

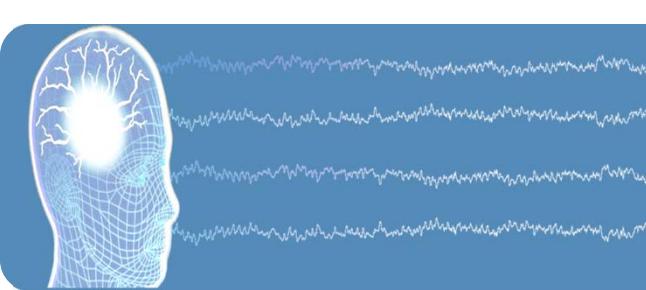


الگوهای سیگنال‌های مغزی و روش‌های تشخیص آنها

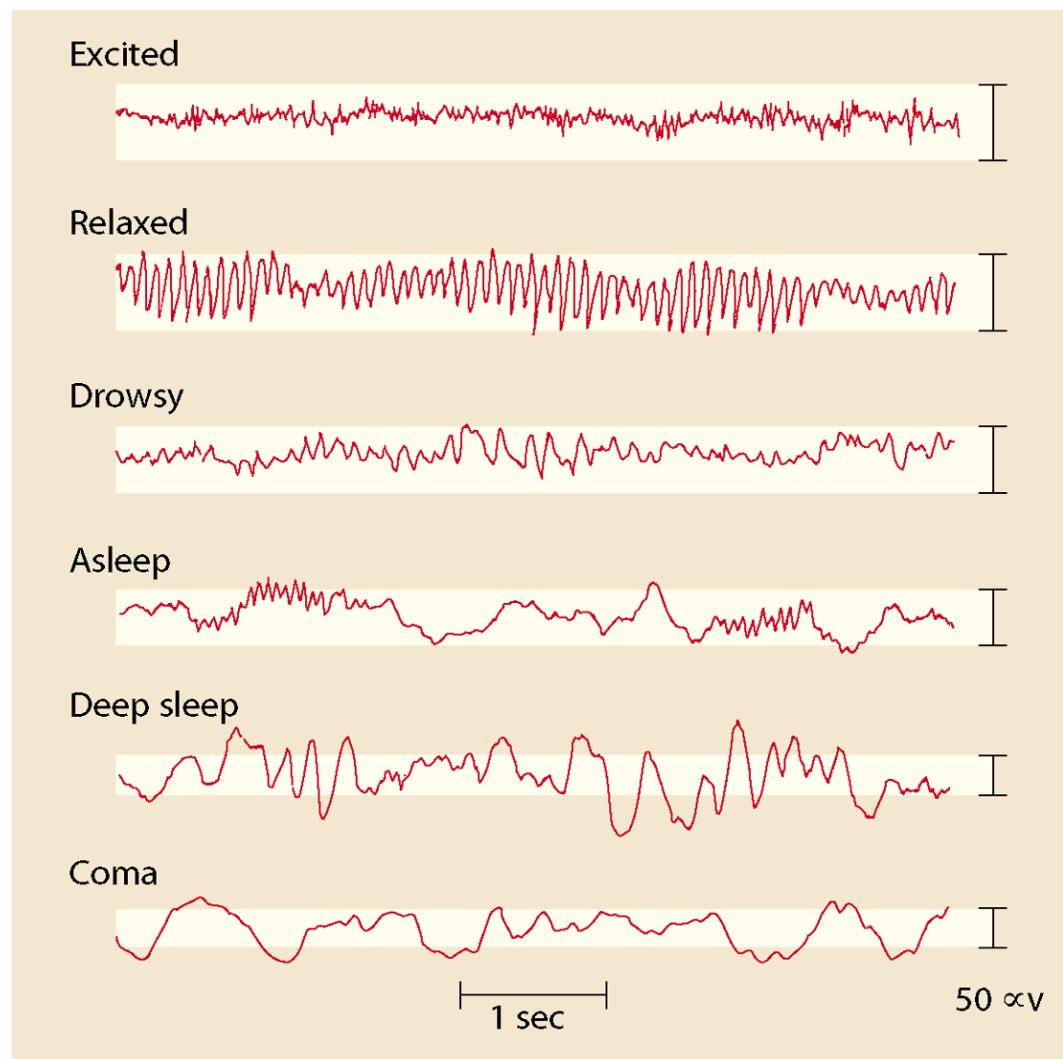


شماره درس: ۲۵۶۳۰
یکشنبه و سه‌شنبه ۱۵:۳۰-۱۳:۳۰
نیمسال اول ۱۴۰۱-۱۴۰۰

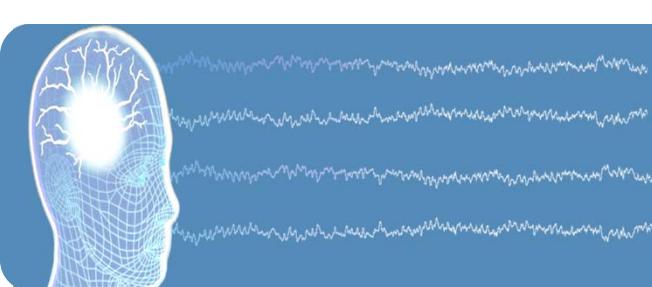
سیگنال EEG



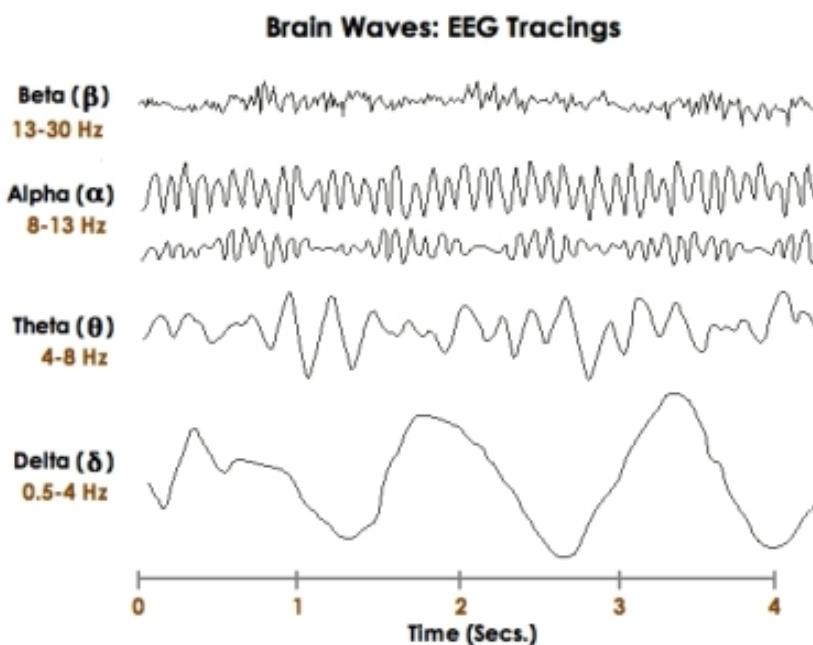
○ پتانسیل‌های EEG شاخص‌های خوبی از حالت کلی فعالیت مغزی هستند.



باندهای فرکانسی



