整体同步情况。

本文内容安排如下：第二部分介绍了信息理论的相关背景，并描述了用于头皮脑电信号的同步指标计算过程；第三部分对指标性能进行了分析，通过三组实验分别分析了信号处理过程的有效性、指标的有效性和精确性；第四部分总结了全文。

## 2. 信息理论

### 2.1 信息理论方法

美国加州大学伯克利分校的神经生理学家 Walter J Freeman 教授在研究脑的神经活动时提出了脑的全局同步思想[6]。该思想认为，一段规律脑电发生高度同步现象时，大脑内出现旧习惯模式和新的学习之间的亚平衡时期，此时大脑系统内部脑电波动明显，相位同步较高，脑电数据可能出现了有违常规的变化。当此阶段结束时，脑中旧的映射消失或是结合，形成新的映射。当大脑发生认知活动时，此现象更为明显，大脑各功能区处于高度整合状态，处理大量信息，频繁发生新旧映射的变动。基于这种思想，美国孟菲斯大学的 Robert Kozma 教授提出了信息理论方法分析脑电的整体同步情况。所谓的信息理论方法基于信息理论和香农熵等概念，并结合信号幅度、欧式距离而提出的针对颅内脑电（electrocorticography, ECoG）进行分析的方法。该方法对于发生在认知行为、习惯行为以及模式混合状态下的 ECoG 具有良好的效果[7]。

不同于传统的同步研究方法只考虑两道脑电之间的同步关系，基于信息理论提出的同步指标更关心整体的脑活

动状态。在指标计算时，将各功能区域做为整体进行分析，同时考虑所有脑部区域脑电的瞬时特性，从而基于脑电探究认知过程中脑活动的变化信息。Kozma 教授的研究发现，基于信息理论的指标在分析认知行为下的脑全局状态时，该指标的峰值明显，能明显区别不同时刻以及不同任务的大脑全局状态。这表明，基于信息理论的指标更适合分析不同任务对应的脑电，而且对脑整体功能的整合及同步分析也比局部脑电间的同步分析更有意义。

### 2.2 基于信息理论的同步指标

基于信息理论，Kozma 教授提出了评估脑电状态的指标，将其称为实用信息指数（Pragmatic Information Index, PII），其一般形式如： $I = Mean(Amplitude)/Mean(ED)$ 。

其中：ED 表示欧式距离，根据相邻的两道脑电的瞬时相位计算得到；Amplitude 可以有不同的形式，对应于不同的指数，原始信号幅值范围指数 IRSA 根据公式（1）计算，解析信号幅值范围指数 IRAA 根据公式（2）计算，解析信号幅值均方指数 IMA2 根据公式（3）计算。

$$IRSA = RSA / ED \quad (1)$$

$$IRAA = RAA / ED \quad (2)$$

$$IMA2 = MA2 / ED \quad (3)$$

上述公式中，RSA（The Range of the Signal's Amplitude）表示多组脑电原始信号的振幅范围，即最大值和最小值的差，可以根据公式（4）计算。RAA（The Range of the Analytical Amplitude）表示多组脑电希尔伯特变换后的解析信号的振幅范围，与 RSA 原始信号的振幅不同，可以根据公式（5）计算。MA2（Square Mean of the Analytical Amplitude）表示多组脑电解析信号振幅的均方值，即振幅平方的平均值，可以根据公式（6）计算。其中： $A_x$  为脑电信号的幅度。ED（Euclidean Distance）表示不同信道脑电数据的欧几里得距离。在试验中每一时刻的欧几里得距离根据脑电数据的瞬时相位值来计算。ED 值越小，说明脑电信号之间的相位差越稳定<sup>[8]</sup>，可以根据公式（7）计算得到， $\phi$  为脑电信号的相位。

$$RSA = Max(A_x(t)) - Min(A_x(t)) \quad (4)$$

$$RAA = Max(A_x(t)) - Min(A_x(t)) \quad (5)$$

$$MA2 = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^n A_x(t)^2 \quad (6)$$

$$ED = \sqrt{2 \sum_{i=1}^{N-1} (\Phi_i(t) - \Phi_{i+1}(t))^2} \quad (7)$$

IRSA、IRAA 与 IMA2 是信息理论方法评价脑全局活动的核心指标。值较大时，表示大脑处于相位差异较小而振幅波动较大状态，即：脑功能整合度更高，同步性更好，大脑此时处于更倾向于注意力高度集中的认知活动。

