

西南大学	文档编号	产品版本	作者
	001	V 1.0	雷旭 (xlei@swu.edu.cn)
	产品名称： 脑电静息态皮层节律成像		共11页

脑电静息态皮层节律成像 使用说明书

西南大学心理学部

睡眠神经影像中心

www.leixulab.net

1 引言

RECOR (REsting-state COrtex Rythms, **脑电静息态皮层节律成像**) 是一款基于matlab环境的脑电源定位软件, 提供了对静息态脑电数据进行频谱分析、源定位和大尺度脑网络统计一体化的分析平台。核心技术是通过贝叶斯方法, 将静息态fMRI研究得到的8个大尺度功能网络的空间分布作为先验信息, 求出比传统的最小模解 (MNE) 和低分辨率层析成像 (LORETA) 更为精确的皮层电位分布 [Lei et al 2011, 2012], 并按8个大尺度功能网络统计脑电节律的能量分布规律。主要功能有:

- (1) 根据静息态脑电数据, 分别求出7种常见节律 (delta, theta, alpha1, alpha2, beta1, beta2, gamma) 的头表拓扑分布图和平均强度 (效果见下图2a);
- (2) 对脑电各个节律通过静息态功能网络 (共8个: 视觉网络Visual, 感觉运动网络Somatomotor, 背侧注意网络Dorsal Attention, 腹侧注意网络Ventral Attention, 边缘系统Limbic, 额顶网络Frontoparietal, 默认模式网络Default, 深部脑结构Deep Structure, 来自 [Yeo et al 2011] 对1000名志愿者的静息态fMRI功能连接分析的结果) 先验进行源定位, 求出头表记录的电位在皮层上的分布, 即全脑的皮层电位分布 (效果见下图2a);
- (3) 根据8个静息态功能网络覆盖的区域, 统计各个静息态功能网络在7种节律上的强度 (效果见下图2c)。

参考资料

- (1) Lei X, Xu P, Luo C, Zhao J, Zhou D, Yao D (2011): fMRI Functional Networks for EEG Source Imaging. *Human Brain Mapping* 32:1141-1160.
- (2) Lei X, Hu J, Yao D (2012): Incorporating fMRI Functional Networks in EEG Source Imaging: A Bayesian Model Comparison Approach. *Brain topography* 25:27-38.
- (3) Yeo BT, Krienen FM, Sepulcre J, Sabuncu MR, Lashkari D, Hollinshead M, Roffman JL, Smoller JW, Zollei L, Polimeni JR, Fischl B, Liu H, Buckner RL (2011): The organization of the human cerebral cortex estimated by intrinsic functional connectivity. *J Neurophysiol* 106:1125-1165.

2 软件概述

2.1 编写目的

编写本使用说明书的目的是充分叙述本软件所能实现的功能及其运行环境, 以便使用者了解本软件的使用范围和使用方法, 并为软件的维护和更新提供必要的信息。

2.2 软件运行

本软件运行在PC 及其兼容机上, 使用WINDOWS 操作系统, 在Matlab中添加所在路径后, 在Matlab 命令栏输入lei_recor (不区分大小写) 即可进入软件的主菜单, 进行需要的软件操作。若处理的被试较多, 推荐采用lei_recor_batch.m进行批处理, 通过简单的修改代码就可成功进行多个被试数据的处理, 详细参见3.4 数据批处理。

2.3 系统配置

本软件要求在PC 及其兼容机上运行，要求奔腾IV以上CPU，1G 以上内存，1G 以上硬盘。软件需要有WINDOWS 98 以上操作系统环境。硬件需要有PC 机及通用输入输出设备（键盘、鼠标、显示器）。

2.4 软件结构

本软件的功能是基于静息态数据输入和设置参数，输出各种节律的头表分布、皮层分布以及在不同功能网络中的强度。



图 1. 软件界面

2.5 输入、输出

2.5.1 输入

需要输入的数据为Matlab 格式的脑电数据文件，后缀为.mat，文件名随意（如 ReCoR_data.mat）。存储脑电数据的变量名需取名为data，即在matlab的 workspace里能看到一个叫data的变量，它的行数为电极数量，列数为采样点个数。（详细步骤参见常见问题解答4.1和4.2）