- پهنای باند سیگنال EEG از DC تا ۱۰۰ هرتز است. بیشترین توان در محدوده ۵ تا ۶۰ هرتز است.
- دامنه سیگنال EEG از ۲ تا ۱۰۰ میکروولت است.



- باندهای فرکانسی معروف سیگنال EEG :

○ باند دلتا (Delta)

$$\delta : 0.5 - 4 \text{ Hz}$$

○ باند تا (Theta)

$$\theta : 4 - 8 \text{ Hz}$$

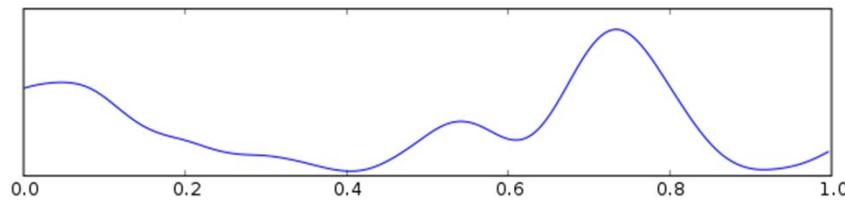
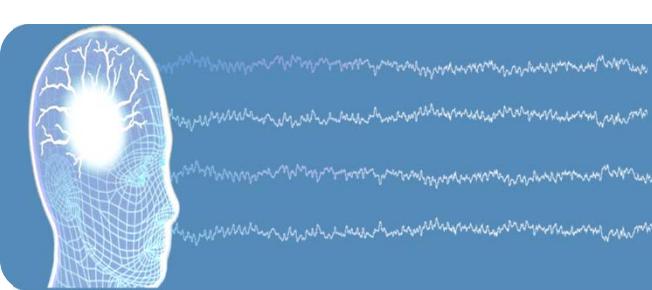
○ باند آلفا (Alpha)