### 2.3 基于信息理论的 EEG 分析

虽然基于信息理论的指标在可以计算颅内脑电 ECoG，但将其用于头皮脑电 EEG 时需要进一步研究其可行性和应用过程。考虑到 ECoG 是从脑皮层采集神经系统的电信号，可以直接获得高质量的脑电信号，而头皮脑电 EEG 是从头皮间接采集神经系统的电信号，采集过程受到弥散噪声、眼电等各种噪声干扰，信号质量相对较差。因此，对于 ECoG 有效的判定指标能否直接应用于 EEG 需要进一步测试。

从理论角度考虑，当脑在进行高度集中的思维或认知行为时，其全局是高度同步的，对 ECoG 有效的研究方法应当对 EEG 也是有效地，其结论应当保持一致。问题在于，如何有效处理信噪比较低的 EEG，以使其也能应用信息理论方法分析其同步特性。考虑到 EEG 的特点，为了应用信息理论对脑的整体同步情况进行分析，本文提出了如下信号处理过程以应用新的脑电同步判定指标，如图 1 所示。

图 1 中，首先对原始脑电信号 EEG1 进行预处理，得到更真实的脑电数据集 EEG2。第二步，将 EEG2 分为两组，其中一组不做任何处理，另一组进行希尔伯特变换得到解析信号。第三步，对于没有 Hilbert 变换的数据组，求出每个时间点上所有道脑电的振幅范围，即 RSA。进行 Hilbert 变换的解析信号求出每个时间点上所有道脑电的振幅范围 RAA，解析信号振幅的均方值 MA2 以及每一时刻的解析信号的欧几里得距离 ED。最后，将 RSA、RAA 与 MA2 与 ED 相除，即可得到信息理论方法的评判指标：将 IRSA、IRAA 和 IMA2。

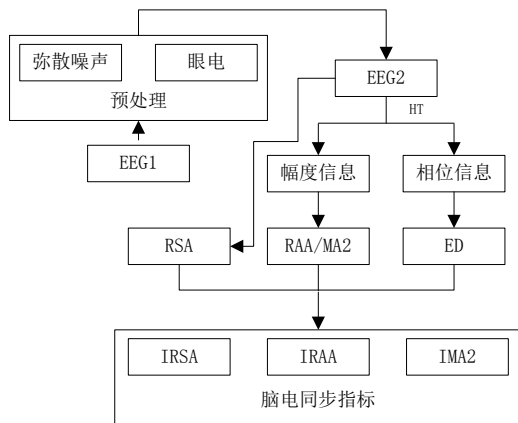


图 1 面向 EEG 的同步指标计算过程

对于信息理论方法指标中的 IRSA 与 IRAA，一个是使用原始信号的振幅范围值除以相位的欧几里得距离，另一个是使用 Hilbert 变换后的振幅范围值除以相位的欧几里得距离，根据 Hilbert 的物理意义可知，变换后信号整体的振幅特性不变，因此 IRSA 与 IRAA 在物理意义方面考虑的是同一个角度，所以二者选择其一即可。实验中，为了同时考虑到信号的时域特性和频域特性，因此指标选择都是用 Hilbert 变换后的解析信号进行计算的 IRAA 与 IMA2。

#### 第一步：脑电的预处理

预处理能够去除噪声、凸显真实信号。电数据采集过程中，由于电极排布紧密导致各信号间产生弥散干扰。根据信号的空间分布特性，采用 CAR 方法消除弥散，增强信号自身强度[9]。眼电信号对脑电的分析同样有影响，使用简易处理法[10]，不能完全去除，但是对实验结果没有较大影响。静息脑电作为基准从其他四种脑电中去除，减少干扰，使各状态脑电特征更明显。

