

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2017 年 11 月 16 日 (16.11.2017)



(10) 国际公布号
WO 2017/193595 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/0476 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2016/113118

(22) 国际申请日: 2016 年 12 月 29 日 (29.12.2016)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201610322430.4 2016 年 5 月 13 日 (13.05.2016) CN

(71) 申请人: 广州视源电子科技有限公司 (GUANGZHOU SHIYUAN ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省广州市黄埔区云埔四路6号, Guangdong 510530 (CN)。

(72) 发明人: 胡静(HU, Jing); 中国广东省广州市黄埔区云埔四路6号, Guangdong 510530 (CN)。

(74) 代理人: 广州华进联合专利商标代理有限公司 (ADVANCE CHINA IP LAW OFFICE); 中国广东省广州市天河区花城大道 85 号 3901 房, Guangdong 510623 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,

(54) Title: HYPNOTIC STATE ELECTROENCEPHALOGRAM SIGNAL EXTRACTION METHOD AND SYSTEM

(54) 发明名称: 催眠状态脑电信号提取方法与系统

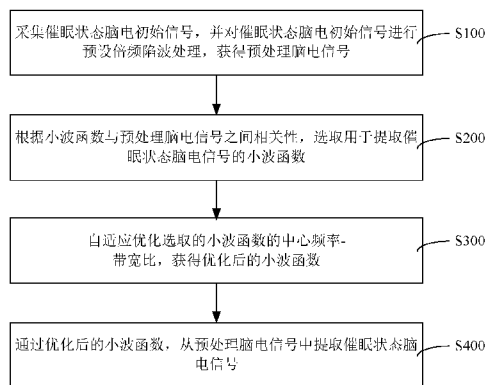


图 1

- S100 Collecting a hypnotic state electroencephalogram initial signal, and performing pre-set frequency multiplication notch processing on the hypnotic state electroencephalogram initial signal to obtain a preprocessed electroencephalogram signal
- S200 Selecting, according to a correlation between a wavelet function and the preprocessed electroencephalogram signal, a wavelet function for extracting a hypnotic state electroencephalogram signal
- S300 Self-adaptively optimizing a centre frequency-bandwidth ratio of the selected wavelet function to obtain an optimized wavelet function
- S400 Extracting the hypnotic state electroencephalogram signal from the preprocessed electroencephalogram signal by means of the optimized wavelet function

(57) Abstract: A hypnotic state electroencephalogram signal extraction method and system. The method comprises: collecting a hypnotic state electroencephalogram initial signal, and performing pre-set frequency multiplication notch processing (S100); selecting, according to a correlation between a wavelet function and a preprocessed electroencephalogram signal, a wavelet function for extracting a hypnotic state electroencephalogram signal (S200); self-adaptively optimizing a centre frequency-bandwidth ratio of the selected wavelet function (S300); and extracting the hypnotic state electroencephalogram signal from the preprocessed electroencephalogram signal by means of the optimized wavelet function (S400). In the whole process, a centre frequency-bandwidth ratio of a wavelet function is self-adaptively optimized; self-adaptive adjustment of a wavelet coefficient is realized; a resolution ratio of wavelet transform is improved; and a hypnotic state electroencephalogram signal can be effectively and accurately extracted.

(57) 摘要: 一种催眠状态脑电信号提取方法与系统, 采集催眠状态脑电初始信号, 并进行预设倍频陷波处理 (S100), 根据小波函数与预处理脑电信号之间相关性, 选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数 (S200), 自适应优化选取的所述小波函数的中心频率-带宽比 (S300), 通过所述优化后的小波函数, 从所述预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号 (S400)。整个过程中, 自适应优化小波函数的中心频率-带宽比, 实现小波系数自适应调节, 提高小波变换的分辨率, 能有效且准确提取催眠状态脑电信号。



NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布：

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

催眠状态脑电信号提取方法与系统

技术领域

本发明涉及信号提取技术领域，特别是涉及催眠状态脑电信号提取方法与系统。

5

背景技术

睡眠是人类非常重要且不可或缺的生理需要。近些年来随着人们生活节奏的加快，工作压力的增加，运动量的缺乏或其他原因引起的烦躁、身心不安，导致失眠患者越来越多，已严重影响到人们的身心健康，使工作效率与生活质量下降。

10 催眠已成为临床治疗失眠和睡眠障碍的一种极为重要的手段，单独或联合其它的心理疗法，可以缓解诸多身心症状。许多研究发现，个体在催眠状态下脑电 Theta 波增加，振幅增加，高催眠感受性个体比低感受性个体更明显。

为了实现催眠状态下高催眠感受性脑电的自动检测和正确地进行催眠感受性的分类判别，必须从催眠状态下脑电信号中提取最有判别力的信息。因此，寻求有效的催眠状态
15 脑电信号提取方法迫在眉睫。

发明内容

基于此，有必要针对目前不能有效的提取催眠状态脑电信号的问题，提供一种有效且准确的催眠状态脑电信号提取方法与系统。

20 一种催眠状态脑电信号提取方法，包括步骤：

采集催眠状态脑电初始信号，并对催眠状态脑电初始信号进行预设倍频陷波处理，获得预处理脑电信号；

根据小波函数与预处理脑电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数；

25 自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数；

通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。

一种催眠状态脑电信号提取系统，包括：

预处理模块，用于采集催眠状态脑电初始信号，并对催眠状态脑电初始信号进行预设

倍频陷波处理，获得预处理脑电信号；

小波函数选择模块，用于根据小波函数与预处理脑电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数；

5 优化模块，用于自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数；

信号提取模块，用于通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。

本发明催眠状态脑电信号提取方法与系统，采集催眠状态脑电初始信号，并进行预设倍频陷波处理，根据小波函数与理脑后电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数，自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。整个过程中，自适应优化小波函数的中心频率-带宽比，实现小波系数自适应调节，提高小波变换的分辨率，能有效且准确提取催眠状态脑电信号。