$$\alpha : 8 - 13 \text{ Hz}$$

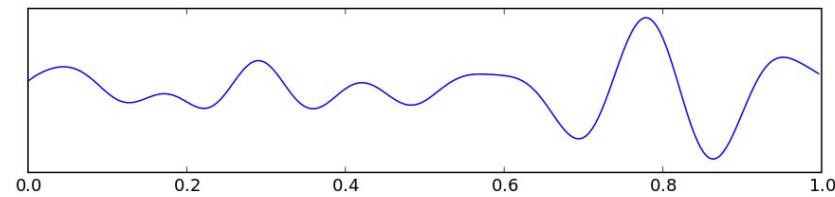
○ باند بتا (Beta)

$$\beta : > 13 \text{ Hz}$$

باند های فرکانسی

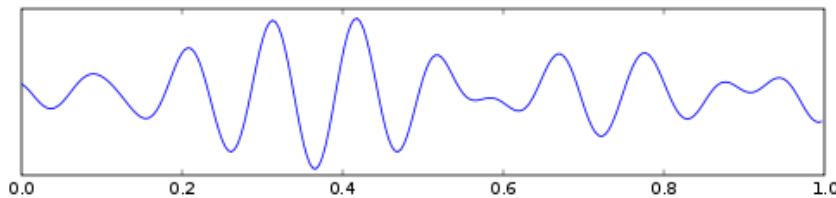
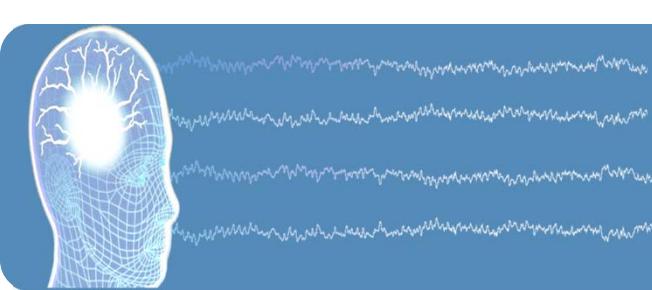


- باند دلتا (δ): $0.5 - 4 \text{ Hz}$
 - نوزادان و شیرخواران
 - خواب عمیق یا Slow-wave sleep
 - برخی بیماری های وحیم مغزی، مانند: صرع لوب گیجگاهی، پارکینسون، شیزوفرنی، دیابت
 - در شخص بالغ هوشیار، وجود فعالیت دلتا نشان گر ناهنجاری است.



- باند تا (θ): $4 - 8 \text{ Hz}$
 - کودکان
 - افراد بالغ نرمال در حالت مراقبه، خستگی و نیمه هوشیاری
 - بیشتر در ناحیه گیجگاهی و مرکزی
 - ممکن است در طی پریشانی و نامیدی نیز در افراد بالغ ایجاد شود.

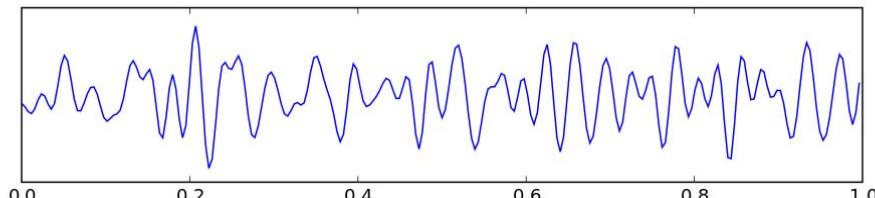
باندهای فرکانسی



$\alpha : 8 - 13 \text{ Hz}$

○ باند آلفا (Alpha)

- افراد بالغ نرمال در زمان بیداری کامل، با چشم اندازی بسته و در حالت آرامش بیشتر در ناحیه پس سری می‌توان آنها را از نواحی آهیانه‌ای و پیشانی نیز ثبت کرد.
- در طی خواب عمیق امواج آلفا ناپدید می‌شوند.

