



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111317466 A

(43)申请公布日 2020.06.23

(21)申请号 201910593796.9

(22)申请日 2019.07.03

(71)申请人 重庆邮电大学

地址 400065 重庆市南岸区南山街道崇文路2号

(72)发明人 刘柯 薛进 李家扬 吴桐 许可

(74)专利代理机构 重庆辉腾律师事务所 50215
代理人 卢胜斌

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G16H 30/20(2018.01)

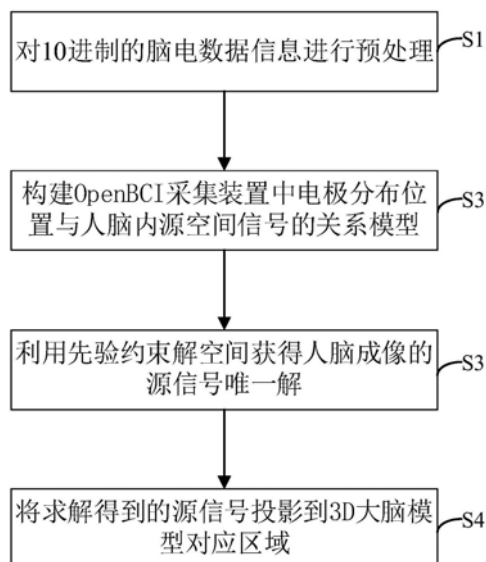
权利要求书3页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种脑电信号成像方法、系统以及计算机设备

(57)摘要

本发明涉及信号处理技术领域,特别涉及一种脑电信号成像方法、系统以及计算机设备,所述方法包括利用基于OpenBCI的采集装置采集脑电数据信息,并记录每个采集脑电信息的电极的位置,将采集得到的脑电数据信息将脑电数据信息转换为10进制数据并保存为txt文件;对10进制的脑电数据信息进行预处理;构建OpenBCI采集装置中电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型;利用先验约束解空间获得人脑成像的源信号唯一解;将求解得到的源信号投影到3D大脑模型对应区域;本发明在降低装置成本的同时,极大地减小了装置本身对脑电数据的干扰,保证了脑电数据的精度。



1. 一种脑电信号成像方法,其特征在于,利用基于OpenBCI的采集装置采集脑电数据信息,并记录每个采集脑电信息的电极的位置,将采集得到的脑电数据信息将脑电数据信息转换为10进制数据并保存为txt文件,进行以下成像过程:

S1、对10进制的脑电数据信息进行预处理;

S2、构建OpenBCI采集装置中电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型;

S3、利用先验约束解空间获得人脑成像的源信号唯一解;

S4、将求解得到的源信号投影到3D大脑模型对应区域。

2. 权利要求1所述的一种脑电信号成像方法,其特征在于,基于OpenBCI的采集装置包括OpenBCI帽状头盔以及设置在头盔上的Cyton板、8个电极以及两个耳夹;每个电极通过导线与Cyton板上的数据通道连接;每个电极在每个时刻采集的数据并打包成数据包,所有数据包构成脑电数据信息,其中每个数据包由33个字节的16进制数据组成,其中,第1个字节为固定起始字节,为OpenBCI数据包的起始标志;第2字节为数据索引,是OpenBCI数据包的索引;第3-26字节为8个数据通道采集的脑电信号,每3个字节表示一个通道的脑电信号,共24个字节;第27-32字节为3个AUX信号,每2个字节表示一个AUX信号,共6个字节;第33个字节为固定结束字节,为OpenBCI数据包的结束标志。

3. 权利要求1所述的一种脑电信号成像方法,其特征在于,所述构建OpenBCI采集装置中电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型包括:

$$B=LS+\varepsilon;$$

其中, $B=\{b_1, \dots, b_t, \dots, b_T\}$,表示在人脑头皮表面 d_b 个电极测量的 T 个采样时间点上脑电信号数据, b_t 表示第 t 个采样时间的观测信号; S 为源信号,包括 T 个时刻的皮质神经活动,表示为 $S=\{s_1, \dots, s_t, \dots, s_T\}$, s_t 表示 t 时刻的皮质神经活动,每个时刻的皮质神经活动包括元空间内 d_s 个源的信号; ε 是观测噪声; L 表示导联矩阵。

4. 根据要求1所述的一种脑电信号成像方法,其特征在于,所述利用先验约束解空间获得人脑成像的源信号唯一解包括:

S31、电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型进行空间白化;

S32、设定大脑皮层源信号服从先验分布,并根据贝叶斯公式得到源信号的后验分布表达式;

S33、利用最小模解选择能量源最小的源结构作为最终的源信号估计,并将该源信号估计作为最终人脑成像的源信号。

5. 根据要求4所述的一种脑电信号成像方法,其特征在于,电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型进行空间白化包括:

S311、观测噪声 ε 服从高斯分布 $N(0, \Sigma_\varepsilon)$,对观测噪声协方差进行特征值分解得到

$$\Sigma_\varepsilon = U_\varepsilon \Lambda_\varepsilon U_\varepsilon^T;$$

S312、电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型进行白化,表示为: $\tilde{B}=\tilde{L}S+\tilde{\varepsilon}$;

其中, $\tilde{B}$ 为空间白化后的在人脑头皮表面 d_b 个电极测量的 T 个采样时间点上脑电信号数据,表示为 $\tilde{B}=\Lambda_\varepsilon^{-1/2} U_\varepsilon^T B$; $\tilde{L}$ 为空间白化后的导联矩阵,表示为 $\tilde{L}=\Lambda_\varepsilon^{-1/2} U_\varepsilon^T L$; $\tilde{\varepsilon}$ 为空间白化后的观测矩阵,表示为 $\tilde{\varepsilon}=\Lambda_\varepsilon^{-1/2} U_\varepsilon^T \varepsilon$; ;空间白化后的先验分布为 $p(\tilde{\varepsilon})$,表示为

$p(\tilde{\mathbf{e}}) = N(\mathbf{0}, \mathbf{I})$; $\mathbf{I}$ 表示单位矩阵; $\mathbf{U}_\epsilon$ 、 Λ_ϵ 为对观测噪声协方差进行特征值分解得出的两个正交矩阵; Σ_ϵ 表示观测噪声高斯分布的方差; $\mathbf{S}$ 为源信号, 包括源空间内 d_s 个源的信号。