15 附图说明

图 1 为本发明催眠状态脑电信号提取方法第一个实施例的流程示意图；

图 2 为本发明催眠状态脑电信号提取方法第二个实施例的流程示意图；

图 3 为 Morlet 小波中心频率-带宽比和小波熵之间的曲线关系示意图；

图 4 为本发明催眠状态脑电信号提取系统第一个实施例的结构示意图；

20 图 5 为本发明催眠状态脑电信号提取系统第二个实施例的结构示意图。

具体实施方式

如图 1 所示，一种催眠状态脑电信号提取方法，包括步骤：

S100：采集催眠状态脑电初始信号，并对催眠状态脑电初始信号进行预设倍频陷波处理，获得预处理脑电信号。

催眠状态脑电初始信号可以通过现有的仪器设备采集，例如可以通过脑电图机采集。脑电图机采集到的催眠状态脑电信号通常含有一定频率的工频噪声干扰，没有明显的脑电信号波动规律，经过分析，催眠状态脑电初始信号不仅有工频噪声，还有一定频率的谐波

噪声，通过对这些催眠状态脑电初始信号进行预设倍频陷波处理，获得信号的曲线呈现出明显的脑电波动形状的预处理脑电信号。

S200：根据小波函数与预处理脑电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。

5 小波函数有多种类型，例如 Haar 小波、Coif 小波、Meyer 小波、Mexican 小波以及 Morlet 小波，不同的小波函数与预处理脑电信号之间相关性不同。非必要的，我们可以计算不同小波函数与预处理脑电信号之间相关性系数，选取相关性系数最大的小波函数作为用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。

S300：自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数。

10 中心频率和带宽是影响小波函数时频分辨率关键因素。改变中心频率-带宽比就可以改变小波变换的时频分辨率。当中心频率-带宽比达到最优时，小波变换的时频分辨率最高，其能够更加准确提取催眠状态脑电信。在这里，采用自适应方式优化小波函数的中心频率-带宽比，自适应优化方式可以选择相对小波熵自适应优化，小波奇异熵自适应优化以及小波熵自适应优化等。

15 S400：通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。

优化后小波函数的中心频率-带宽后，小波变换的时频分辨率得到明显的改善，能够更有效地提取催眠脑电信号中的高感受性成分，通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中准确提取催眠状态脑电信号。提取得到的高感受性催眠脑电信号，一方面，可在包含催眠脑电模块的脑电监护仪、电子睡眠仪、生物反馈睡眠仪设备上显示出来，作为诊断的基
20 础；另一方面，为接下来的催眠分析、睡眠信息匹配提供准确可靠的数据基础。

本发明催眠状态脑电信号提取方法，采集催眠状态脑电初始信号，并进行预设倍频陷波处理，根据小波函数与理脑后电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数，自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。整个过程中，自适应优化小波函数的中心频率-带宽
25 比，实现小波系数自适应调节，提高小波变换的分辨率，能有效且准确提取催眠状态脑电信号。

如图 2 所示，在其中一个实施例中，步骤 S100 包括：

S120：通过脑电图机、脑电生物反馈睡眠仪或脑电电极，采集催眠状态脑电初始信号。

通过脑电图机、脑电生物反馈睡眠仪或脑电电极这些精准的科学仪器设备，准确采集催眠状态脑电初始信号。

S140：对催眠状态脑电初始信号进行 50Hz 倍频陷波处理，获得预处理脑电信号。

步骤 S120 中采集到的催眠状态脑电初始信号含有 50Hz 的工频噪声干扰和还有 50Hz 的谐波噪声，例如 100Hz 的谐波噪声、150Hz 的谐波噪声以及 200Hz 的谐波噪声等。由于未这些催眠状态脑电初始信号没有明显的脑电信号波动规律且存在较大噪声，需要对其进行 50Hz 倍频陷波处理，经倍频陷波之后，曲线才呈现出明显的脑电波动形状。非必要的可以选用 50Hz 倍频陷波器(50Hz 陷波器、100Hz 陷波器、150Hz 陷波器、 200Hz 陷波器以及 250Hz 陷波器等)对信号进行预处理。

如图 2 所示，在其中一个实施例中，步骤 S200 包括：

S220：分别计算不同类型小波函数与预处理脑电信号的相关系数。

假设预处理脑电信号为 $x(k)$ ，样本总数为 N 。小波变换以小波基函数为基础，通过变换得到一系列子小波，用于逼近催眠状态下脑电信号。小波基函数极为重要，关系着子波逼近的准确度，基函数 $\psi(t) \in L^2(R)$ 必须满足 $\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t)dt = 0$ 的要求。 $\psi(t)$ 为小波基函数，通过时间-尺度变换得到一系列子小波，如

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad \text{其中, } a, b \in R, a \neq 0。$$

针对催眠状态下脑电信号，选取小波信号和催眠状态下脑电信号之间的互相关系数作为评价指标，来选取合适的母小波函数。互相关系数计算式如下：

$$\rho_{xy} = \frac{\sum_{n=0}^{\infty} x_n(t)y_n(t)}{\left[\sum_{n=0}^{\infty} x_n^2(t) \sum_{n=0}^{\infty} y_n^2(t) \right]^{1/2}}$$

$y(t) = [y_0(t), y_1(t), \dots, y_n(t)]^T$ 为 t 时刻两个能量有限的确定信号， ρ_{xy} 为它们的相关系数，且 $|\rho_{xy}| \leq 1$ ， ρ_{xy} 反映了 $x(t)$ 和 $y(t)$ 之间的相似程度。目前最常用于催眠状态脑电信号提取的母小波有 Haar 小波函数、Coif 小波函数、Meyer 小波函数、Mexican Hat 小波函数和 Morlet 小波函数等，催眠状态脑电信号和小波信号之间的互相关系数计算结果如表 1 所示：

表 1 催眠状态脑电信号和小波信号之间的互相关系数

序号	母小波	互相关系数
1	Haar 小波	0.0007
2	Coif 小波	0.0604
3	Meyer 小波	0.1206
4	Mexican Hat 小波	0.1764
5	Morlet 小波	0.4865