2.5.2 输出

输出结果默认保存在result 文件夹中，也可改变保存目录。主要结果有：

(1) 7 种常见节律 (delta, theta, alpha1, alpha2, beta1, beta2, gamma) 的头表拓扑分布图和平均强度，计算结果存储到ReCoR_rhythmScalp.mat文件中，图形输出如图2(a)；

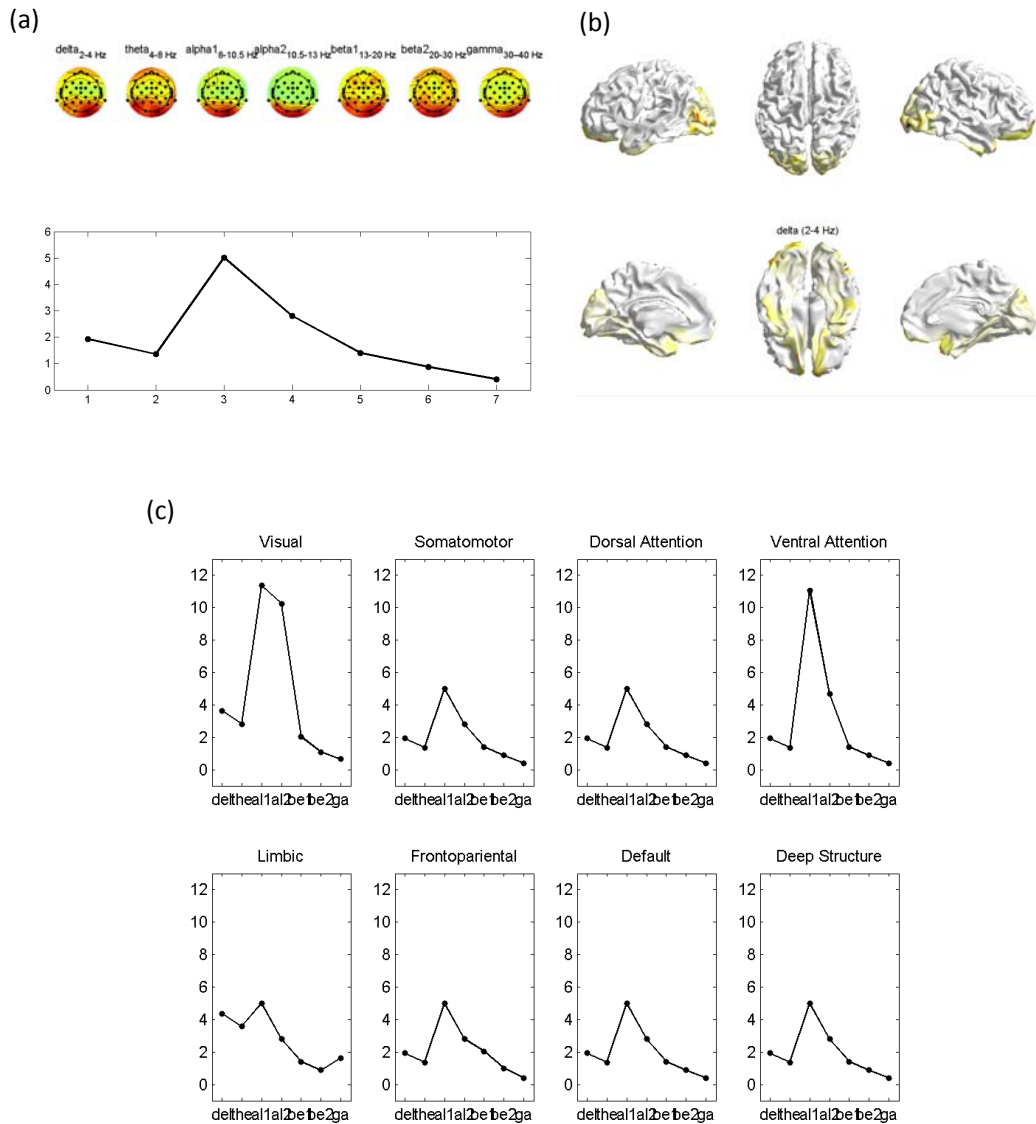


图2. RECOR的主要输出

(2) 各个脑电节律的源定位结果即在皮层上的分布强度。计算结果存储到 ReCoR_rhythmCortex.mat 文件中，图形输出如图 2 (b)，注此处仅显示 delta 节律的，每个节律都有一个定位的结果；