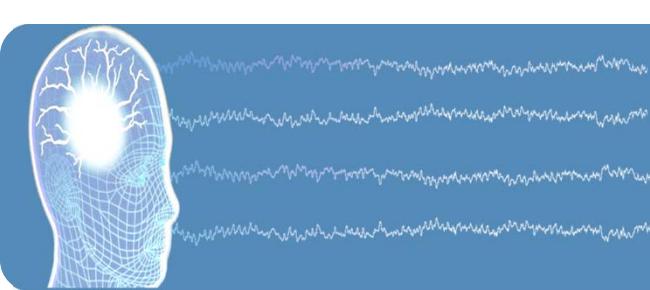


$\beta : > 13 \text{ Hz}$

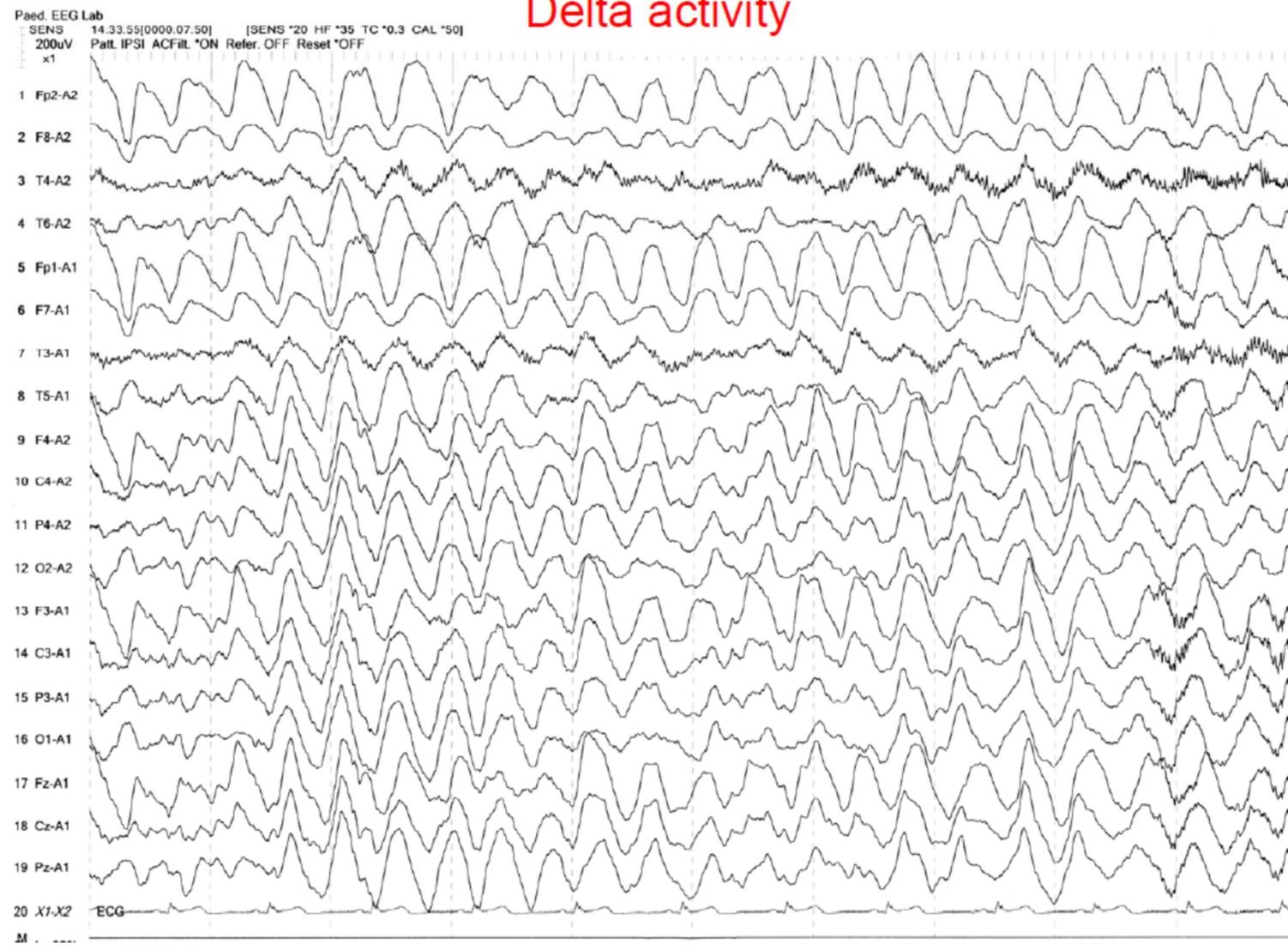
○ باند بتا (Beta)