S240: 选取相关系数最大所对应的小波函数为用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。

相关系数越大表明小波函数与预处理脑电信号相关性越好, 选取相关系数最大所对应的小波函数为用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。具体来说, 通过上述表 1 可知 Morlet 小波的波形为振荡衰减形式, 与催眠状态脑电信号最为接近, 两者的互相关系数是所有小波波形中最大的。因此, 选用 Morlet 小波作为催眠状态脑电信号提取的小波分析工具。

如图 2 所示, 在其中一个实施例中, 步骤 S300 包括:

S320: 获取选取的所述小波函数的小波系数, 根据所述小波系数转换获得概率分布序列 p_i , 并计算所述概率分布序列 p_i 的值。

10 S340: 根据所述概率分布序列 p_i 的值, 绘制选取的小波函数的中心频率-带宽比与小波熵之间的关系曲线。

S360: 根据关系曲线, 查找选中心频率-带宽比的最优值。

S380: 根据最优值, 自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比, 获得优化后的小波函数。

15 在本实施例中, 选用小波熵来优化小波函数的中心频率-带宽比, 中心频率 f_c 和带宽 σ_f 是影响小波时频分辨率关键因素。改变中心频率-带宽比就可以改变小波变换的时频分辨率。当中心频率-带宽比达到最优时, 小波变换的时频分辨率最高。下面以母小波函数为 Morlet 小波的 CMOR 小波进行解释说明。CMOR 小波的母小波表达式如下所示:

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi \cdot \sigma_t^2}} e^{i2\pi f_c t} e^{\frac{-t^2}{2\sigma_t^2}}$$

20 其中, f_c 表示母波 $\psi(t)$ 的特征频率, 也是中心频率, σ_t 为高斯窗的标准差, 通常取值

为 1, σ_f 为带宽, 通常 $\sigma_f = 1/2\pi \cdot \sigma_t$ 。分析 CMOR 小波的母小波可知, CMOR 小波波形振荡衰减的快慢由带宽 σ_f 决定, 波形的振荡频率由中心频率 f_c 决定。根据上述公式可以计算 CMOR 小波的频率分辨率

$$\Delta f_i = \frac{f_i}{f_c f_s} \cdot \frac{1}{2\pi \sqrt{\sigma_f}}$$

5 和时间分辨率

$$\Delta t_i = \frac{f_c f_s}{f_i} \cdot \frac{\sqrt{\sigma_f}}{2}$$

其中, f_s 为采样频率, f_c 为中心频率, σ_f 为带宽, f_i 为信号分析频率。利用 Shannon 熵优化小波变换中心频率-带宽比的核心思想, 就是用概率分布序列 p_i 来表示小波系数, 然后计算 p_i 的值, 表达式如下所示:

$$H(p) = -\sum_{i=1}^n p_i \log p_i, \quad \sum_{i=1}^n p_i = 1$$

其中, p_i 是一个概率分布序列, 通过小波系数转换得到, 具有不确定性。其转换公式如下所示:

$$p_i = |X(f_i, t)| / \sum_{j=1}^M |X(f_j, t)|$$

$X(f_i, t)$ 为小波系数。中心频率-带宽比 f_c/σ_f 和 Shannon 小波熵之间的曲线关系, 如图 3 所示。当中心频率-带宽比 $f_c/\sigma_f = 4.43$ 时, 基于 Shannon 小波熵概率最优理论, 可知当 Shannon 小波熵达到最小值时, Morlet 小波中心频率-带宽比参数达到最优, 对应的基小波就是与特征成分最匹配的小波。

在其中一个实施例中, 通过优化后的小波函数, 从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号的步骤包括:

步骤一: 获取优化后的小波函数的母小波, 对母小波进行伸缩和平移得到子小波。子波通过母波伸缩和平移生成, 表达式如下示:

$$\varphi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \varphi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

a 为频率伸缩因子, b 为时间平移因子, $*$ 表征该函数是一个复函数。

步骤二：对子小波中的参数进行尺度转换，获得子小波的加权系数，其中，尺度转换包括伸缩因子转换为频率以及平移因子转换为时间。

对子波 $w(a,b)$ 中的参数进行尺度转换，用频率 f 表示频率伸缩因子 a ，用时间 t 表示平移因子 b ，就可以得到加权系数 $X(f,t)$ 。

5 步骤三：构建加权系数小波曲线三维平面，其中，空间 X 轴为时间轴，空间 Y 轴为频率轴，空间 Z 轴为加权系数轴。

构建加权系数小波曲线三维平面，在 $X(f,t)$ 小波曲线三维平面中，x 轴为时间轴(t)，y 轴为频率轴(f)，z 轴为小波系数（单位为 dB）。

10 步骤四：获取优化后的小波函数周期，并查找加权系数小波曲线三维平面中频率最大值，计算连续阈限值。

定义“连续”阈限 $DT_{\max}$ ， $DT_{\max}(f) = c/f$ ，其中，c 表示特征小波周期， f 为频率。

步骤五：查找加权系数小波曲线三维平面中加权系数大于频率最大值部分所对应的时间区间值。

15 在局部最大值点，频率 f' 表示小波曲线三维平面最高点的频率取值。能量阈值用 K 表示。如果 $X(f',t) > K(f')$ ，那么参数 β 可以调整阈值大小。令 $[t',t'']$ 表示曲线平线上 $X(f',t) > K(f')$ 的部分。

步骤六：当时间区间值大于连续阈限值时，判定加权系数小波曲线三维平面中加权系数大于频率最大值的部分对应的脑电信号为有效催眠状态脑电信号。

20 如果时间宽度 $t'' - t'$ 大于“连续”阈限 $DT_{\max}$ ，那么该区域就认为是催眠感受性高的脑电信号。

步骤七：通过优化后的小波函数，对有效催眠状态脑电信号进行时频信息提取，获得催眠状态脑电信号。

25 利用小波熵自适应优化后的 CMOR 小波对催眠状态下脑电信号进行时频信息提取，利用 Shannon 小波熵自适应优化 CMOR 小波的中心频率-带宽比参数后，小波变换的时频分辨率得到明显的改善，能够更有效地提取催眠脑电信号中的高感受性成分。