6. 根据权利要求4所述的一种脑电信号成像方法, 其特征在于, 源信号的后验分布表达式表示为:

$$p(\mathbf{S}|\mathbf{B}) = \frac{p(\mathbf{B}|\mathbf{S})p(\mathbf{S})}{p(\mathbf{B})};$$

其中, $p(\mathbf{S}|\mathbf{B})$ 表示源信号 $\mathbf{S}$ 的后验分布, $p(\mathbf{B})$ 表示电极采集的脑电信号的概率分布, $p(\mathbf{B}|\mathbf{S})$ 表示在已有源信号 $\mathbf{S}$ 的条件下采集得到的脑电信号 $\mathbf{B}$ 的似然分布, $p(\mathbf{S})$ 表示源信号 $\mathbf{S}$ 的先验分布。

7. 根据权利要求4所述的一种脑电信号成像方法, 其特征在于, 利用最小模解求解得到源信号的后验分布表达式的最大后验估计包括:

$$\begin{aligned}\hat{\mathbf{S}} &= \arg \max_{\mathbf{S}} p(\mathbf{S}|\mathbf{B}) = \arg \max_{\mathbf{S}} p(\mathbf{B}|\mathbf{S})p(\mathbf{S}) \\ &= \arg \max_{\mathbf{S}} -\frac{1}{2}\|\mathbf{B} - \mathbf{L}\mathbf{S}\|_F^2 - \frac{1}{2}\lambda\|\mathbf{S}\|_F^2 \\ &= \arg \min_{\mathbf{S}} \|\mathbf{B} - \mathbf{L}\mathbf{S}\|_F^2 + \lambda\|\mathbf{S}\|_F^2 \\ &= (\mathbf{L}^T\mathbf{L} + \lambda\mathbf{I})^{-1}\mathbf{B}\end{aligned}$$

其中, $\hat{\mathbf{S}}$ 为最大后验估计, $\|\bullet\|_F^2$ 为L2范数; λ 为正则参数; $\mathbf{I}$ 为单位矩阵; $p(\mathbf{B}|\mathbf{S})$ 表示在已有源信号 $\mathbf{S}$ 的条件下采集得到的脑电信号 $\mathbf{B}$ 的似然分布, $p(\mathbf{S})$ 表示源信号 $\mathbf{S}$ 的先验分布; $\mathbf{L}$ 表示导联矩阵; $\mathbf{S}$ 为源信号。

8. 根据权利要求7所述的一种脑电信号成像方法, 其特征在于, 正则参数 λ 的获取包括: 对正则参数 λ 进行迭代更新直到 $p(\mathbf{B}|\lambda)$ 收敛或者相对变化小于阈值, 迭代更新过程表示为:

$$\begin{aligned}\lambda^{-1} &= \gamma \\ \gamma^{(k+1)} &= \frac{1}{\mathbf{T}} \left\| \gamma^{(k)} \mathbf{L}^T \sum_b^{-T} \mathbf{B} \right\|_F^2 \left[\text{trace} \left(\gamma^{(k)} \sum_b^{-1} \mathbf{L} \mathbf{L}^T \right) \right]^{-1}\end{aligned}$$

其中, 当 $\gamma^{(k+1)}$ 表示第 $k+1$ 次迭代正则参数的倒数, γ 表示满足迭代终止条件的正则参数的倒数; $\text{trace}(\cdot)$ 表示二维矩阵的迹; $\mathbf{T}$ 表示白化矩阵; $p(\mathbf{B}|\lambda)$ 表示在已知 λ 的情况下采集得到的脑电信号 $\mathbf{B}$ 的似然分布; 上标 $\mathbf{T}$ 表示矩阵的转置, 上标 -1 表示对矩阵求逆, 上标 $-T$ 表示对矩阵求逆再转置; Σ_b 为中间参数, 定义为 $\sum_b^{\Delta} = \sum_{\epsilon} + \mathbf{L} \sum_s \mathbf{L}^T$, 其中 Σ_s 为源信号高斯分布的方差; Σ_{ϵ} 表示观测噪声高斯分布的方差。

9. 一种脑电信号成像系统, 其特征在于, 包括基于OpenBCI的脑电采集装置和成像模块, 所述基于OpenBCI的脑电采集装置包括数据采集模块、蓝牙模块; 所述成像模块包括数据转换子模块、数据保存子模块、USB Dongle子模块、数据预处理子模块、电极分布与人脑内源空间信号模型子模块、先验约束解空间子模块以及源信号投影子模块; 其中:

所述数据采集模块用于采集脑电数据;

所述蓝牙模块用于将采集的数据传输到成像模块;

所述USB Dongle子模块用于接收基于OpenBCI的脑电采集装置采集的数据;

所述数据转换模块用于将采集的脑电数据转换为10进制数据；

所述数据保存模块用于将10进行数据保存为txt文件；

所述数据预处理模块用于将保存为txt文件的脑电数据进行空间白化；

所述电极分布与人脑内源空间信号模型模块用于利用空间白化后的脑电数据构建电极分布与人脑内源空间信号模型；

所述先验约束解空间模块用于根据电极分布与人脑内源空间信号模型利用先验约束解解出源信号的唯一解；

所述源信号投影模块用于将源信号的为一解投影到3D大脑模型。

10. 一种脑电信号成像的计算机设备,其特征在于,包括存储器、处理器以及存储在存储器中可以在处理器上运行的计算机程序,对于基于OpenBCI的采集装置或者其他8通道的脑电采集装置采集的数据,处理器执行计算机程序实现权利要求1~8任一所述的方法实现脑电成像。