- افراد بالغ نرمال در طی فعالیت زیاد سیستم عصبی یا در تنفس‌های عصبی بیشتر در نواحی آهیانه‌ای و پیشانی می‌توانند.
- در زمان توجه فرد به سمت برخی از فعالیت‌های مغزی

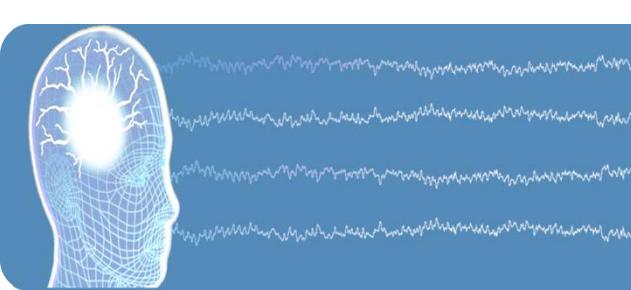
باندهای فرکانسی



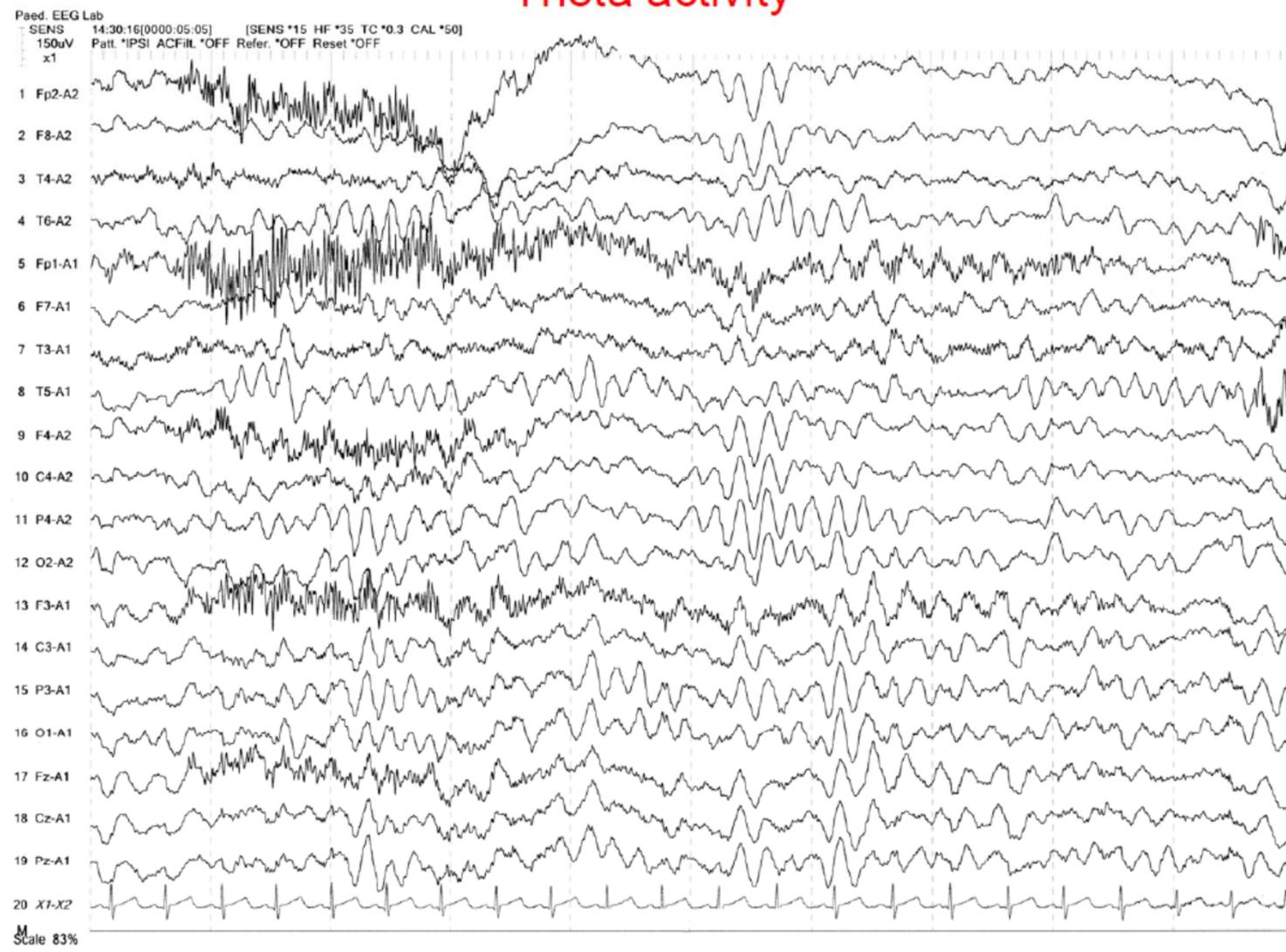
Delta activity