#### 第二步：Hilbert 转换

Hilbert 变换能够将信号分解为独立的幅度和相位成分，与信息理论关注的重点相同。给定一连续的时间信号  $x(t)$ ，其 Hilbert 变换  $\tilde{x}(t)$  定义为公式 (8)，又定义  $x(t)$  信号的解析信号 (Analytical Signal) 为公式 (9)。

$$\tilde{x} = Hx(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(t')}{t-t'} dt' = x(t) \times \frac{1}{\pi t} \quad (8)$$

$$Z_t = x(t) + i \tilde{x}(t) = A_x^H(t) e^{i\Phi_x^H(t)} \quad (9)$$

通过上式可以提取出信号的幅度  $A_x^H$  和相位  $\Phi_x^H$  信息。

#### 第三步：关键参数计算

基于处理后的脑电数据分析振幅与相位计算 RSA、RAA、MA2、ED、Entropy，对比脑电数据生物学特性和索引值特征分析指标值对不同状态脑电的直观描述。

#### 第四步：指标值计算

通过 RSA、RAA 与 MA2 计算 IRSA、IRAA 与 IMA2。然后通过 AVERAGE 后进行归一化，对比不同状态下脑电指标值大小定性的分析在实验过程内脑电的同步程度。

## 3. 性能分析

### 3.1 脑电数据集

本文以一个典型的认知实验过程中采集的脑电数据集为对象分析基于信息理论的指标性能。在脑电数据采集时，被试者坐在隔音房间内，头戴电极帽，根据标准的 10/20 电极系统记录下六个通道的 EEG 信号，经过 Grass 7p511 型放大器放大，通频带为 0.1Hz~100Hzd 的滤波器滤波，采样频率为 250Hz 的 12 位 A/D 转换器将数据存于计算机中。

实验中被试者进行多次不同的思维任务，每次任务的数据采集长度为 10 秒。实验过程中的五个思维任务分别为：静息状态（Base）、打信件腹稿（Letter-Composing）、心算乘法（Multiplication）想象几何图形旋转（Rotation）和想象在黑板上书写和擦除数字（Erasing）<sup>[11]</sup>。数据集可以从如下网址下载：[www.cs.colostate.edu/~anderson](http://www.cs.colostate.edu/~anderson)。

### 3.2 实验结果

为了分析本体所提出的信号处理过程有效性和脑电全局同步指标的性能，本文给出了如下几组实验对其进行评估。

#### 第一组实验：处理过程有效性

EEG 与 ECoG 的最大不同之处就是 EEG 信号中的干扰要远远大于直接从颅内采集的 ECoG，因此，直接计算同步指标的思路对 EEG 而言是不合适的，需要对 EEG 进行预处理，以尽可能提高同步指标的精确性。

第一组实验分析了本文提出的 EEG 信号处理流程的有效性。这组实验对比了分别根据原始 EEG 信号和处理后 EEG 信号计算得到的脑电同步指标值，结果如表 1 所示。表 1 中不同行表示不同任务对应的结果；提升率是指，使用图 1 给出的流程得出的指标值 S1 减去直接计算得出的指标值 S2 再除以 S2 得到的结果。由于不同任务下的同步出现的时刻不同，表 1 中选择了不同时间段的任务进行处理，包括：5 到 6 秒之间的 LetterComposing 信号；3 到 4 秒之间的 Rotation 信号；6 到 7 秒之间的 Erasing 信号；全部 10 秒内的 Multiplication 信号。通过表 1 可以明显看出，利用提出的信号处理流程处理之后计算得到的指标值能够更加清楚凸显同步的状态。这也说明，本文提出的针对头皮脑电的同步指标计算过程是有效的，能够更加明确地发现脑电同步的时刻。

#### 第二组实验：同步指标有效性分析

第一组实验确定了本文给出的 EEG 处理方法是有效的，本组实验分析同步指标的有效性，即：计算得到的同步指标能否有效区分脑电同步的不同阶段。

计算结果如图 2 所示。

表 1 预处理前后指标值提升百分比

State	提升率 (%)
Multiplication	9.80
LetterComposing	8.02
Rotation	12.41
Erasing	3.88