一种脑电信号成像方法、系统以及计算机设备

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域，特别涉及一种脑电信号成像方法、系统以及计算机设备。

背景技术

[0002] 目前，脑功能信号数据的采集与处理通常使用价格较高且不利于携带的头盔式设备，公告号为CN104068851B的中国发明专利，公开了“基于FPGA的脑电信号采集系统和方法”，该发明通过FPGA系统采集大脑的脑电数据。此种通过FPGA系统采集脑电数据的方式存在一定的缺陷，因为该FPGA系统将脑电数据的采集、接收、滤波和峰值检测功能模块集中在一起，整个装置的功能和设置被固定，该发明的灵活性将降低，同时，该发明的成本会随着功能的增多而变大。另外，由于FPGA本身也会产生很高频率的电信号，如果FPGA上集成的功能较多，FPGA自身产生的干扰作用将不能被忽略，脑电数据的精确度将会受到影响，该发明的可用性将会降低。同时，该发明仅基于传感器层面对脑电数据进行分析，空间分辨率较低。为提高脑电分析的空间分辨率，可基于脑电数据，利用脑电源成像算法，重构皮层大脑时空活动，这在大脑认知功能（比如记忆、语言、运动和感觉等）研究，和脑功能疾病诊断和治疗等方面有着重要的意义。

发明内容

[0003] 为了更好地解决脑电信号成像的问题，本发明提出一种脑电信号成像方法、系统以及计算机设备，所述方法包括利用基于OpenBCI的采集装置采集脑电数据信息，并记录每个采集脑电信息的电极的位置，将采集得到的脑电数据信息将脑电数据信息转换为10进制数据并保存为txt文件，如图2，进行以下成像过程：

[0004] S1、对10进制的脑电数据信息进行预处理；

[0005] S2、构建OpenBCI采集装置中电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型；

[0006] S3、利用先验约束解空间获得人脑成像的源信号唯一解；

[0007] S4、将求解得到的源信号投影到3D大脑模型对应区域。

[0008] 进一步的，基于OpenBCI的采集装置包括OpenBCI帽状头盔以及设置在头盔上的的Cyton板、8个电极以及两个耳夹；每个电极通过导线与Cyton板上的数据通道连接；每个电极在每个时刻采集的数据并打包成数据包，所有数据包构成脑电数据信息，其中每个数据包由33个字节的16进制数据组成，其中，第1个字节为固定起始字节，为OpenBCI数据包的起始标志；第2字节为数据索引，是OpenBCI数据包的索引；第3-26字节为8个数据通道采集的脑电信号，每3个字节表示一个通道的脑电信号，共24个字节；第27-32字节为3个AUX 信号，每2个字节表示一个AUX信号，共6个字节；第33个字节为固定结束字节，为OpenBCI数据包的结束标志。

[0009] 进一步的，所述构建OpenBCI采集装置中电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型包括：

[0010] $B=LS+\varepsilon$;

[0011] 其中, $B=\{b_1, \dots, b_t, \dots, b_T\}$, 表示在人脑头皮表面 d_b 个电极测量的 T 个采样时间点上脑电信号数据, b_t 表示第 t 个采样时间的观测信号; $S=\{s_1, \dots, s_t, \dots, s_T\}$ 为源信号, 包括 T 个时刻的皮质神经活动, 每个时刻的皮质神经活动包括源空间内 d_s 个源的信号, s_t 表示 t 时刻的皮质神经活动; ε 是观测噪声; L 表示导联矩阵。

[0012] 进一步的, 所述利用先验约束解空间获得人脑成像的源信号唯一解包括:

[0013] S31、电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型进行空间白化;

[0014] S32、设定大脑皮层源信号服从先验分布, 并根据贝叶斯公式得到源信号的后验分布表达式;

[0015] S33、利用最小模解选择能量源最小的源结构作为最终的源信号估计, 并将该源信号估计作为最终人脑成像的源信号。

[0016] 进一步的, 电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型进行空间白化包括:

[0017] S311、观测噪声 ε 服从高斯分布 $N(0, \Sigma_\varepsilon)$, 对观测噪声协方差进行特征值分解得到

$$\Sigma_\varepsilon = \mathbf{U}_\varepsilon \Lambda_\varepsilon \mathbf{U}_\varepsilon^T;$$

[0018] S312、电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型进行白化, 表示为:

$$\tilde{\mathbf{B}} = \tilde{\mathbf{L}} \mathbf{S} + \tilde{\boldsymbol{\varepsilon}};$$

[0019] 其中, $\tilde{\mathbf{B}}$ 为空间白化后的在人脑头皮表面 d_b 个电极测量的 T 个采样时间点上脑电信号数据, 表示为 $\tilde{\mathbf{B}} = \Lambda_\varepsilon^{-1/2} \mathbf{U}_\varepsilon^T \mathbf{B}$; $\tilde{\mathbf{L}}$ 为空间白化后的导联矩阵, 表示为 $\tilde{\mathbf{L}} = \Lambda_\varepsilon^{-1/2} \mathbf{U}_\varepsilon^T \mathbf{L}$;

$\tilde{\boldsymbol{\varepsilon}}$ 为空间白化后的观测矩阵, 表示为 $\tilde{\boldsymbol{\varepsilon}} = \Lambda_\varepsilon^{-1/2} \mathbf{U}_\varepsilon^T \boldsymbol{\varepsilon}$; 空间白化后的先验分布为 $p(\tilde{\boldsymbol{\varepsilon}})$, 表示为 $p(\tilde{\boldsymbol{\varepsilon}}) = N(\mathbf{0}, \mathbf{I})$; $\mathbf{I}$ 表示单位矩阵; $\mathbf{U}_\varepsilon$ 、 Λ_ε 为对观测噪声协方差进行特征值分解得出的两个正交矩阵; Σ_ε 表示观测噪声协方差; S 为源信号。

[0020] 进一步的, 源信号的后验分布表达式表示为:

$$[0021] \quad p(\mathbf{S}|\mathbf{B}) = \frac{p(\mathbf{B}|\mathbf{S})p(\mathbf{S})}{p(\mathbf{B})};$$

[0022] 其中, $p(\mathbf{S}|\mathbf{B})$ 表示源信号 S 的后验分布, $p(\mathbf{B})$ 表示电极采集的脑电信号的概率分布, $p(\mathbf{B}|\mathbf{S})$ 表示在已有源信号 S 的条件下采集得到的脑电信号 B 的似然分布, $p(\mathbf{S})$ 表示源信号 S 的先验分布。

