

# 脑机接口原理和实验

2022年3月2日 9:51

课程涉及到 实验范式 数据处理

## 课程安排

- 1周 概率
- 2-4 脑电图理论与实验
- 5-6 近红外脑功能成像理论与实验
- 7-8 脑机接口实验范式及其实例介绍
- 9-12 运动想象脑机接口设计与实现
  - 9 开题报告 7-9 开始准备（文献调研）
  - 10-11 实验及数据处理
  - 12 结题报告
- 13-16 SSVEP设计与实验
  - 13 开题报告 10-13 开始准备
  - 14-15 实验及数据分析
  - 16 结题报告

## 涉及到的参考书籍or文献

Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice (书)

Speech synthesis from neural decoding of spoken sentences 2019

<https://www.nature.com/articles/s41586-019-1119-1/>

Interface, interaction, and intelligence in generalized brain-computer interfaces 2021

## MI-BCI实验

修改意见：

- 无需1hz的动作频率，增加了认知负担
- cue时间缩短，可以为1.5s
- 增加实验试次，最少超过12次
- MI阶段时间缩短，可以为6s
- 比较减baseline，和减前一次rest的差异，比较分类效果
- Pre-rest Post-rest
- 需要添加Cz区域的电极，和脚运动有关
- 中间可以休息，放松or看手机，保证实验在1h之内
- 理论上，不常用手的运动想象效果更强
- C3 C4 Cz位置敏感，需要定位准确
- 实验室在李文正楼中311

## EEG原理

- 不是单个神经元活动，是同一走向，大量的神经元活动  
记录的是皮层上锥体细胞放电的信号 4mm的灰质 单位为uV  
电极探测的是各点电势差随时间变化（相对于基准电极）



N negative

时间 latency 潜伏期, 刺激出现后波幅达到峰值的时长

- **自发电位 SP**

- 节律

Gamma Alpha Beta

运动想象相关中的 alpha波称为MIU波 MIU波抑制

**诱发电位 EP**

- VEP AEP SEP

刺激一次 称为一个试次

诱发电位比较小, 可以通过多次试次的叠加平均

VEP: P1成分 正向 在枕区 视觉注意的相关; N1成分 负向 在顶叶与两侧枕叶 视觉空间的相关

**事件相关电位 ERP**

与注意, 感知, 记忆, 决断等心理过程有关

P300 oddball范式 P3成分幅值会更大

- **常见的ERP:**

- 反馈相关负波 N2

大脑前部的N2脑电成分与**冲突抑制**控制关联

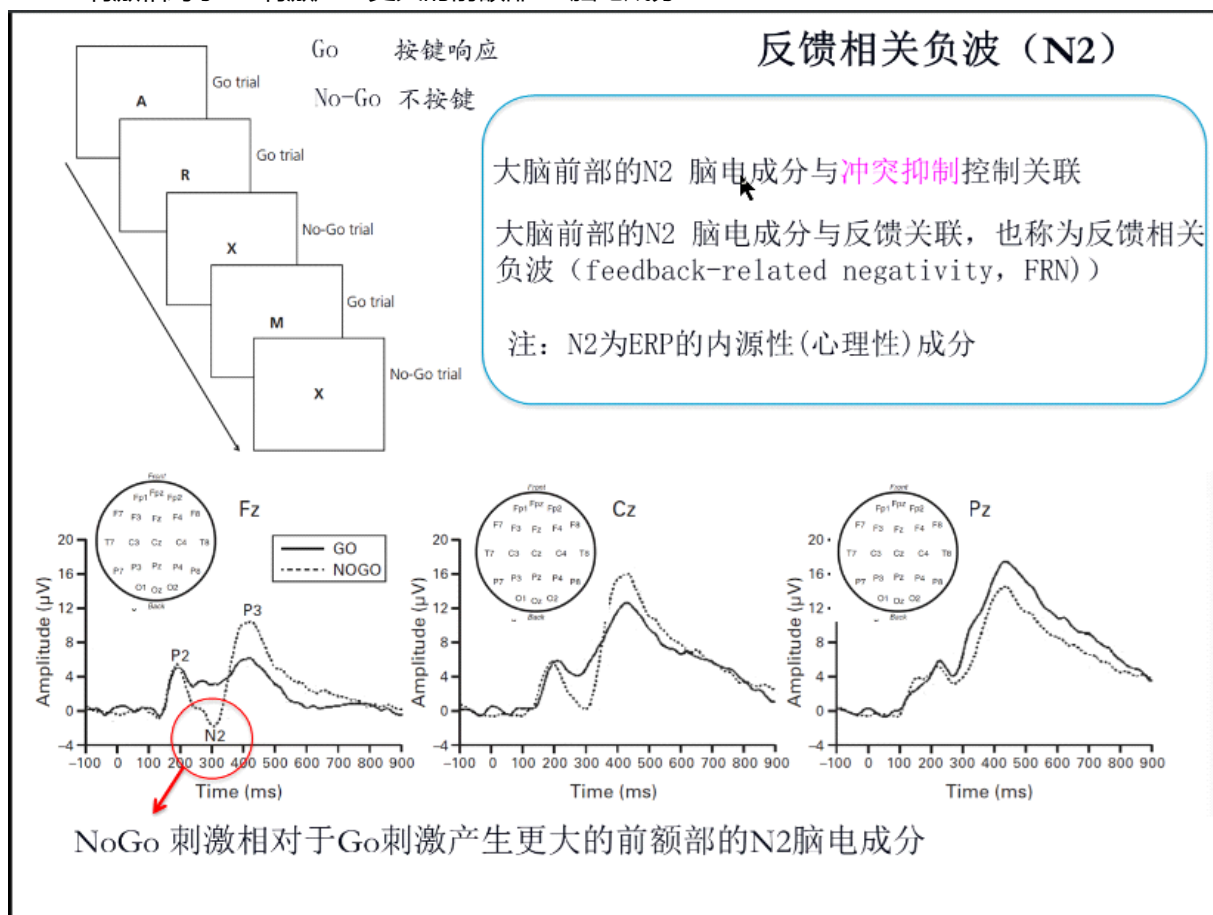
与反馈关联, 也称为反馈相关负波 (feedback-related negativity, FRN)