如图 4 所示，一种催眠状态脑电信号提取系统，包括：

预处理模块 100，用于采集催眠状态脑电初始信号，并对催眠状态脑电初始信号进行预设倍频陷波处理，获得预处理脑电信号；

小波函数选择模块 200，用于根据小波函数与预处理脑电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数；

优化模块 300，用于自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数；

5 信号提取模块 400，用于通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。

本发明催眠状态脑电信号提取系统，采集催眠状态脑电初始信号，并进行预设倍频陷波处理，根据小波函数与理脑后电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数，自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，通过优化后的小波函数，从预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。整个过程中，自适应优化小波函数的中心频率-带宽比，实现小波系数自适应调节，提高小波变换的分辨率，能有效且准确提取催眠状态脑电信号。

10

如图 5 所示，在其中一个实施例中，预处理模块 100 包括：

初始信号采集单元 120，用于通过脑电图机、脑电生物反馈睡眠仪或脑电电极，采集催眠状态脑电初始信号。

15

预处理单元 140，用于对催眠状态脑电初始信号进行 50Hz 倍频陷波处理，获得预处理脑电信号。

仪器设备采集到的催眠状态脑电初始信号含有 50Hz 的工频噪声干扰和还有 50Hz 的谐波噪声，例如 100Hz 的谐波噪声、150Hz 的谐波噪声以及 200Hz 的谐波噪声等。由于未这些催眠状态脑电初始信号没有明显的脑电信号波动规律且存在较大噪声，需要对其进行 50Hz 倍频陷波处理，经倍频陷波之后，曲线才呈现出明显的脑电波动形状。非必要的，预处理单元 140 可以选用 50Hz 倍频陷波器(50Hz 陷波器、100Hz 陷波器、150Hz 陷波器、200Hz 陷波器以及 250Hz 陷波器等)对信号进行预处理。

20

如图 5 所示，在其中一个实施例中，小波函数选择模块 200 包括：

相关系数计算单元 220，用于分别计算不同类型小波函数与预处理脑电信号的相关系数。

25

选取单元 240，用于选取相关系数最大所对应的小波函数为用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。

相关系数越大表明小波函数与预处理脑电信号相关性越好，选取相关系数最大所对应的小波函数为用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。

如图 5 所示，在其中一个实施例中，优化模块 300 包括：

5 计算单元 320，用于获取选取的所述小波函数的小波系数，根据所述小波系数转换获得概率分布序列 p_i ，并计算所述概率分布序列 p_i 的值。曲线绘制单元 340，用于根据所述概率分布序列 p_i 的值，绘制选取的小波函数的中心频率-带宽比与小波熵之间的关系曲线。

查找单元 360，用于根据关系曲线，查找选中心频率-带宽比的最优值。

优化单元 380，用于根据最优值，自适应优化选取的小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数。

10 在本实施例中，选用小波熵来优化小波函数的中心频率-带宽比，中心频率 f_c 和带宽 σ_f 是影响小波时频分辨率关键因素。改变中心频率-带宽比就可以改变小波变换的时频分辨率。当中心频率-带宽比达到最优时，小波变换的时频分辨率最高。

在其中一个实施例中，信号提取模块 400 包括：

15 子小波获取单元，用于获取优化后的小波函数的母小波，对母小波进行伸缩和平移得到子小波。

转换单元，用于对子小波中的参数进行尺度转换，获得子小波的加权系数，其中，尺度转换包括伸缩因子转换为频率以及平移因子转换为时间。

构建单元，用于构建加权系数小波曲线三维平面，其中，空间 X 轴为时间轴，空间 Y 轴为频率轴，空间 Z 轴为加权系数轴。

20 阈值计算单元，用于获取优化后的小波函数周期，并查找加权系数小波曲线三维平面中频率最大值，计算连续阈值。

时间区间值计算单元，用于查找加权系数小波曲线三维平面中加权系数大于频率最大值部分所对应的时间区间值。

25 比较单元，用于当时间区间值大于连续阈值时，判定加权系数小波曲线三维平面中加权系数大于频率最大值的部分对应的脑电信号为有效催眠状态脑电信号。

提取单元，用于通过优化后的小波函数，对有效催眠状态脑电信号进行时频信息提取，获得催眠状态脑电信号。

以 CMOR 小波为例，利用小波熵自适应优化后的 CMOR 小波对催眠状态下脑电信号

进行时频信息提取，利用 Shannon 小波熵自适应优化 CMOR 小波的中心频率-带宽比参数后，小波变换的时频分辨率得到明显的改善，能够更有效地提取催眠脑电信号中的高感受性成分。

5 以上实施例仅表达了本发明的几种实施方式，其描述较为具体和详细，但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是，对于本领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。因此，本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

权利要求书

1、一种催眠状态脑电信号提取方法，其特征在于，包括步骤：

采集催眠状态脑电初始信号，并对所述催眠状态脑电初始信号进行预设倍频陷波处理，获得预处理脑电信号；

5 根据小波函数与所述预处理脑电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数；

自适应优化选取的所述小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数；

通过所述优化后的小波函数，从所述预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。

2、根据权利要求 1 所述的催眠状态脑电信号提取方法，其特征在于，所述采集催眠
10 状态脑电初始信号，并对所述催眠状态脑电初始信号进行预设倍频陷波处理，获得预处理脑电信号的步骤包括：

通过脑电图机、脑电生物反馈睡眠仪或脑电电极，采集催眠状态脑电初始信号；

对所述催眠状态脑电初始信号进行 50Hz 倍频陷波处理，获得预处理脑电信号。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的催眠状态脑电信号提取方法，其特征在于，所述根据
15 小波函数与所述预处理脑电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数的步骤包括：