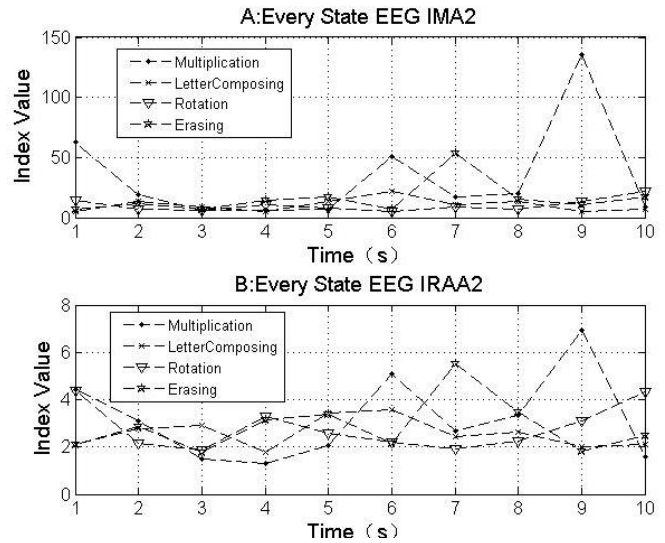


图 2 各状态脑电 IMA2、IRAA 对比

图 2 中每个子图中不同类型的线分别表示除静息状态外的四种认知活动，即：Letter-Composing、Multiplication、Rotation 和 Erasing；两个子图分别表示 IMA2 和 IRAA2；图中纵轴表示同步指标的值；线上每个点表示 1 秒内同步指标值的平均。

从图中可以得出：（1）IMA2 和 IRAA2 能够明显显示出 EEG 同步的状态。两个图中每个认知任务对应的 EEG 都有一些时刻的 IMA2 或 IRAA2 是明显高于同一任务其他时刻的 IMA2 或 IRAA2 的，这说明 IMA2 和 IRAA2 能够将同步的情况明确地呈现出来。（2）不同认知任务所对应的最显著同步时刻是不同的。根据 IMA2 可以看出 Multiplication、Letter-Composing、Rotation 和 Erasing 最显著的同步时刻分别出现在 8~9 秒、5~6 秒、3~4 秒和 6~7 秒。（3）IRAA2 和 IMA2 反映的认知任务的同步程度具有一致性。从两个子图中可以明显看出，对同一认知任务而言，IMA2 和 IRAA2 的最值和同步变化趋势是高度一致的。上述结论也说明，基于信息理论的同步指标可以明确反映 EEG 同步状态的变化情况，利用该同步指标分析 EEG 的同步情况是有效的。

#### 第三组实验：同步指标精确性分析

本组实验分析基于信息理论的同步指标分析 EEG 同步是否足够精确。在有关 EEG 同步分析的研究中，锁相位是典型的量化评估相位同步性的指标。本组实验使用文献 [5] 中使用的 PLV 计算方法，将对比同步指标和锁相位在处理同一 EEG 时的性能。PLV 是根据两道脑电计算局部 EEG 的同步程度；PLV 的值在 0 和 1 之间，值越大表示同步性越强。实验中选择第二道与第三道、第四道和第五道为目标计算 PLV。