N2为ERP的内源性 (心理性) 成分

**实验范式:**

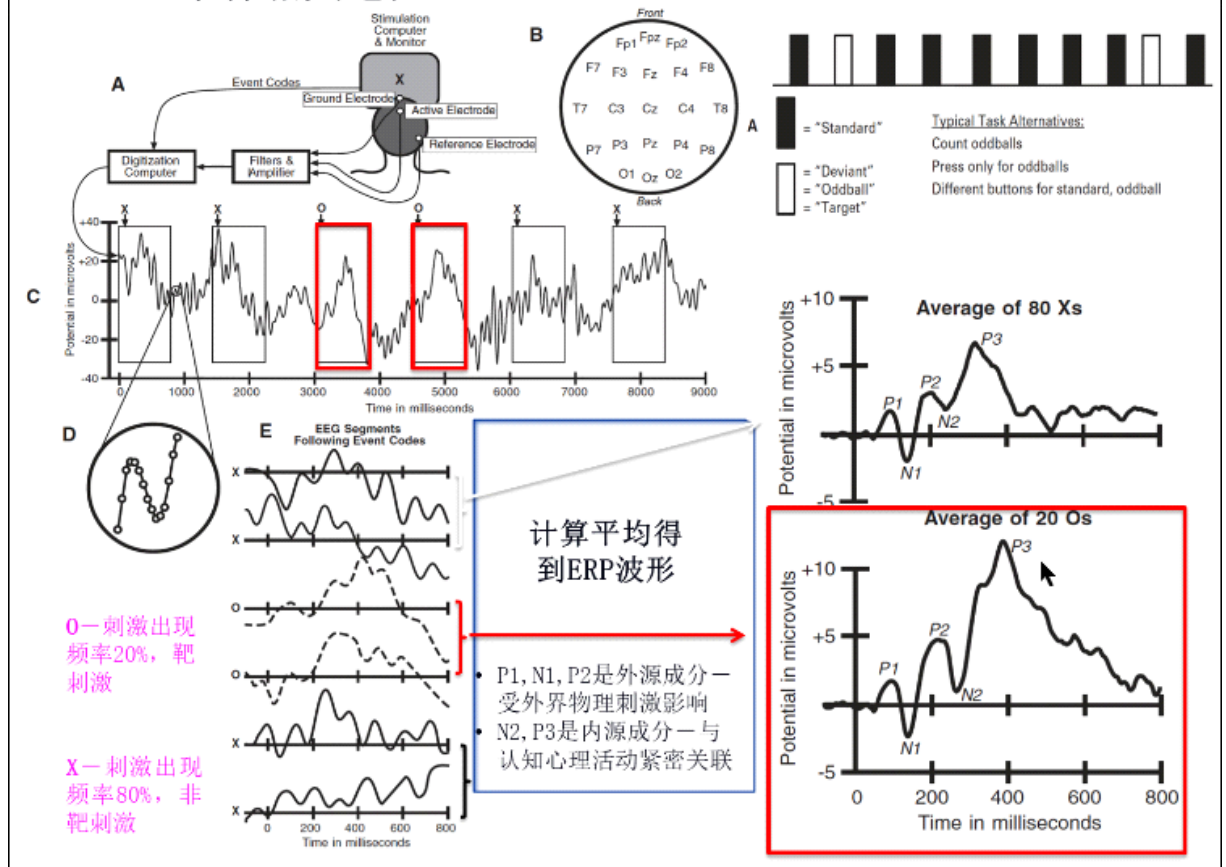
Go 按键响应 No-Go 不按键

NoGo刺激相对于Go刺激产生更大的前额部N2脑电成分



- Oddball 事件相关电位 P3

## Oddball 事件相关电位 (P3)



由于被试之间差异较大，所以ERP不太适合作为跨被试的设计方案

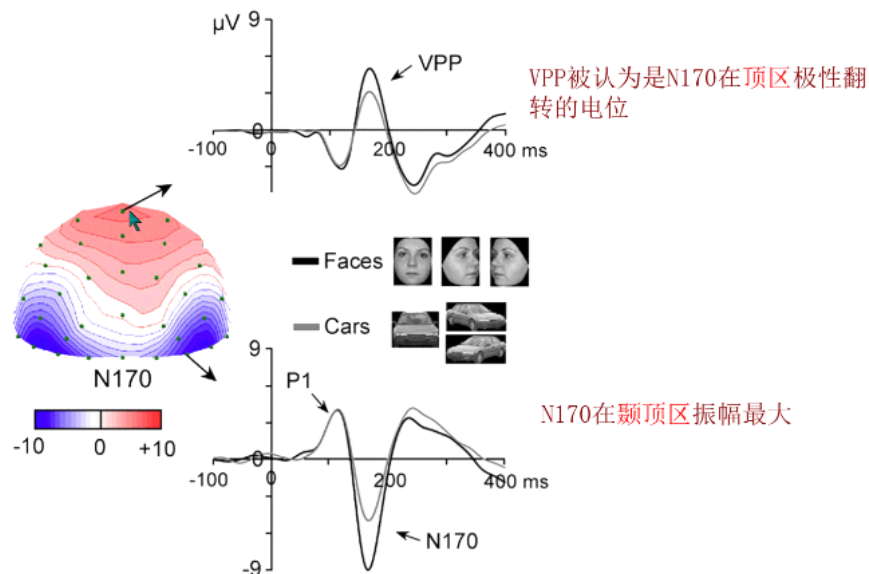
研究显示靶刺激和非靶刺激的比例在1:4的情况下，P3幅值差异足够大

P300除了视觉刺激，其他感官也可以进行诱发

### 面孔识别相关电位 N170

观察脸和非脸目标的差异，在颞顶区振幅最大

### 面孔识别相关电位 (N170)



N170是面部加工的一个典型指标，但对于具体的面部细节却不敏感；  
 N250被认为是和面孔精细加工有关。

N170是脸还是非脸，然后N250识别具体是谁

VPP顶正点，作为N170的正向震荡

### 脑电设备

干、湿电极