[0023] 进一步的, 利用最小模解求解得到源信号的后验分布表达式的最大后验估计包括:

$$\begin{aligned} [0024] \quad \hat{\mathbf{S}} &= \arg \max_{\mathbf{S}} p(\mathbf{S}|\mathbf{B}) = \arg \max_{\mathbf{S}} p(\mathbf{B}|\mathbf{S})p(\mathbf{S}) \\ &= \arg \max_{\mathbf{S}} -\frac{1}{2} \|\mathbf{B} - \mathbf{L}\mathbf{S}\|_F^2 - \frac{1}{2} \lambda \|\mathbf{S}\|_F^2 \\ &= \arg \min_{\mathbf{S}} \|\mathbf{B} - \mathbf{L}\mathbf{S}\|_F^2 + \lambda \|\mathbf{S}\|_F^2 \\ &= (\mathbf{L}^T \mathbf{L} + \lambda \mathbf{I})^{-1} \mathbf{B} \end{aligned}$$

[0025] 其中, $\hat{\mathbf{S}}$ 为最大后验估计, $\|\bullet\|_F^2$ 为L2范数; λ 为正则参数; $\mathbf{I}$ 为单位矩阵。

[0026] 进一步的, 正则参数 λ 的获取包括: 对正则参数 λ 进行迭代更新直到 $p(\mathbf{B}|\lambda)$ 收敛或者相对变化小于阈值, 迭代更新过程表示为:

[0027] $\lambda^{-1} = \gamma$

[0028]
$$\gamma^{(k+1)} = \frac{1}{\mathbf{T}} \left\| \gamma^{(k)} \mathbf{L}^T \sum_b^{-\mathbf{T}} \mathbf{B} \right\|_F^2 \left[\text{trace} \left(\gamma^{(k)} \sum_b^{-1} \mathbf{L} \mathbf{L}^T \right) \right]^{-1}$$

[0029] 其中, 当 $\gamma^{(k+1)}$ 表示第 $k+1$ 次迭代正则参数的倒数, γ 表示满足迭代终止条件的正则参数的倒数; $\text{trace}()$ 表示二维矩阵的迹; $\mathbf{T}$ 表示白化矩阵; $p(\mathbf{B}|\lambda)$ 表示在已知 λ 的情况下采集得到的脑电信号 $\mathbf{B}$ 的似然分布; 上标 $\mathbf{T}$ 表示矩阵的转置, 上标 -1 表示对矩阵求逆, 上标 $-\mathbf{T}$ 表示对矩阵求逆再转置; Σ_b 为中间参数, 定义为 $\Sigma_b = \Sigma_{\epsilon_s} + \mathbf{L} \Sigma \mathbf{L}^T$, 其中 Σ_s 为源信号高斯分布的方差; Σ_{ϵ} 表示观测噪声高斯分布的方差。

[0030] 一种基于OpenBCI的脑电信号成像系统, 如图2, 包括基于OpenBCI的脑电采集装置和成像模块, 所述基于OpenBCI的脑电采集装置包括数据采集模块、蓝牙模块; 所述成像包括数据转换子模块、数据保存子模块、USB Dongle子模块、数据预处理子模块、电极分布与人脑内源空间信号模型子模块、先验约束解空间子模块以及源信号投影子模块; 其中:

[0031] 所述数据采集模块用于采集脑电数据;

[0032] 所述蓝牙模块用于将采集的数据传输到成像模块;

[0033] 所述USB Dongle子模块用于接收基于OpenBCI的脑电采集装置采集的数据;

[0034] 所述数据转换模块用于将采集的脑电数据转换为10进制数据;

[0035] 所述数据保存模块用于将10进制数据保存为txt文件;

[0036] 所述数据预处理模块用于将保存为txt文件的脑电数据进行空间白化;

[0037] 所述电极分布与人脑内源空间信号模型模块用于利用空间白化后的脑电数据构建电极分布与人脑内源空间信号模型;

[0038] 所述先验约束解空间模块用于根据电极分布与人脑内源空间信号模型利用先验约束解解出源信号的唯一解;

[0039] 所述源信号投影模块用于将源信号的为一解投影到3D大脑模型。

[0040] 一种脑电信号成像的计算机设备, 包括存储器、处理器以及存储在存储器中可以在处理器上运行的计算机程序, 对于基于OpenBCI的采集装置或者其他 8通道的脑电采集装置采集的数据, 处理器执行计算机程序实现上述任一所述的方法实现脑电成像。

[0041] 本发明仅仅使用OpenBCI装置采集脑电数据, 在降低装置成本的同时, 极大地减小了装置本身对脑电数据的干扰, 保证了脑电数据的精度; 另外本发明只需基于OpenBCI的采集装置以及安装在计算机上的成像程序即可进行成像, 使得原本需要在实验室或者医院中才能进行的脑电源成像检测能够在日常生活中任何地方进行, 具有较高的普遍性与推广性。

附图说明

[0042] 图1为本发明一种脑电信号成像方法具体流程图;

[0043] 图2为本发明一种脑电信号成像系统结构示意图;

[0044] 图3为本发明电极位置分布图；

[0045] 其中,5、第一电极,6、第二电极、7、第三电极,8、第四电机,9、第五电极,10、第六电极、11、第七电极,12、第八电机。

具体实施方式

[0046] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0047] 本发明提出一种脑电信号成像方法,包括利用基于OpenBCI的采集装置采集脑电数据信息,并记录每个采集脑电信息的电极的位置,将采集得到的脑电数据信息将脑电数据信息转换为10进制数据并保存为txt文件,进行以下成像过程:

[0048] S1、对10进制的脑电数据信息进行预处理;

[0049] S2、构建OpenBCI采集装置中电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型;

[0050] S3、利用先验约束解空间获得人脑成像的源信号唯一解;