(3) 8 个静息态功能网络 (共) 在 7 种节律上的强度分布，计算结果存储到 ReCoR_rhythmNetwork.mat 文件中，图形输出如图 2 (c)。

3 软件使用过程

3.1 进入软件文件夹

将本软件安装包解压到磁盘任意路径 (路径中不得含中文字符)，运行 Matlab，在 Matlab 中设置当前路径 (Current directory) 为 RECOR 所在路径，在 Command Window 中输入 lei_RECOR 后本软件开始运行，弹出图形界面。

3.2 运行表

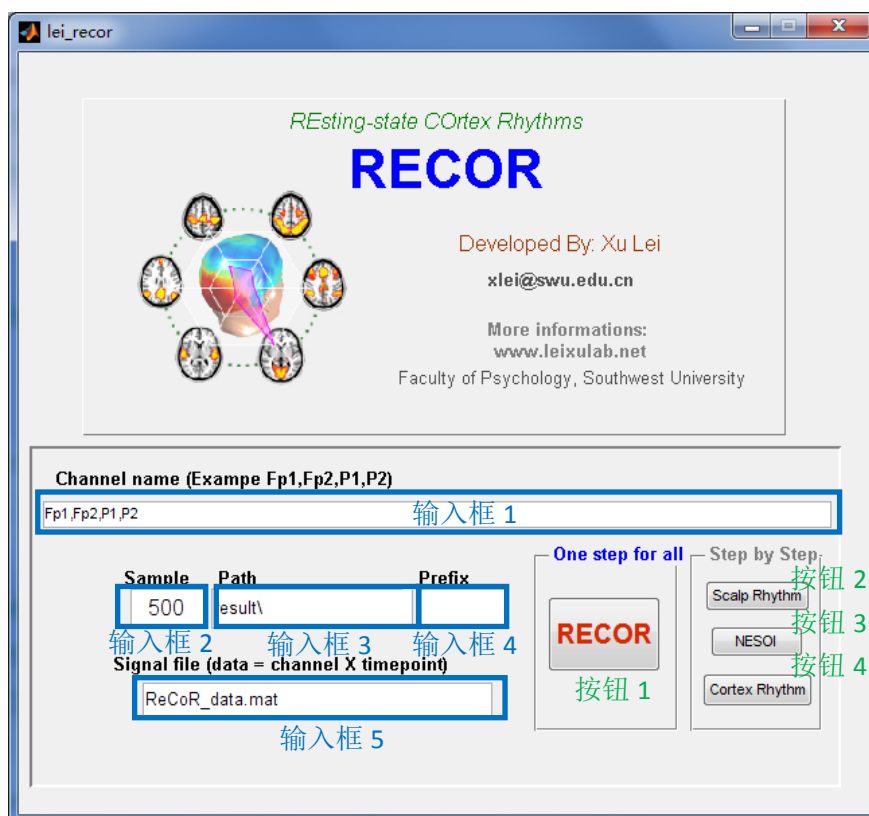


图 3. RECOR 各输入框和按钮

按钮功能说明:

输入框1	输入框2	输入框3	输入框4	输入框5
选择分析时要包含的电极点	设定采样率	设定结果输出的位置	选择要给结果文件加上的前缀	选择要被分析的数据文件
按钮1	按钮2	按钮3	按钮4	
一步得出后三个按钮的所有结果	求头表各节律的分布图	LORETA 源定位	求各皮层节律的皮层分布	

3.3 运行步骤

RECOR 界面出现后, 按运行表中的说明设定好参数, 选择要分析的数据文件, 再根据需点击源定位按钮即可得到相应的源定位结果。

在“输入框1”中, 将电极名按顺序输入, 之间用“,” 隔开(特别注意没有空格, 逗号为英文逗号), 例如, 例子中的实验采用了30个电极:

Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T7, T8, P7, P8, Fz, Cz, Pz, FC1, FC2, CP1, CP2, FC5, FC6, CP5, CP6, TP9, TP10, FCz