- **脑电图的测量特点**

时间分辨率高 ms级

空间分辨率低 数十mm级

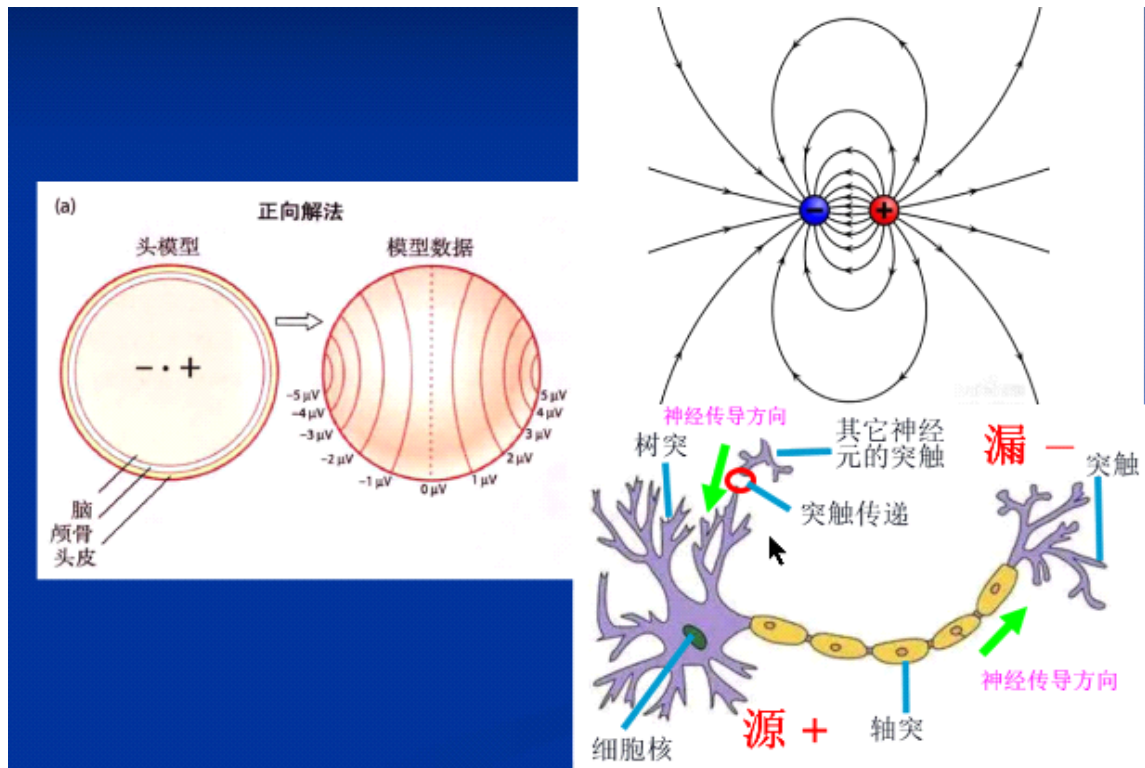
实验准备时间长/短

设备成本低

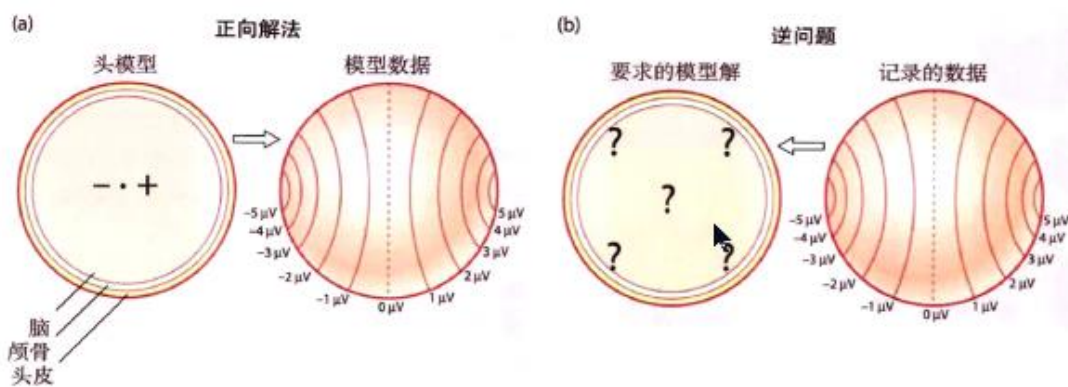
要求被试保持静止状态/无要求

- **溯源问题**

正问题：通过给定脑电活动源（偶极子）求解头皮上的脑电分布



逆问题：已经得到了脑电分布，想知道源头在哪



溯源本质上是一个病态问题：信号源远多于信号通道：

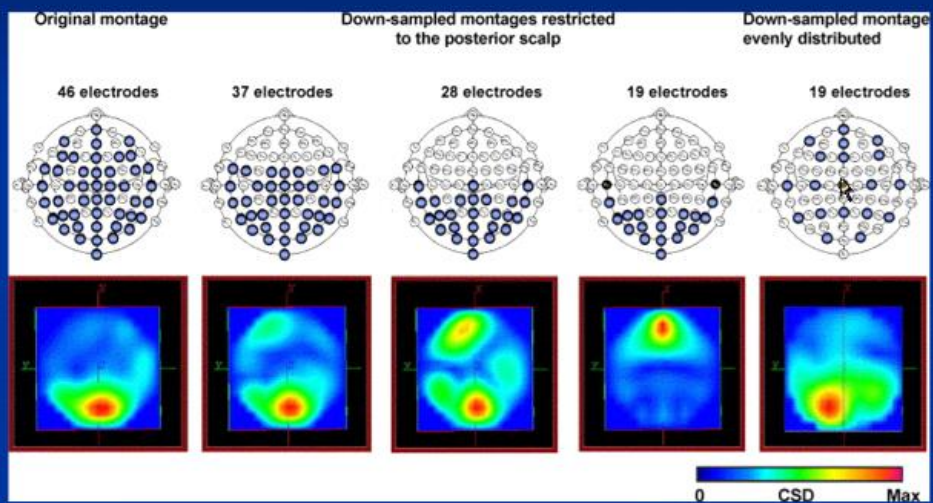
1) 解不唯一 2) 解不稳定

溯源在BCI上的应用：1) 溯源：电极选择 2) 激活模式分析：特征分析



## 溯源问题

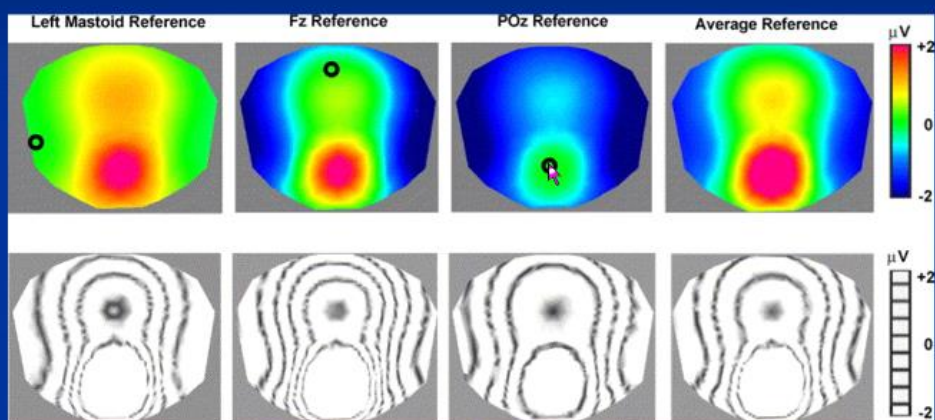
### 电极数目及位置



电极需全头均匀分布，且尽量多

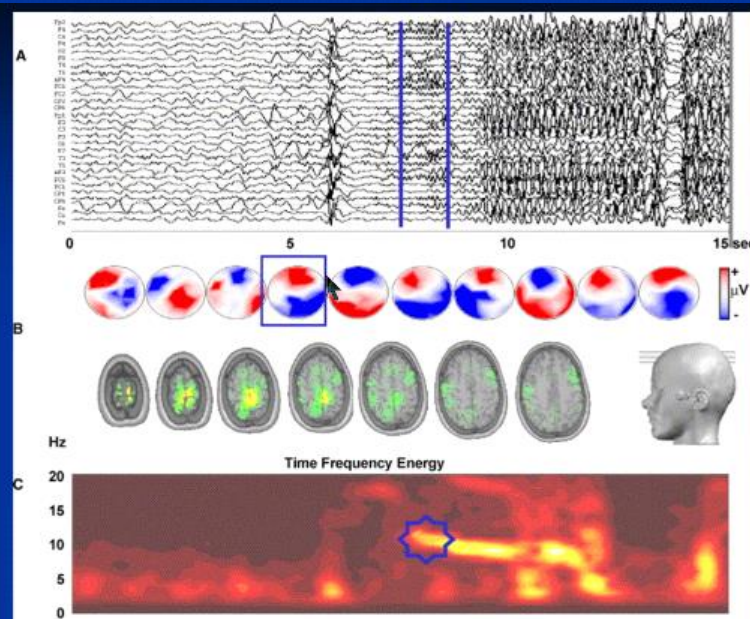