[0051] S4、将求解得到的源信号投影到3D大脑模型对应区域。

[0052] 实施例1

[0053] 基于以上基本步骤,本实施例提出一种基于OpenBCI的采集装置采集脑电数据信息的具体实施方法,基于OpenBCI的采集装置包括OpenBCI帽状头盔以及设置在头盔上的Cyton板、8个电极以及两个耳夹;每个电极通过导线与 Cyton板上的数据通道连接;每个电极在每个时刻采集的数据并打包成数据包,所有数据包构成脑电数据信息,其中每个数据包由33个字节的16进制数据组成,其中,第1个字节为固定起始字节,为OpenBCI数据包的起始标志;第2 字节为数据索引,是OpenBCI数据包的索引;第3-26字节为8个数据通道采集的脑电信号,每3个字节表示一个通道的脑电信号,共24个字节;第27-32字节为3个AUX信号,每2个字节表示一个AUX信号,共6个字节;第33个字节为固定结束字节,为OpenBCI数据包的结束标志。在本实施例中采用应用程序EEGCollector通过调用相关模块监视相应的COM串口,当有原始脑电数据产生时,应用程序EEGCollector会迅速接收,以十六进制数据为中间形式,将接收到的比特流数据转化为能够被识别处理的十进制数据,即先将比特流数据转化为十六进制数据、再将十六进制数据转化为十进制数据,然后按照既定的格式写入txt文件。

[0054] 图3是10/20系统法示意图,本实施例中的8个电机分别为第一电极5、第二电极6、第三电极7、第四电机8、第五电极9、第六电极10、第七电极11、第八电机12,这八个电机放置在如图所示的右额极中线FP1、左额极中线FP2、左中央C3、右中央C4、右后颞P7、左后颞P8、左枕O1、右枕O2八个位置。

[0055] 实施例2

[0056] 本实施例对实施例1采集得到数据进行成像,由于OpenBCI采集装置所采集的信号数据存在许多白噪声干扰,如电极与人脑的头皮表面接触不良,使得电极的梳状末端容易滑动,会导致信号有毛刺和噪声;皮肤有异物;电极导线与OpenBCI装置的接口连接处松动,导致信号毛刺的产生;电极线材不合格,电池电压不稳定等,故需要对数据进行滤波处理;

本实施例采用的滤波处理主要为对数据经过高通滤波器、低通滤波器和陷波滤波器的滤波处理。

[0057] 人脑头皮表面的电位分布是由脑内的神经电流源引起的,生物导体中电磁场的传播规律满足准静态的麦克斯韦方程组,头皮表面的电位分布与人脑内源空间信号的关系可以用如下的线性关系表示:

$$[0058] \quad B=LS+\varepsilon;$$

[0059] 其中, $B=\{b_1, \dots, b_t, \dots, b_T\}$,表示在人脑头皮表面 d_b 个电极测量的 T 个采样时间点上脑电信号数据, b_t 表示第 t 个采样时间的观测信号; S 为源信号,包括 T 个时刻的皮质神经活动,表示为 $S=\{s_1, \dots, s_t, \dots, s_T\}$, s_t 表示 t 时刻的皮质神经活动,每个时刻包括源空间内 d_s 个源的信号; ε 是观测噪声; L 表示导联矩阵。

[0060] 本系统所使用的OpenBCI装置有8个信号采集通道,EEGViewer构建的3D 大脑模型有1003个成像点,因此源信号 S 有无穷多解,需要获得先验知识然后利用先验约束解空间以获得唯一解;假设源信号先验分布为 $p(S)$,观测噪声 ε 为白噪声服从高斯分布 $\mathcal{N}(\mathbf{0}, \Sigma_\varepsilon)$,则似然分布为 $p(B|S) \sim \mathcal{N}(LS, \Sigma_\varepsilon)$,为了去除输入数据的冗余信息且不失一般性,需对观测信号进行空间白化以使得筛选的数据的所有特征具有相同的方差,具体做法为对观测噪声协方差 Σ_ε 进行特征值分解,表示为:

$$[0061] \quad \Sigma_\varepsilon = \mathbf{U}_\varepsilon \Lambda_\varepsilon \mathbf{U}_\varepsilon^T;$$

[0062] 其中, $\mathbf{U}_\varepsilon$ 、 Λ_ε 为对观测噪声协方差进行特征值分解得出的两个正交矩阵;在头皮表面的电位分布与人脑内源空间信号的关系公式 $B=L S+\varepsilon$ 的等式两边同时乘以 $\Lambda_\varepsilon^{-1/2} \mathbf{U}_\varepsilon^T$,得到:

$$[0063] \quad \tilde{\mathbf{B}}=\tilde{\mathbf{L}} \mathbf{S}+\tilde{\varepsilon}$$

[0064] 其中, $\tilde{\mathbf{B}}$ 为空间白化后的在人脑头皮表面 d_b 个电极测量的 T 个采样时间点上脑电信号数据,表示为 $\tilde{\mathbf{B}}=\Lambda_\varepsilon^{-1/2} \mathbf{U}_\varepsilon^T \mathbf{B}$; $\tilde{\mathbf{L}}$ 为空间白化后的导联矩阵,表示为 $\tilde{\mathbf{L}}=\Lambda_\varepsilon^{-1/2} \mathbf{U}_\varepsilon^T \mathbf{L}$; $\tilde{\varepsilon}$ 为空间白化后的观测矩阵,表示为 $\tilde{\varepsilon}=\Lambda_\varepsilon^{-1/2} \mathbf{U}_\varepsilon^T \varepsilon$; ;空间白化后的先验分布为 $p(\tilde{\varepsilon})$,表示为 $p(\tilde{\varepsilon})=\mathcal{N}(\mathbf{0}, \mathbf{I})$; $\mathbf{I}$ 表示单位矩阵; $\mathbf{U}_\varepsilon$ 、 Λ_ε 为对观测噪声协方差进行特征值分解得出的两个正交矩阵; Σ_ε 表示观测噪声协方差; S 为源信号;为表示方便,假设在后文中的模型已经经过白化,并去掉符号上表示符号的波浪线。

[0065] 设定大脑皮层源信号服从先验分布,为了找到大脑皮层源信号分布出现的最大概率,依据贝叶斯公式,源信号 S 的后验分布为:

$$[0066] \quad p(S|\mathbf{B})=\frac{p(\mathbf{B}|S)p(S)}{p(\mathbf{B})};$$

[0067] 由于获得的函数为凸函数,则任何局部最小解即为全局最优解即为源信号最可能的分布状态,因此利用最小模解(MNE),选择能量最小(利用L2范数度量)的源结构为最终的