分别计算不同类型小波函数与所述预处理脑电信号的相关系数；

选取所述相关系数最大所对应的小波函数为用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。

4、根据权利要求 1 或 2 所述的催眠状态脑电信号提取方法，其特征在于，所述自适
20 应优化选取的所述小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数的步骤包括：

获取选取的所述小波函数的小波系数，根据所述小波系数转换获得概率分布序列，并计算所述概率分布序列的值；

根据所述概率分布序列的值，绘制选取的所述小波函数的中心频率-带宽比与小波熵之间的关系曲线；

25 根据所述关系曲线，查找选中心频率-带宽比的最优值；

根据所述最优值，自适应优化选取的所述小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数。

5、根据权利要求 1 或 2 所述的催眠状态脑电信号提取方法，其特征在于，所述通过

所述优化后的小波函数，从所述预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号的步骤包括：

获取所述优化后的小波函数的母小波，对所述母小波进行伸缩和平移得到子小波；

对所述子小波中的参数进行尺度转换，获得所述子小波的加权系数，其中，所述尺度转换包括伸缩因子转换为频率以及平移因子转换为时间；

- 5 构建所述加权系数小波曲线三维平面，其中，空间 X 轴为时间轴，空间 Y 轴为频率轴，空间 Z 轴为所述加权系数轴；

获取所述优化后的小波函数周期，并查找所述加权系数小波曲线三维平面中频率最大值，计算连续阈限值；

- 10 查找所述加权系数小波曲线三维平面中所述加权系数大于所述频率最大值部分所对应的的时间区间值；

当所述时间区间值大于所述连续阈限值时，判定所述加权系数小波曲线三维平面中所述加权系数大于所述频率最大值的部分对应的脑电信号为有效催眠状态脑电信号；

通过所述优化后的小波函数，对所述有效催眠状态脑电信号进行时频信息提取，获得催眠状态脑电信号。

- 15 6、一种催眠状态脑电信号提取系统，其特征在于，包括：

预处理模块，用于采集催眠状态脑电初始信号，并对所述催眠状态脑电初始信号进行预设倍频陷波处理，获得预处理脑电信号；

小波函数选择模块，用于根据小波函数与所述预处理脑电信号之间相关性，选取用于提取催眠状态脑电信号的小波函数；

- 20 优化模块，用于自适应优化选取的所述小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数；

信号提取模块，用于通过所述优化后的小波函数，从所述预处理脑电信号中提取催眠状态脑电信号。

- 25 7、根据权利要求 6 所述的催眠状态脑电信号提取系统，其特征在于，所述预处理模块包括：

初始信号采集单元，用于通过脑电图机、脑电生物反馈睡眠仪或脑电电极，采集催眠状态脑电初始信号；

预处理单元，用于对所述催眠状态脑电初始信号进行 50Hz 倍频陷波处理，获得预处

理脑电信号。

8、根据权利要求 6 或 7 所述的催眠状态脑电信号提取系统，其特征在于，所述小波函数选择模块包括：

5 相关系数计算单元，用于分别计算不同类型小波函数与所述预处理脑电信号的相关系数；

选取单元，用于选取所述相关系数最大所对应的小波函数为用于提取催眠状态脑电信号的小波函数。

9、根据权利要求 6 或 7 所述的催眠状态脑电信号提取系统，其特征在于，所述优化模块包括：

10 计算单元，用于获取选取的所述小波函数的小波系数，根据所述小波系数转换获得概率分布序列，并计算所述概率分布序列的值；

曲线绘制单元，用于根据所述概率分布序列的值，绘制选取的所述小波函数的中心频率-带宽比与小波熵之间的关系曲线；

查找单元，用于根据所述关系曲线，查找选中心频率-带宽比的最优值；

15 优化单元，用于根据所述最优值，自适应优化选取的所述小波函数的中心频率-带宽比，获得优化后的小波函数。

10、根据权利要求 6 或 7 所述的催眠状态脑电信号提取系统，其特征在于，所述信号提取模块包括：

20 子小波获取单元，用于获取所述优化后的小波函数的母小波，对所述母小波进行伸缩和平移得到子小波；

转换单元，用于对所述子小波中的参数进行尺度转换，获得所述子小波的加权系数，其中，所述尺度转换包括伸缩因子转换为频率以及平移因子转换为时间；