## 溯源问题

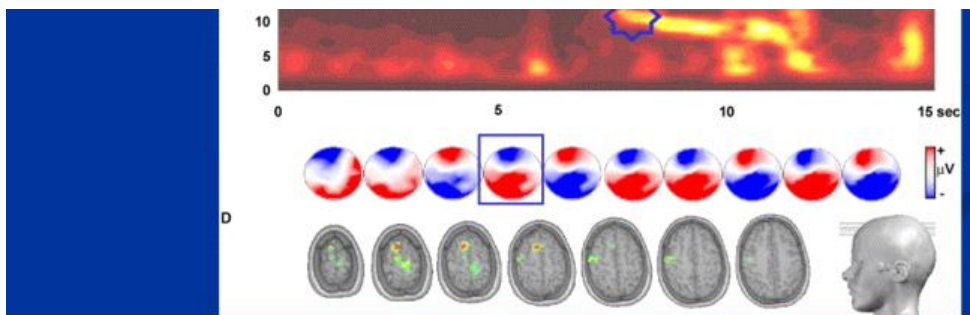
### 参考电极位置



参考电极位置对溯源位置无影响，但影响幅值强度

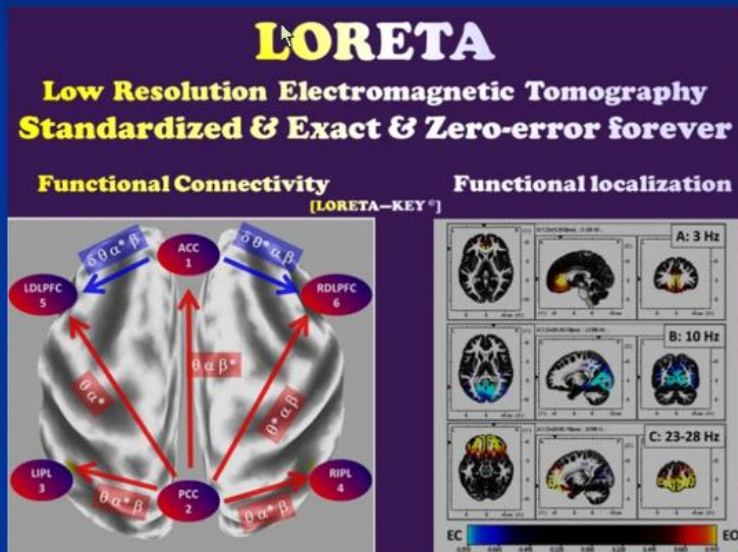
## 溯源问题





## 溯源问题

推荐使用：标准化低分辨率电磁扫描成像技术(standard low resolution electromagnetic tomography, sLORETA)



<http://www.uzh.ch/keyinst/loreta.htm>

## • 脑电信号处理

信号前处理：

滤波

频域分析 (FT, DTFT, DFT/FFT)

频谱泄露：截断的数据是有限的，不能保证是一个整周期，造成采样点的不连续，发生信号畸变，引入别的额外频率成分

解决方法：减少边界处权重，中间部分权重大，设置加权的窗函数

几种常用窗函数的比较				
时间窗	频谱泄露	幅值分辨率	频率分辨率	应用场景
矩形窗 Rectangle	高	低	极高	精确求出主瓣频率，而不考虑幅值的精度