源信号估计,MNE算法假设 $p(\mathbf{S})=\prod_{t=1}^T \mathcal{N}(\mathbf{s}_t|\mathbf{0}, \lambda^{-1} \mathbf{I})$,则 S 的最大后验估计 $\hat{\mathbf{S}}$ 为:

$$\begin{aligned}
\hat{\mathbf{S}} &= \arg \max_{\mathbf{S}} p(\mathbf{S} | \mathbf{B}) = \arg \max_{\mathbf{S}} p(\mathbf{B} | \mathbf{S}) p(\mathbf{S}) \\
[0068] \quad &= \arg \max_{\mathbf{S}} -\frac{1}{2} \|\mathbf{B} - \mathbf{L}\mathbf{S}\|_F^2 - \frac{1}{2} \lambda \|\mathbf{S}\|_F^2 \\
&= \arg \min_{\mathbf{S}} \|\mathbf{B} - \mathbf{L}\mathbf{S}\|_F^2 + \lambda \|\mathbf{S}\|_F^2 \\
&= (\mathbf{L}^T \mathbf{L} + \lambda \mathbf{I})^{-1} \mathbf{B}
\end{aligned}$$

[0069] 为了避免过拟合以及减少不必要的特征,因此引入正则参数 λ 以此来获得最有可能的源信号分布状态使得结果更具有普遍性,正则参数一般可通过经验或者交叉验证等方法选择。

[0070] 本实施例采用贝叶斯最小模算法利用贝叶斯概率推断,通过数据自驱动的方式自动学习 λ ,具体包括:

[0071] 最大化 λ 的后验分布 $p(\lambda | \mathbf{B}) = \frac{p(\mathbf{B} | \lambda) p(\lambda)}{p(\mathbf{B})}$, 将 λ 的最大后验估计作为正则参数的

的估计值;

[0072] 假设 λ 的先验服从均匀分布,则 λ 的最大后验分布表示为:

$$[0073] \quad \hat{\lambda} = \arg \max_{\lambda} p(\lambda | \mathbf{B}) = \arg \max_{\lambda} p(\mathbf{B} | \lambda);$$

[0074] 其中, $p(\mathbf{B} | \lambda) = \int p(\mathbf{B} | \mathbf{S}) p(\mathbf{S} | \lambda) d\mathbf{S} \sim \mathcal{N}(\mathbf{0}, \Sigma_{\mathbf{B}})$, $\Sigma_{\epsilon} = \lambda^{-1} \mathbf{L}^T \mathbf{L} + \mathbf{I}$;

[0075] 令 $\frac{\partial p(\mathbf{B} | \lambda)}{\partial \lambda} = 0$, 对正则参数 λ 进行迭代更新直到 $p(\mathbf{B} | \lambda)$ 收敛或者相对变化小于阈

值,迭代更新过程表示为:

$$[0076] \quad \lambda^{-1} = \gamma$$

$$[0077] \quad \gamma^{(k+1)} = \frac{1}{\mathbf{T}} \left\| \gamma^{(k)} \mathbf{L}^T \sum_b^{-T} \mathbf{B} \right\|_F^2 \left[\text{trace} \left(\gamma^{(k)} \sum_b^{-1} \mathbf{L} \mathbf{L}^T \right) \right]^{-1}$$

[0078] 其中,当 $\gamma^{(k+1)}$ 表示第 $k+1$ 次迭代正则参数的倒数, γ 表示满足迭代终止条件的正则参数的倒数; $\text{trace}()$ 表示二维矩阵的迹; $\mathbf{T}$ 表示白化矩阵; $p(\mathbf{B} | \lambda)$ 表示在已知 λ 的情况下采集得到的脑电信号 $\mathbf{B}$ 的似然分布; $\|\bullet\|_F^2$ 为L2范数,本发明中的范数均是指时域上的范数;上标 $\mathbf{T}$ 表示矩阵的转置,上标 -1 表示对矩阵求逆,上标 $-T$ 表示对矩阵求逆再转置; Σ_b 为中间参数,定义为 $\Sigma_b = \Sigma_{\epsilon} \mathbf{S} + \mathbf{L} \Sigma \mathbf{L}^T$,其中 $\Sigma_{\mathbf{S}}$ 为源信号高斯分布的方差; Σ_{ϵ} 表示观测噪声高斯分布的方差。

[0079] 最后利用算法求解得到的1003组数据投影到3D大脑,完成成像。

[0080] 实施例3

[0081] 本实施例提出一种脑电信号的成像系统,包括基于OpenBCI的脑电采集装置和成像模块,所述基于OpenBCI的脑电采集装置包括数据采集模块、蓝牙模块;所述成像包括数据转换子模块、数据保存子模块、USB Dongle子模块、数据预处理子模块、电极分布与人脑内源空间信号模型子模块、先验约束解空间子模块以及源信号投影子模块;其中:

[0082] 所述数据采集模块用于采集脑电数据;本实施例通过安装在基于OpenBCI 的脑电

采集装置上的电极采集信号,所述电极为干性EEG梳状电极,需要采集脑电信号时,电极会紧贴脑电采集者的头皮;

[0083] 所述蓝牙模块用于将采集的数据传输到成像模块;

[0084] 所述USB Dongle子模块用于接收基于OpenBCI的脑电采集装置采集的数据;

[0085] 所述数据转换模块用于将采集的脑电数据转换为10进制数据;

[0086] 所述数据保存模块用于将10进制数据保存为txt文件;

[0087] 所述数据预处理模块用于将保存为txt文件的脑电数据进行空间白化;

[0088] 所述电极分布与人脑内源空间信号模型模块用于利用空间白化后的脑电数据构建电极分布与人脑内源空间信号模型;

[0089] 所述先验约束解空间模块用于根据电极分布与人脑内源空间信号模型利用先验约束解解出源信号的唯一解;

[0090] 所述源信号投影模块用于将源信号的为一解投影到3D大脑模型。

[0091] 实施例4

[0092] 在本实施例中,提出一种脑电信号的计算机设备,包括存储器、处理器以及存储在存储器中可以在处理器上运行的计算机程序,对于基于OpenBCI的采集装置或者其他8通道的脑电采集装置采集的数据,处理器执行计算机程序实现实施例1~2所述的方法实现脑电成像,需要说明的是,在本实施例中可以采用应用程序EEGCollector对脑电数据进行接收、转译、保存、滤波,采用应用程序EEGViewer将实施例1~3得到的脑电数据转化为动态图像。