本软件目前仅支持国际5-5 系统命名的电极名, 不支持其他命名系统的电极名。采用其他电极命名系统的用户请自行转换到5-5 系统, 参考常见问题解答4.3关

于国际5-5 系统更详细的说明。

设定采样率，结果输出的位置路径，选择要给结果文件加上的前缀等信息，选择要被分析的数据文件。按钮1的功能为一步得出所有结果，也可分别通过按钮2-4看到每一步的计算过程。所有结果图都会在运算完成后自动弹出，结果图和数据都会存储到输入框3指定的结果输出位置，如文件夹“result”中。

3.4 数据批处理

采用 lei_recor_batch.m 进行批处理，若有多个被试，可通过适当修改达到循环处理的目的。

```
1 - clear all;
2 - clc;
3 - srate=500;
4 - signal='ReCoR_data.mat';
5 - path='result\';
6 - prefix = 'Me';
7 - label={'Fp1', 'Fp2', 'F3', 'F4', 'C3', 'C4', 'P3', 'P4', 'O1', 'O2', 'F7', 'F8', 'T7', ...
8         'T8', 'P7', 'P8', 'Fz', 'Cz', 'Pz', 'FC1', 'FC2', 'CP1', 'CP2', 'FC5', ...
9         'FC6', 'CP5', 'CP6', 'TP9', 'TP10', 'FCz'};
10 - inverseType='NESOI';
11 - % 'NESOI' Network-based Source Imaging
12 - % 'LORETA' LORETA-like model
13 - template = 'BRM';
14 - % 'RSN' Resting-state network (8 network)
15 - % 'BRM' Brodmann areas (6 areas)
16 - %%%%%%%%%%%
17 - load(signal);
18 - EEG.data=data;
19 - EEG.srate=srate;
20 - lei_step1_extractRhythm(EEG, label, prefix, path)
21 - lei_step2_NESOI(label, prefix, path, inverseType)
22 - lei_step3_ReCoR(prefix, path, template);
23
```

这里输入脑电数据文件(是 mat 格式的文件, 里面包含一个 data 的变量。注意可能需包含路径信息), data 变量的行数需为电极数量, 列数需为采样点个数

这里提供了两种选择, 可以用 LORETA, 也可以用 NESOI(默认)

只有这条线之上的需要修改

这里提供了两种网络统计方法, 可以用 Brodmann 分区(分为额, 中, 顶, 枕, 颞, 扣带共 6 个区), 也可以用 8 个静息态脑网络(默认)

图 5. 批处理程序说明

4 常见问题解答

4.1 脑电数据为TXT文本如何转为mat文件?

答: 先通过txt打开数据, 观察是否是按照“行数为电极数量, 列数为采样点个数”存储。如果是, 将记事本里的数据复制, 然后打开matlab, 并在workspace空间里单击左键, 并按下“Ctrl+V”(即粘贴)。这个时候会新产生一个 A_pastespecial的变量, 其内部存有脑电数据。将变量名从A_pastespecial重命名为data, 之后右键点击data把它存储到当前目录, 即可生成.mat文件。如果数据的列数为电极数量, 需要进行转置后再存储为.mat文件。

4.2 脑电数据为BP系统、EGI系统和NeuroScan系统所采集的数据如何转为mat文件?

答: 需要借助eeglab软件进行。用eeglab成功导入数据后(具体步骤参考eeglab的使用说明, 通常为File→Import data→Using EEGLAB functions and plugins), 进行必要的去坏段, 去坏道和平均参考等步骤。之后, 在命令行输入 data=EEG.data;即可把eeglab导入的脑电数据, 存储到workspace空间并产生变

量data，之后右键点击data把它存储到当前目录，即可生成.mat文件。以EEGLAB11.0版本为例，可导入的格式包括18种：

序号	数据格式
1	From ASCII/float file or Matlab array
2	From Netstation .mff (FILE-IO toolbox)
3	From Netstation binary simple file
4	From Multiple seg. Netstation files
5	From Netstation Matlab files
6	From BCI2000 ASCII file
7	From Snapmaster .SMA file
8	From Neuroscan .CNT file
9	From Neuroscan .EEG file
10	From Biosemi BDF file (BIOSIG toolbox)
11	From EDF/EDF+/GDF files (BIOSIG toolbox)
12	From Matlab array or ASCII file
13	From Neuroscan .DAT file
14	From Matlab array or ASCII file
15	From data channel
16	From Presentation .LOG file
17	From E-Prime ASCII (text) file
18	From Neuroscan .ev2 file