构建单元，用于构建所述加权系数小波曲线三维平面，其中，空间 X 轴为时间轴，空间 Y 轴为频率轴，空间 Z 轴为所述加权系数轴；

25 阈值计算单元，用于获取所述优化后的小波函数周期，并查找所述加权系数小波曲线三维平面中频率最大值，计算连续阈值；

时间区间值计算单元，用于查找所述加权系数小波曲线三维平面中所述加权系数大于所述频率最大值部分所对应的时间区间值；

比较单元，用于当所述时间区间值大于所述连续阈限值时，判定所述加权系数小波曲线三维平面中所述加权系数大于所述频率最大值的部分对应的脑电信号为有效催眠状态脑电信号；

- 提取单元，用于通过所述优化后的小波函数，对所述有效催眠状态脑电信号进行时频
- 5 信息提取，获得催眠状态脑电信号。

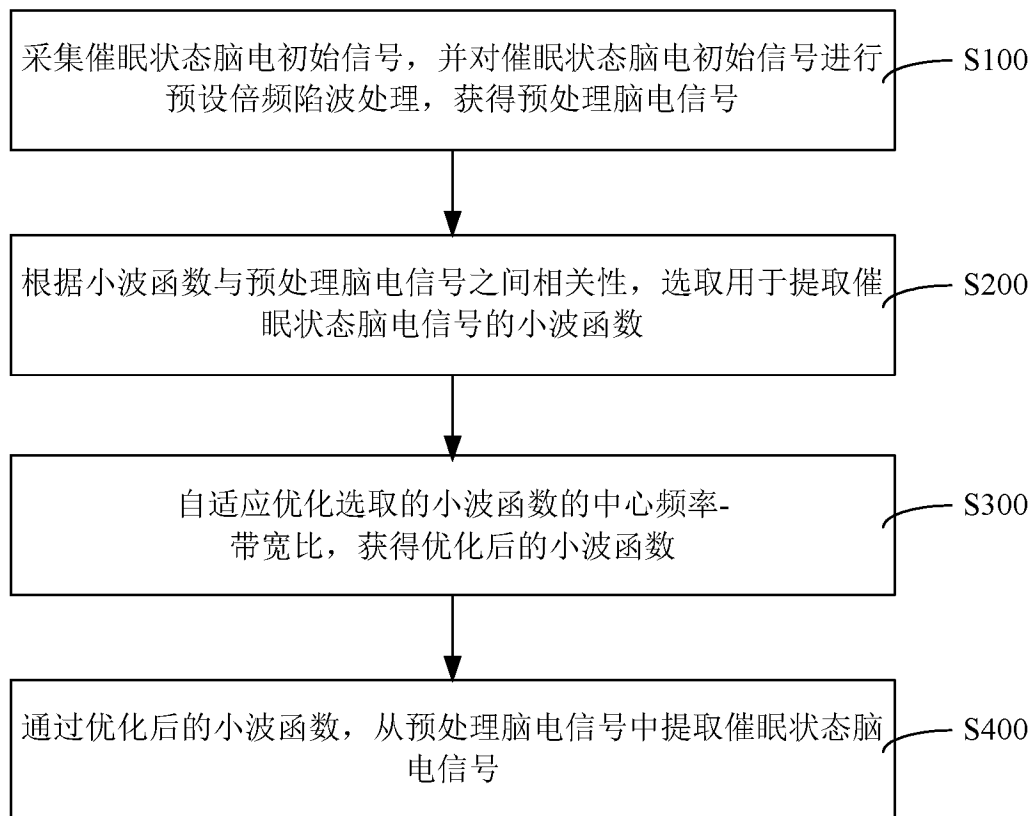


图 1

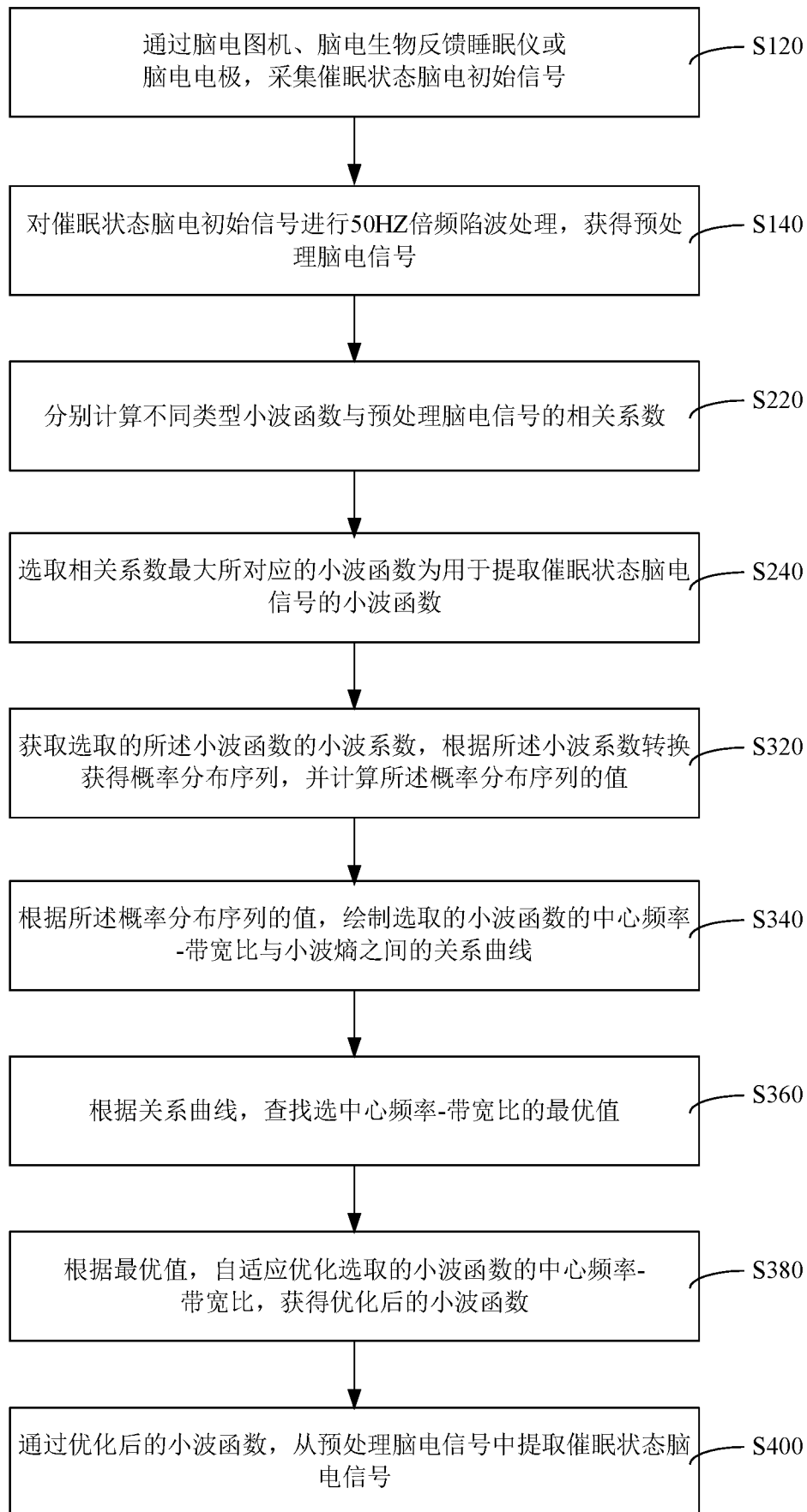


图 2

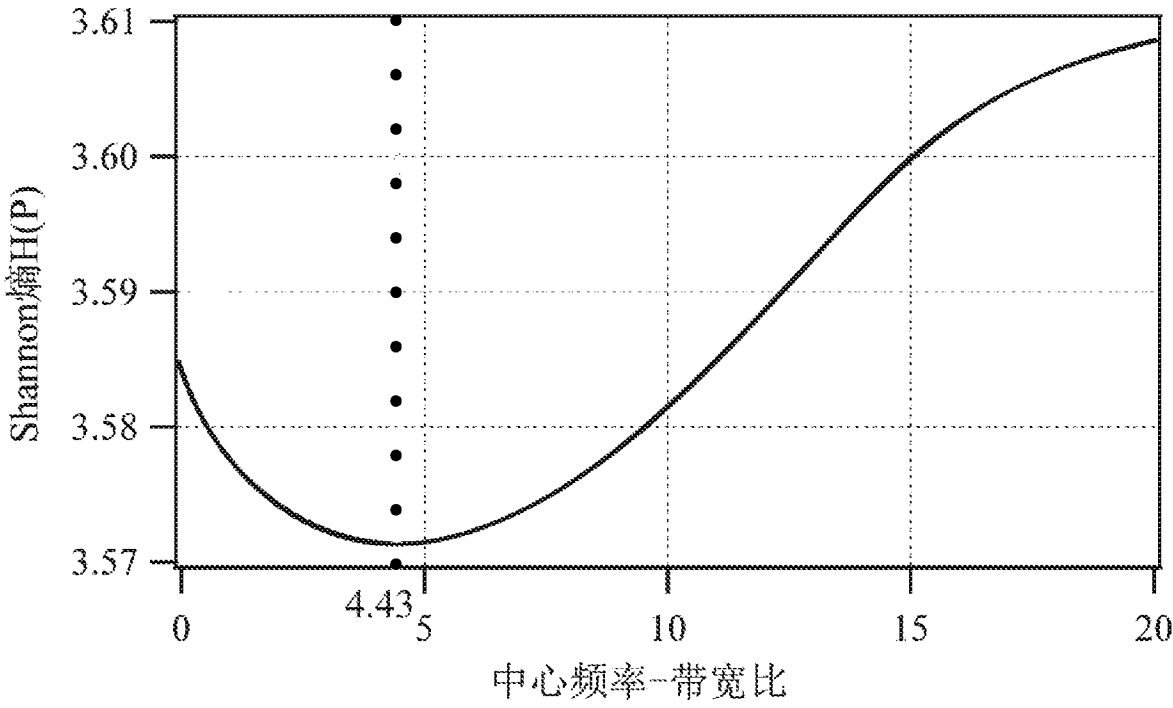


图 3

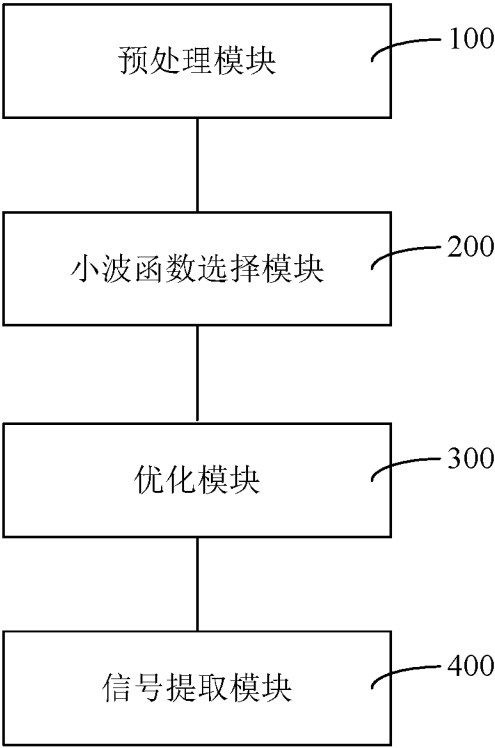


图 4

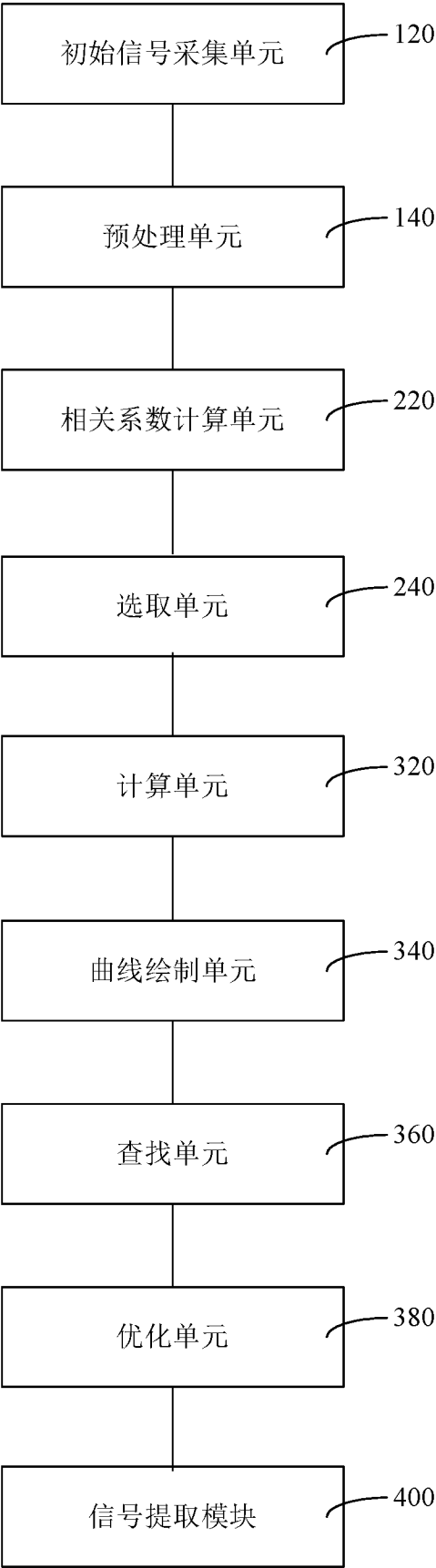


图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/113118

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0476 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: hu jing, hypnotic, electroencephalogram, signal, extract+, trap, process+, correlate+, wavelet, function+, frequency, band, ratio, optimizat+, adapt+, guangzhou cvte electronic technology co., ltd.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 106037722 A (GUANGZHOU CVTE ELECTRONIC TECHNOLOGY CO., LTD.) 26 October 2016 (26.10.2016) claims 1-10	1-10
A	CN 103815901 A (LIU, Zhiyong) 28 May 2014 (28.05.2014) description, paragraphs [0019]-[0038], and figure 1	1-10
A	CN 101732047 A (TIANJIN UNIVERSITY) 16 June 2010 (16.06.2010) the whole document	1-10
A	CN 101632587 A (NANJING UNIVERSITY) 27 January 2010 (27.01.2010) the whole document	1-10
A	CN 105559777 A (BEIJING UNIVERSITY OF TECHNOLOGY) 11 May 2016 (11.05.2016) the whole document	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 01 March 2017	Date of mailing of the international search report 30 March 2017
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer WEN, Bo Telephone No. (86-10) 61648419

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/113118

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2015038804 A1 (YOUNES, MAGDY) 05 February 2015 (05.02.2015) the whole document	1-10