为了便于对比, 将信息理论方法指标值归一化, 然后将其与锁相位值绘制在同一幅图中进行对比, 如图 3 所示。

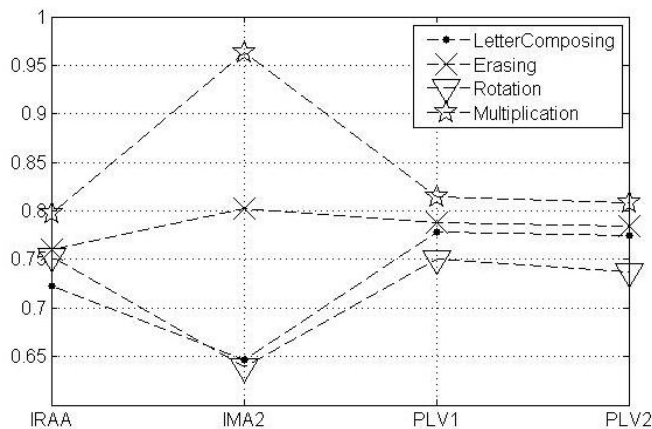


图 3 信息理论方法指标值与 PLV 值比较

根据图中结果可以得出: (1) 基于同步指标和基于锁相位值对 EEG 同步状态的判断具有一致性。同步指标值和锁相位值都是越大表示同步性越强, 图中针对不同认知任务计算得到的值的趋势具有一致性。(2) 对同样的任务, 提出的同步指标比 PLV 值的区分度更高。比如: 4 种认知任务的 PLV1 分布在 $[0.75, 0.81]$ 之间, 而 IMA2 则分布在 $[0.64, 0.96]$ 之间。这就意味着, 对同一模式, 基于信息理论的同步指标区分度更强。根据上述结论可以发现, 基于信息理论的同步指标能够精确分析 EEG 的同步状态, 具有与锁相位值类似的区分能力。

#### 4. 结语

针对基于 EEG 分析脑的全局同步问题, 本文引入源于信息理论的同步分析指标解决该问题。考虑到 EEG 采集过程中引入的噪声等因素, 提出了用于 EEG 的同步指标分析过程。该过程采用多种方法消除不同噪声的影响, 分析结果表明, 提出的方法能有效用于 EEG 的同步分析。为了评估提出的同步指标的有效性和精确性, 基于一种典型的公开 EEG 数据集进行了几组模拟实验。实验结果表明: (1) 信息理论方法指标能够有效的评价不同脑活动状态下同步程度高低, 且差异明显; (2) 基于同步指标和基于锁相位值对 EEG 同步状态的判断具有一致性且效果更优。综上所述, 信息理论方法指标值计算简单, 能正确的区分不同状态下脑电信号的同步程度, 并且在评价整个脑部功能整合程度上有更好的效果, 是一种有效的研究脑功能整合及同步分析的方法。

信息理论方法指标对脑电的研究远不仅限于同步的评价, 也可以用于研究同步与失同步之间的转换、基于同步指标的脑电模式识别等。这也是作者后续将继续研究的内容。

#### 参考文献(References)

- [1] NUNEZ P L and SRINIVASAN R, Electric fields of the brain, New York: Oxford University press, 2006.
- [2] Lorraine Mackenzie, Kenneth James Pope and John Osborne Willoughby, "EEG spindles in the rat: Evidence for a synchronous network phenomenon," *Epilepsy Research*, vol.89, no.2 pp.194-206, 2010.
- [3] Ruiz Y, Pockett S, Freeman WJ and Gonzales E, "Li Guang. A method to study global spatial patterns related to sensory perception in scalp EEG," *Journal Neuroscience Methods*, vol.191, no.1, pp.110-118, 2010.
- [4] Martin Vinck, Robert Oostenveld, Marijn van Wingerden, Francesco Battaglia and Cyriel M.A. Pennartz, "An improved index of phase-synchronization for electrophysiological data in the presence of volume-conduction, noise and sample-size bias," *NeuroImage*, vol.55, no.4, pp.548-1565, 2011.
- [5] Wang Na, Study on the characteristics of EEG signal phase synchronization, Hunan: Hunan University, 2011.
- [6] Freeman WJ, "Deep analysis of perception through dynamic structures that emerge in cortical activity from self-regulated noise," *Cog Neurodyn*, vol.3, no.1, pp.105-116, 2009.
- [7] Kozma R and Davis, J.J, "Analysis of Phase Relationship in ECoG using Hilbert Transform and Information Theoretic Measures," *The 2012 International Joint Conference on Neural Networks*, IEEE, pp.1-7, 2012.
- [8] Yusely Ruiz Gonzalez, Study on EEG patterns of temporal and spatial domain, Zhejiang: Zhejiang University, 2009.
- [9] Ruiz R A S, Ranta R and Louis-Dorr V, "EEG montage analysis in the Blind Source Separation framework," *Biosignal Processing and Control*, vol.6, no.1, pp.77-84, 2010.
- [10] Hua-ping Jia, "Classification for Different Mental Tasks Based on EEG Signals," *ICEE*, IEEE Computer Society, pp.3811-3814, 2010.
- [11] Ramaswamy Palaniappan, "Brain Computer Interface Design Using Band Powers Extracted During Mental Tasks," *The 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, pp.321-324, 2005.