海明窗 Hamming	中	中	高	测试信号中含多个频率分量，关注各个频率点上的幅值
汉宁窗 Hanning	低	中	高	测试信号中含多个频率分量，关注各个频率点上的幅值

矩形窗：忽视振幅，想找出主频率在哪

频域分析的缺陷：不提供任何时间上的分析

## 时频域分析

- STFT 短时傅里叶变换

滑动窗口 按时间拼接 窄框/宽框： 时间分辨率好/差 频率分辨率差/好

在短窗上进行FFT

改进方法：

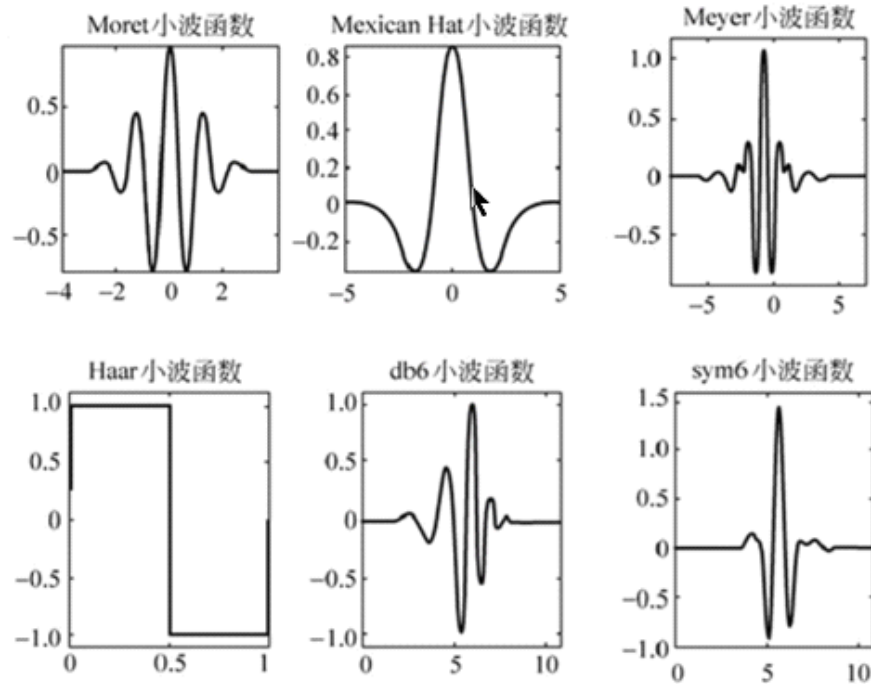
窗长伸缩可变

在信号变化快/慢的地方时窗变小/大，以获得较高时间/频率分辨率

#### ▪ WT 小波变换

通过小波母函数的平移和伸缩构成一系列小波函数（小波基函数），利用小波基函数来表示或逼近原信号

小波（母）函数：快速衰减且积分为0



原理公式

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \Psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx$$