4.3 电极名必须为国际5-5 系统，这个系统包括的电极名有哪些，有参考文献吗？

答：国际5-5 系统将头表按5%的的比率网格化，进行电极排布，包括的电极名有：

序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名
1	Fp1	51	CP3	101	AFF1h	151	PPO1h	201	T9h	251	AFp2	301	TPP7
2	Fpz	52	CP1	102	AFF2h	152	PPO2h	202	T7h	252	AFp4	302	CPP5
3	Fp2	53	CPz	103	AFF4h	153	PPO4h	203	C5h	253	AFp6	303	CPP3
4	AF9	54	CP2	104	AFF6h	154	PPO6h	204	C3h	254	AFp8	304	CPP1
5	AF7	55	CP4	105	AFF8h	155	PPO8h	205	C1h	255	AFp10	305	CPPz
6	AF5	56	CP6	106	AFF10h	156	PPO10h	206	C2h	256	AFF9	306	CPP2
7	AF3	57	TP8	107	FFT9h	157	POO9h	207	C4h	257	AFF7	307	CPP4
8	AF1	58	TP10	108	FFT7h	158	POO7h	208	C6h	258	AFF5	308	CPP6
9	AFz	59	P9	109	FFC5h	159	POO5h	209	T8h	259	AFF3	309	TPP8
10	AF2	60	P7	110	FFC3h	160	POO3h	210	T10h	260	AFF1	310	TPP10
11	AF4	61	P5	111	FFC1h	161	POO1h	211	TP9h	261	AFFz	311	PPO9
12	AF6	62	P3	112	FFC2h	162	POO2h	212	TP7h	262	AFF2	312	PPO7
13	AF8	63	P1	113	FFC4h	163	POO4h	213	CP5h	263	AFF4	313	PPO5
14	AF10	64	Pz	114	FFC6h	164	POO6h	214	CP3h	264	AFF6	314	PPO3
15	F9	65	P2	115	FFT8h	165	POO8h	215	CP1h	265	AFF8	315	PPO1
16	F7	66	P4	116	FFT10h	166	POO10h	216	CP2h	266	AFF10	316	PPOz
17	F5	67	P6	117	FTT9h	167	OI1h	217	CP4h	267	FFT9	317	PPO2