A	US 2015257700 A1 (FU, CHI YUNG) 17 September 2015 (17.09.2015) the whole document	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2016/113118

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 106037722 A	26 October 2016	None	
CN 103815901 A	28 May 2014	CN 103815901 B	09 September 2015
CN 101732047 A	16 June 2010	CN 101732047 B	08 June 2011
CN 101632587 A	27 January 2010	None	
CN 105559777 A	11 May 2016	None	
US 2015038804 A1	05 February 2015	None	
US 2015257700 A1	17 September 2015	US 9037224 B1	19 May 2015

A. 主题的分类 A61B 5/0476(2006.01) i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类																							
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61B5/- 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNPAT, CNKI, WPI, EPDOC: 胡静, 广州视源电子科技有限公司, 催眠, 脑电, 信号, 提取, 小波, 函数, 陷波, 预处理, 选取, 自适应, 优化, 频率, 带宽, 相关, 系数, hypnotic, electroencephalogram, signal, extract+, trap, process+, correlat+, wavelet, function+, frequency, band, ratio, optimizat+, adapt+																							
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 106037722 A (广州视源电子科技有限公司) 2016年 10月 26日 (2016 - 10 - 26) 权利要求1-10</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 103815901 A (刘志勇) 2014年 5月 28日 (2014 - 05 - 28) 说明书第[0019]-[0038]段, 图1</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 101732047 A (天津大学) 2010年 6月 16日 (2010 - 06 - 16) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 101632587 A (南京大学) 2010年 1月 27日 (2010 - 01 - 27) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105559777 A (北京工业大学) 2016年 5月 11日 (2016 - 05 - 11) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2015038804 A1 (YOUNES, MAGDY) 2015年 2月 5日 (2015 - 02 - 05) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 106037722 A (广州视源电子科技有限公司) 2016年 10月 26日 (2016 - 10 - 26) 权利要求1-10	1-10	A	CN 103815901 A (刘志勇) 2014年 5月 28日 (2014 - 05 - 28) 说明书第[0019]-[0038]段, 图1	1-10	A	CN 101732047 A (天津大学) 2010年 6月 16日 (2010 - 06 - 16) 全文	1-10	A	CN 101632587 A (南京大学) 2010年 1月 27日 (2010 - 01 - 27) 全文	1-10	A	CN 105559777 A (北京工业大学) 2016年 5月 11日 (2016 - 05 - 11) 全文	1-10	A	US 2015038804 A1 (YOUNES, MAGDY) 2015年 2月 5日 (2015 - 02 - 05) 全文	1-10