反应局部特征，可平移可缩放

#### ▪ 离散小波变换 DWT

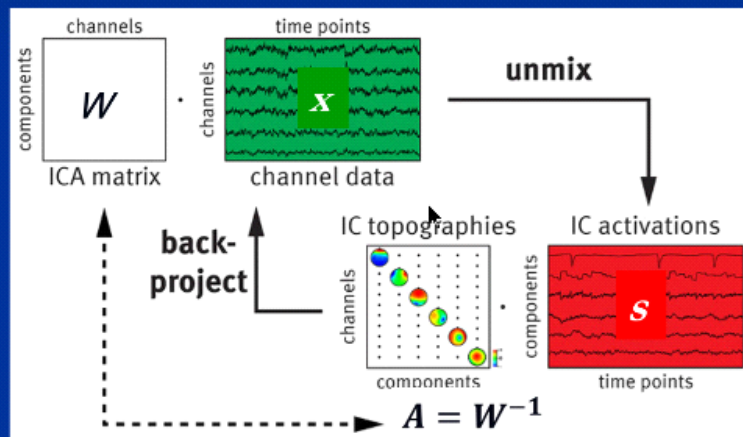
快速小波变换

独立成分分析 ICA



## ICA的前提

- 1) 数据信号源是独立的且数据非高斯分布（或者信号源中最多只有一个成分是高斯分布）
- 2) 观测信号数目不能少于源信号数目（ICA无法分解出多于观测信号数目的源信号）。