[0093] 在计算机执行计算机程序的过程中,设置有四个虚拟按钮用于控制脑电信号采集,分别是连接测试按钮、开始采集按钮、暂停采集按钮和结束采集按钮,先执行连接测试按钮,确认数据采集装置可以正常采集脑电数据,然后当按下开始采集按钮时,基于OpenBCI的采集装置或者其他8通道的脑电采集装置开始采集,当按下暂停采集的时候基于OpenBCI的采集装置或者其他8通道的脑电采集装置暂停采集,当按下结束采集按钮的时候,基于OpenBCI的采集装置或者其他8通道的脑电采集装置通知采集;应用程序EEGViewer处理采集的数据时也设置有四个虚拟按键,分别是开始按钮、暂停按钮、继续按钮和路径选择按钮,当按下开始按钮,计算机程序开始根据选择的脑电数据进行成像;当按下暂停按钮,计算机程序暂停成像;当按下继续按钮,计算机程序继续成像;当按下路径选择按钮,可以选择需要成像的数据。尽管已经示出和描述了本发明的实施例,对于本领域的普通技术人员而言,可以理解在不脱离本发明的原理和精神的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由所附权利要求及其等同物限定。

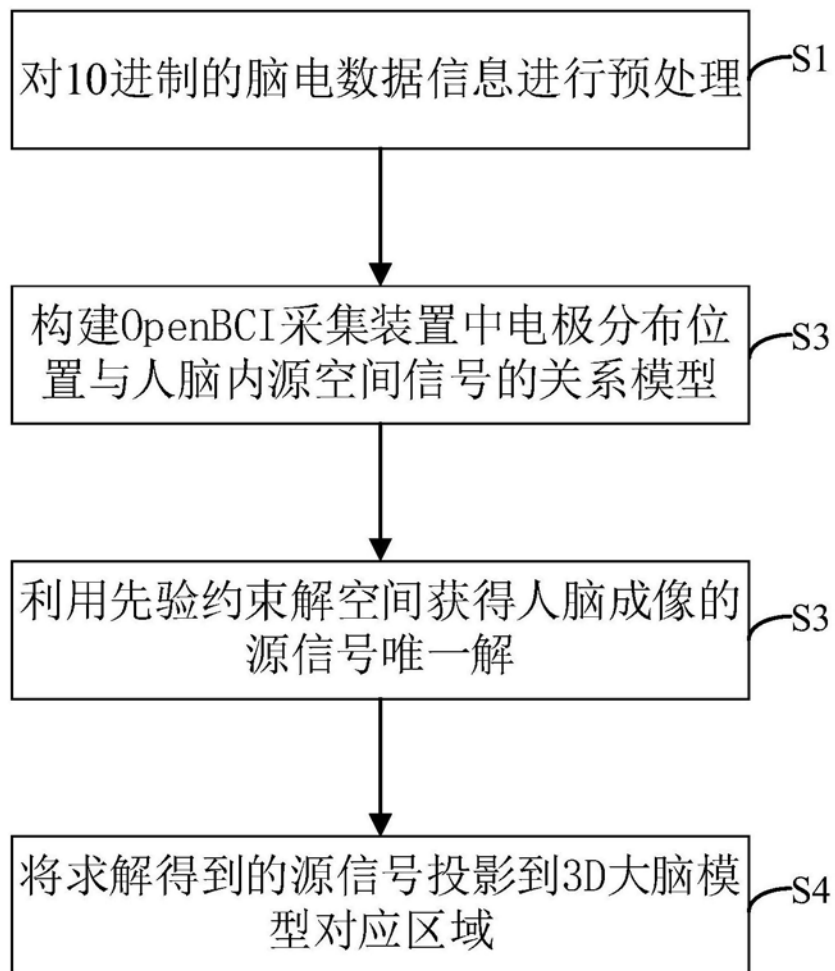


图1

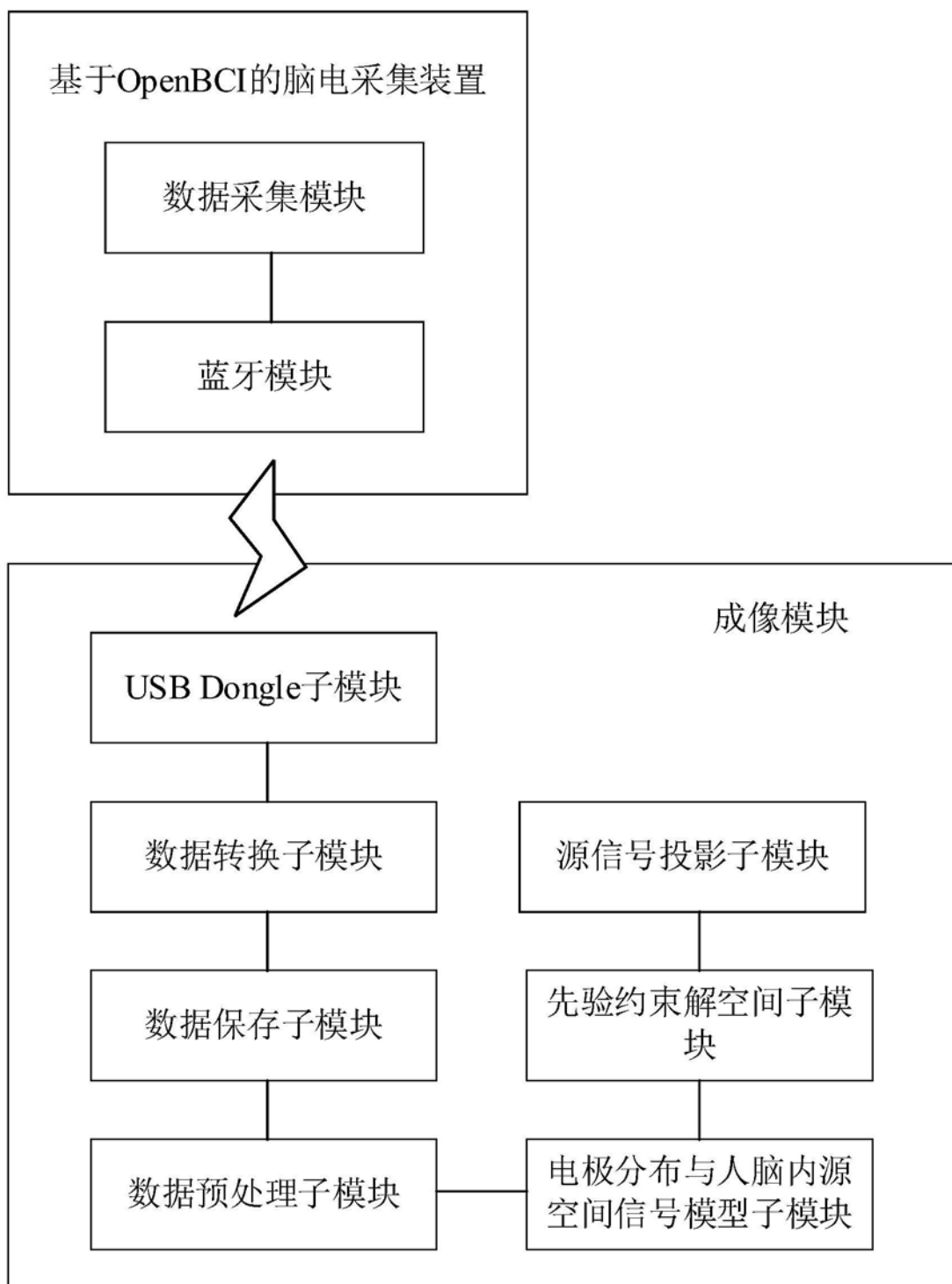


图2