序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名	序号	电极名
18	F3	68	P8	118	FTT7h	168	OI2h	218	CP6h	268	FFT7	318	PPO4
19	F1	69	P10	119	FCC5h	169	Fp1h	219	TP8h	269	FFC5	319	PPO6
20	Fz	70	PO9	120	FCC3h	170	Fp2h	220	TP10h	270	FFC3	320	PPO8
21	F2	71	PO7	121	FCC1h	171	AF9h	221	P9h	271	FFC1	321	PPO10
22	F4	72	PO5	122	FCC2h	172	AF7h	222	P7h	272	FFCz	322	POO9
23	F6	73	PO3	123	FCC4h	173	AF5h	223	P5h	273	FFC2	323	POO7
24	F8	74	PO1	124	FCC6h	174	AF3h	224	P3h	274	FFC4	324	POO5
25	F10	75	POz	125	FTT8h	175	AF1h	225	P1h	275	FFC6	325	POO3
26	FT9	76	PO2	126	FTT10h	176	AF2h	226	P2h	276	FFT8	326	POO1
27	FT7	77	PO4	127	TTP9h	177	AF4h	227	P4h	277	FFT10	327	POOz
28	FC5	78	PO6	128	TTP7h	178	AF6h	228	P6h	278	FTT9	328	POO2
29	FC3	79	PO8	129	CCP5h	179	AF8h	229	P8h	279	FTT7	329	POO4
30	FC1	80	PO10	130	CCP3h	180	AF10h	230	P10h	280	FCC5	330	POO6
31	FCz	81	O1	131	CCP1h	181	F9h	231	PO9h	281	FCC3	331	POO8
32	FC2	82	Oz	132	CCP2h	182	F7h	232	PO7h	282	FCC1	332	POO10
33	FC4	83	O2	133	CCP4h	183	F5h	233	PO5h	283	FCCz	333	OI1
34	FC6	84	I1	134	CCP6h	184	F3h	234	PO3h	284	FCC2	334	OIz
35	FT8	85	Iz	135	TTP8h	185	F1h	235	PO1h	285	FCC4	335	OI2
36	FT10	86	I2	136	TTP10h	186	F2h	236	PO2h	286	FCC6	336	T3
37	T9	87	AFp9h	137	TPP9h	187	F4h	237	PO4h	287	FTT8	337	T5
38	T7	88	AFp7h	138	TPP7h	188	F6h	238	PO6h	288	FTT10	338	T4
39	C5	89	AFp5h	139	CPP5h	189	F8h	239	PO8h	289	TTP9	339	T6
40	C3	90	AFp3h	140	CPP3h	190	F10h	240	PO10h	290	TTP7	340	M1
41	C1	91	AFp1h	141	CPP1h	191	FT9h	241	O1h	291	CCP5	341	M2
42	Cz	92	AFp2h	142	CPP2h	192	FT7h	242	O2h	292	CCP3	342	A1
43	C2	93	AFp4h	143	CPP4h	193	FC5h	243	I1h	293	CCP1	343	A2
44	C4	94	AFp6h	144	CPP6h	194	FC3h	244	I2h	294	CCPz		
45	C6	95	AFp8h	145	TPP8h	195	FC1h	245	AFp9	295	CCP2		
46	T8	96	AFp10h	146	TPP10h	196	FC2h	246	AFp7	296	CCP4		
47	T10	97	AFF9h	147	PPO9h	197	FC4h	247	AFp5	297	CCP6		
48	TP9	98	AFF7h	148	PPO7h	198	FC6h	248	AFp3	298	TTP8		
49	TP7	99	AFF5h	149	PPO5h	199	FT8h	249	AFp1	299	TTP10		
50	CP5	100	AFF3h	150	PPO3h	200	FT10h	250	AFpz	300	TPP9		

这些电极的空间分布为：

到头皮表面，传递矩阵(64×8196)采用三层球模型计算得到，分别代表头皮、颅骨和大脑。

RECOR 通过两步来获得各个节律在脑网络上的能量分布。首先，采用基于网络的源定位获得脑电节律的皮层电流密度(Lei et al. 2011, Lei 2012)。包括 7 种常见节律： δ (2-4 Hz), θ (4-8 Hz), $\alpha 1$ (8-10.5 Hz), $\alpha 2$ (10.5-13 Hz), $\beta 1$ (13-20 Hz), $\beta 2$ (20-30 Hz)以及 γ (30-40 Hz)。在源定位过程中，8 个大尺度脑网络被作为脑电源定位的空间先验信息，以协方差矩阵的形式进入到经验贝叶斯模型中。前 7 个大尺度脑网络来自对 1000 名志愿者的静息态 fMRI 功能连接分析，包括：视觉，感觉运动，背侧注意，腹侧注意，边缘系统，额顶和默认模式网络(Yeo et al. 2011)。考虑到深部脑结构(包括丘脑、尾状核、海马、杏仁核和嗅球等)的重要性，我们采用了 AAL 模板来构造这一网络(Tzourio-Mazoyer et al. 2002)。8196 个节点根据其最近邻体素所属的大尺度脑网络情况，被唯一地分配到某个网络中。第 i 个网络对应的 V_i 为 $8,196 \times 8,196$ 的协方差矩阵，其取值方式为：对于所有第 i 个网络内的节点，其对应的行和列的取值根据网格近邻矩阵产生的格林函数得到，否则被设置为 0。脑电节律的神经电活动密度通过迭代约束最大似然估计 (Restricted maximum likelihood)算法获得。之前的研究表明，采用基于网络的源定位相对于常用的求逆问题方法，如加权最小模解(wMNM)，低分辨率层析成像(LORETA)和多重稀疏先验(MSP)等定位更加准确(Lei et al. 2011)。

RECOR 的第二步是通过将每个网络内节点的电活动强度进行平均，来获得各个大尺度脑网络整体的电活动强度。RECOR 强调脑电源在大尺度上的活动分布，提供各个网络的平均电流密度，回避了对每个节律脑电源活动的精确估计。这是和脑电技术的低空间分辨率相一致的，由于电极数量(64) 远少于需要求解的未知数即顶点数目 (8196)，脑电反演本质上是欠定的病态方程。平均的这一步可以减少源定位技术的不准确性。总的来说，RECOR 软件可以获得 8 个大尺度脑网络上，7 个常见节律的能量强度。