ICA的计算目标是找到矩阵  $W$  的一个解，以实现所有成分的**最大时间独立性**。

中心极限定理：任意两个信号的混合一定比原信号更趋近于高斯分布

**ICA的分离原理**：去高斯化

**特点**：

ICA分解不确定，并不能完全恢复信号源的具体数值，也不能分解出信号源的正负，信号的级数或者信号的赋值范围

只是将不同独立的信号源按照其特征进行分离

**应用**：

信号源预处理，去除眼动和心跳信号

基于IC成分进行溯源分析

**希尔伯特-黄变化 HHT**

线性信号：叠加性和均匀性

脑电信号存在阈值，高于阈值的一致，是非线性信号

平稳信号：统计特性不随时间变化而变化

生物信号存在复杂的节律变化，大多随时间呈现不规则变化

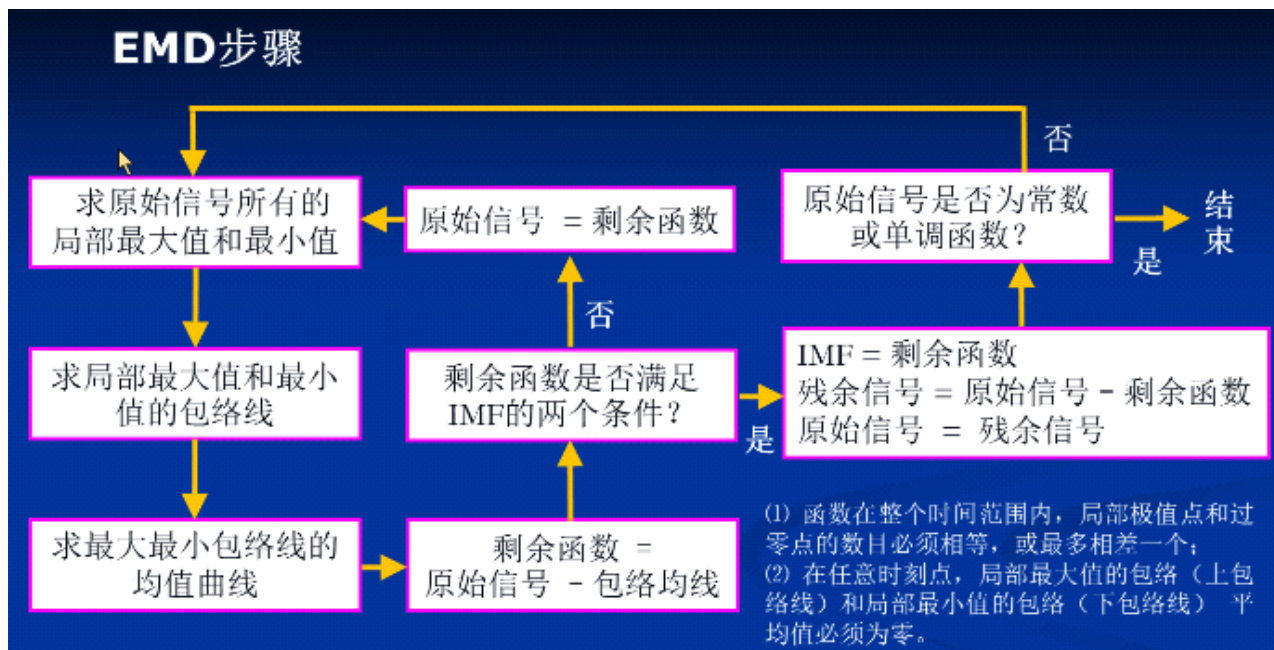
EEG本质是**非线性、非平稳**信号

1. 经验模式分解EMD信号：得到信号的若干固有模态函数IMF

EMD根据信号自身的时间尺度特征进行信号分解，无须预先设定任何基函数

IMF需要满足以下两个条件：

- a. 函数在整个时间范围内，局部极值点和过零点的数目必须相等，或最多相差一个
- b. 任意时间点内，局部最大值的包络和局部最小值的包络均值为零



问题：

### 模态混叠：

模态混叠（mode mixing）：在一个IMF中包含差异极大的特征时间尺度，或者相近的特征时间尺度分布在不同的IMF中。

起因：局部极值在很短的时间间隔内发生多次跳变

MEMD算法可以改进模态混叠现象

2. 对IMF进行希尔伯特Hilbert谱分析
3. 时频谱表示：汇总所有IMF的Hilbert谱，得到原始信号的Hilbert谱

## fNIRS原理

- 近红外脑功能成像fNIRS

血氧水平依赖法BOLD效应

输入和输出光纤的距离是30mm

近红外750-1400nm

805nm波长时，含氧血红蛋白吸收率=去氧血红蛋白

Lambert-Beer（朗伯—比尔）定律：当一束平行单色光通过某一均匀非散射的吸光物质时，其吸光度与吸光物质的浓度和厚度成正比

- 刺激频率越高，刺激强度越大，含氧/去氧血红蛋白浓度变化越大
- 特点：
  - 时间分辨率一般 s级
  - 空间分辨率一般 cm级
  - 实验准备时间长
  - 设备成本高
  - 抗电磁干扰
  - 可以在开放环境下测量，运动状态下测量（没有肌电信号干扰）
  - 多个被试同时测量
- 应用实例：
  - 不同脑疾病fNIRS的差异
  - 静息态下fNIRS通道间的同步性研究