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																					
PX	CN 106037722 A (广州视源电子科技有限公司) 2016年 10月 26日 (2016 - 10 - 26) 权利要求1-10	1-10																					
A	CN 103815901 A (刘志勇) 2014年 5月 28日 (2014 - 05 - 28) 说明书第[0019]-[0038]段, 图1	1-10																					
A	CN 101732047 A (天津大学) 2010年 6月 16日 (2010 - 06 - 16) 全文	1-10																					
A	CN 101632587 A (南京大学) 2010年 1月 27日 (2010 - 01 - 27) 全文	1-10																					
A	CN 105559777 A (北京工业大学) 2016年 5月 11日 (2016 - 05 - 11) 全文	1-10																					
A	US 2015038804 A1 (YOUNES, MAGDY) 2015年 2月 5日 (2015 - 02 - 05) 全文	1-10																					
☒ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																							
<table border="0"> <tr> <td style="vertical-align: top;"> * 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 </td> <td style="vertical-align: top;"> “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件 </td> </tr> </table>			* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																			
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																						
国际检索实际完成的日期 2017年 3月 1日		国际检索报告邮寄日期 2017年 3月 30日																					
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		受权官员 温博 电话号码 (86-10)61648419																					

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	US 2015257700 A1 (FU, CHI YUNG) 2015年 9月 17日 (2015 - 09 - 17) 全文	1-10

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/113118

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	106037722	A	2016年 10月 26日	无	
CN	103815901	A	2014年 5月 28日	CN 103815901	B 2015年 9月 9日
CN	101732047	A	2010年 6月 16日	CN 101732047	B 2011年 6月 8日
CN	101632587	A	2010年 1月 27日	无	
CN	105559777	A	2016年 5月 11日	无	
US	2015038804	A1	2015年 2月 5日	无	
US	2015257700	A1	2015年 9月 17日	US 9037224	B1 2015年 5月 19日