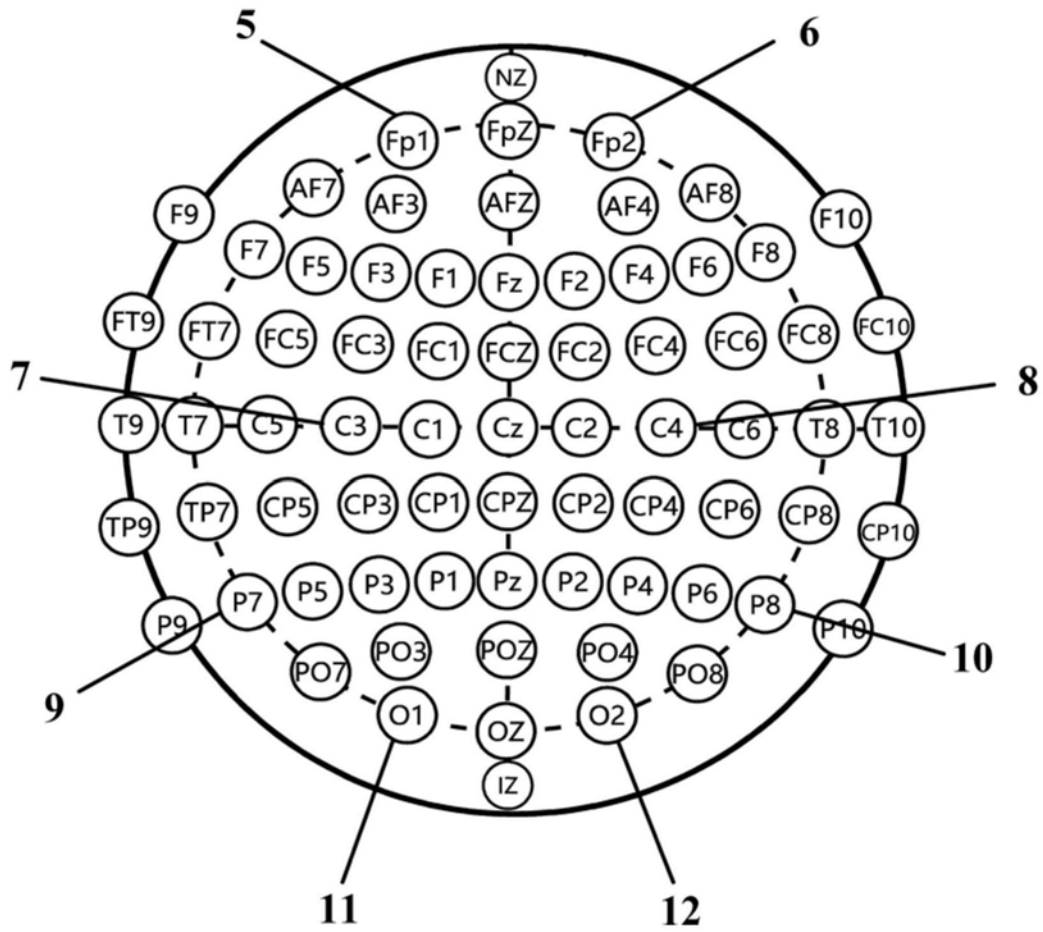


图3

专利名称(译)	一种脑电信号成像方法、系统以及计算机设备		
公开(公告)号	CN111317466A	公开(公告)日	2020-06-23
申请号	CN201910593796.9	申请日	2019-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
[标]发明人	刘柯 薛进 李家扬 吴桐 许可		
发明人	刘柯 薛进 李家扬 吴桐 许可		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 G16H30/20		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明涉及信号处理技术领域，特别涉及一种脑电信号成像方法、系统以及计算机设备，所述方法包括利用基于OpenBCI的采集装置采集脑电数据信息，并记录每个采集脑电信息的电极的位置，将采集得到的脑电数据信息将脑电数据信息转换为10进制数据并保存为txt文件；对10进制的脑电数据信息进行预处理；构建OpenBCI采集装置中电极分布位置与人脑内源空间信号的关系模型；利用先验约束解空间获得人脑成像的源信号唯一解；将求解得到的源信号投影到3D大脑模型对应区域；本发明在降低装置成本的同时，极大地减小了装置本身对脑电数据的干扰，保证了脑电数据的精度。