- 疼痛的fNIRS信号差异
- 近红外应用于婴儿的语言反应研究
- 近红外应用于多人同步测量

## 脑机接口经典实验范式

- 主要信号获取手段

神经影像方法	测量信号	信号来源	时间分辨率	空间分辨率	形式	便携
EEG	电	直接	毫秒级	厘米级	非侵入式	便携
MEG	磁	直接	毫秒级	毫米级	非侵入式	非便携
ECoG	电	直接	毫秒级	毫米级	侵入式	便携
fMRI	血氧代谢	间接	秒级	毫米级	非侵入式	非便携
fNIRS	血氧代谢	间接	秒级	厘米级	非侵入式	便携
Eye-tracking※	眼动轨迹	直接	毫秒级	分级 (角度)	非侵入式	便携

- 主演研究范式

信号	生理学现象	需要训练	传输速率	正确率	命令数量	缺点
SSVEP（视觉诱发电位）	对于固定频率闪烁刺激的视觉皮层反应	否	高	高	多	易产生视觉疲劳
SCP（慢皮层电位）	大脑信号中缓慢的电位变化	是	低	低	少	占用认知资源，易引起大脑疲劳
P300（事件相关电位）	对于oddball刺激约300 ms左右出现的ERP	否	中	高	多	易产生视觉疲劳
心理作业	各种心理负荷任务	是	低	低	少	占用认知资源，易引起大脑疲劳
SMR（感觉运动节律，ERD/ERS）	与运动行为同步的节律变化	是	低	中	中	占用认知资源，易引起大脑疲劳

- BCI类型

主动式：将用户的主观意识作为系统的输入，无需施加外部刺激即可直接输出控制命令，通常需要训练

反应式：通过施加外部刺激诱发用户大脑产生特定的反应，并基于该反应输出控制命令，通常无需训练

被动式：实时监测用户的认知和情感状态，如疲劳、认知负荷、情绪等。对人机交互过程进行优化或实施反馈调节

- SSVEP

给被试某个频率的视觉刺激后，视觉区会出现与刺激频率或其谐波频率一致的稳态激活

模式

需要视觉提示，无需训练

- MI

运动控制意识的差别

无需视觉提示，需要大量的训练

MI任务对应的事件相关同步/去同步化 ERS/ERD

- 同步化 ERS 大量神经元以相同节律活动 静息，低级
- 去同步化 ERD 同步化程度的降低或阻滞 任务，高级

执行MI任务，对侧感觉运动皮层脑电振幅降低，呈现ERD趋势

u波抑制：相应感觉运动区域神经元激活的去同步化会降低u波段（8-13Hz）功率

四分类：左右手+单侧下肢+舌头

- P300

行列闪烁式 空间上有误差

棋盘格闪烁式

需要视觉提示，无需训练

- 视线追踪型脑机接口

眼球运动但角膜反射位置固定不变

## 多模态BCI