RECOR软件的英文介绍：

Resting-state cortex rhythms (RECOR)

RECOR, as provided at <http://www.leixulab.net/software.asp>, was used to estimate the power of EEG rhythms in the eight large-scale brain networks [Lei et al. 2011; Lei 2012]. The EEG forward model is restricted to a high-density canonical cortical mesh, which was extracted from a structural MRI of a neurotypical male in Fieldtrip software (<http://fieldtrip.fcdonders.nl/download.php>). The mesh has 8,196 vertices, which was uniformly distributed on the gray-white matter interface. Each vertex node is assumed to have one dipole, oriented perpendicular to the surface. The 64 electrodes were registered to the scalp surface, and the lead-field matrix ($64 \times 8,196$) was calculated within a three-shell spherical head model including scalp, skull, and brain.

RECOR included two steps to calculate the power of EEG rhythms in each brain network. Firstly, network-based source imaging (NESOI) was employed to estimate the cortical sources of EEG rhythms [Lei et al., 2011]. Eight large-scale brain networks are used as the covariance priors of the EEG source reconstruction using parametric empirical Bayesian. Seven large-scale networks were identified based on 1000 resting-state functional connectivity: visual, somatomotor, dorsal attention, ventral attention, limbic, fronto-parietal, and default networks [Yeo et al., 2011]. Considering the importance of the deep brain structure (thalamus and striatum), we used the anatomical mask of the WFU pick atlas [Maldjian et al., 2003] to construct the eighth large-scale networks. The 8,196 vertices were separated to eight subsets based on its nearest neighbor voxel in the large-scale brain network templates. The covariance prior V_i is from the i th brain network and is an $8,196 \times 8,196$ covariance basis matrix, which is assign the columns and rows with Green function of the mesh adjacency matrix, if their corresponding vertices is involved in i th network, and the other terms with zero [Lei 2011]. The intensity of the neural

electric sources of EEG rhythms are iteratively estimated by Restricted maximum likelihood (ReML) algorithm. It has been shown that NESOI was quite efficient when compared to other inverse methods like weighted minimum norm solution, low-resolution brain electromagnetic tomography (LORETA) and multiple sparse prior model (MSP) [Lei et al., 2011].

The second step of RECOR is averaging the solutions of NESOI across all vertices of a given large-scale brain network. Rather than estimation the punctual EEG source patterns of each rhythm, RECOR focused on the large-scale distribution of EEG source and calculated an averaged current density at each network. This is in line with the low spatial resolution of the adopted technique. As the number of electrodes (64) is much lower than that of the unknown current density at each vertex (8,196), solutions of the EEG inverse problem are under-determined and ill conditioned. This averaging step may minimize the effects of poor NESOI estimates in deep brain structure at which the estimation of EEG sources could be imprecise, especially using an EEG spatial sampling from 64 electrodes (10–10 system). In summary, the RECOR software reported the current density both for all the vertices and the eight brain network.

参考文献:

Reference:

1. Xu Lei, Peng Xu, Cheng Luo, Jinping Zhao, Dong Zhou, Dezhong Yao. fMRI Functional Networks for EEG Source Imaging. *Hum Brain Mapp.* Jul 2011 32(7): 1141-1160.
2. Xu Lei. Electromagnetic brain imaging based on standardized resting-state networks. Paper presented at: 5th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), Chongqing, China, Oct 17-18 2012, 40-44.
3. Yeo, B.T., Krienen, F.M., Sepulcre, J., Sabuncu, M.R., Lashkari, D., Hollinshead, M., Roffman, J.L., Smoller, J.W., Zöllei, L., Polimeni, J.R., 2011. The organization of the human cerebral cortex estimated by intrinsic functional connectivity. *J. Neurophysiol.* 106, 1125-1165.
4. Maldjian JA, Laurienti PJ, Kraft RA, Burdette JH. An automated method for neuroanatomic and cytoarchitectonic atlas-based interrogation of fMRI data sets. *Neuroimage.* 2003 Jul;19(3):1233-9.