باندهای فرکانسی

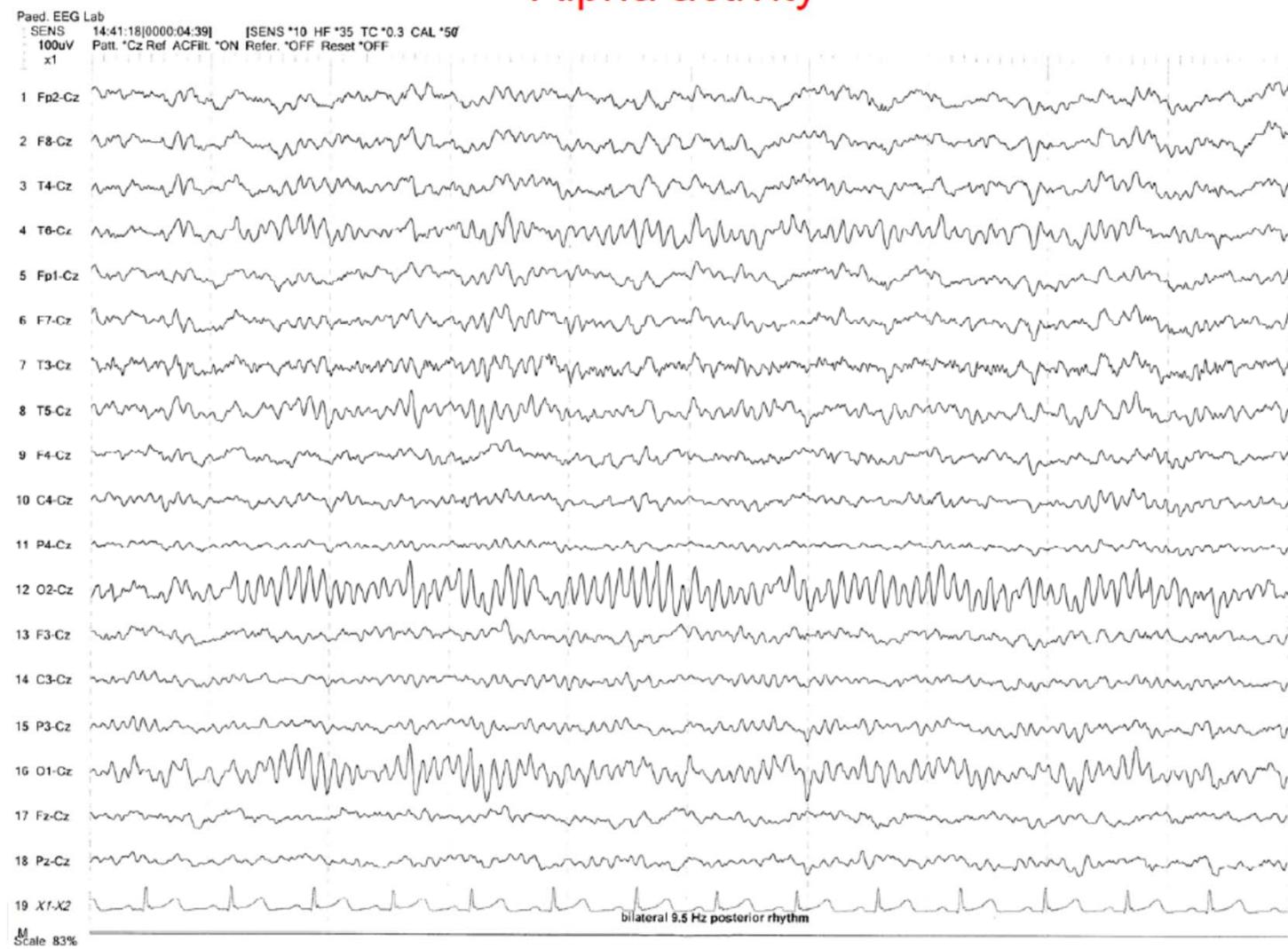


Theta activity



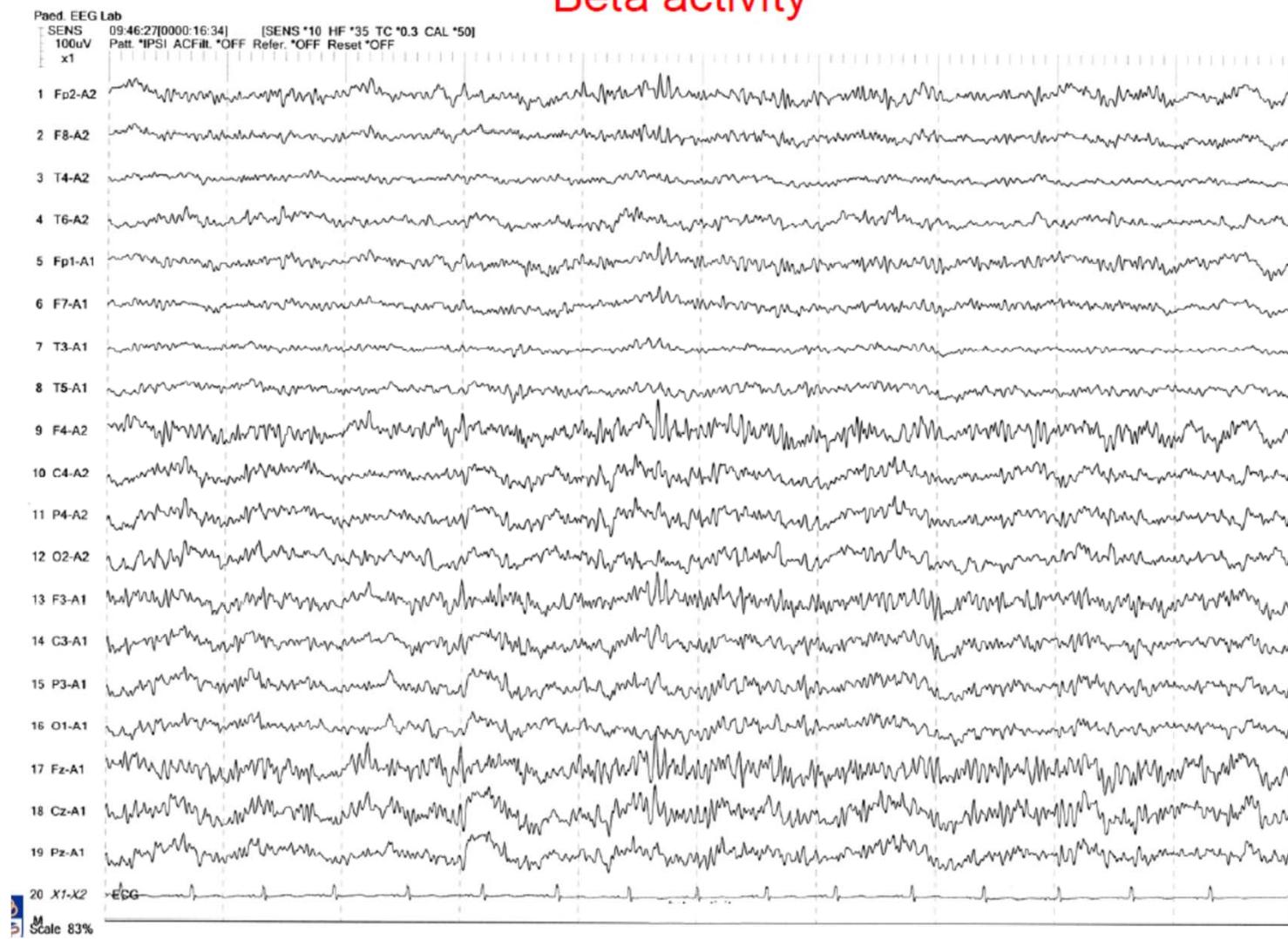
باندهای فرکانسی

Alpha activity

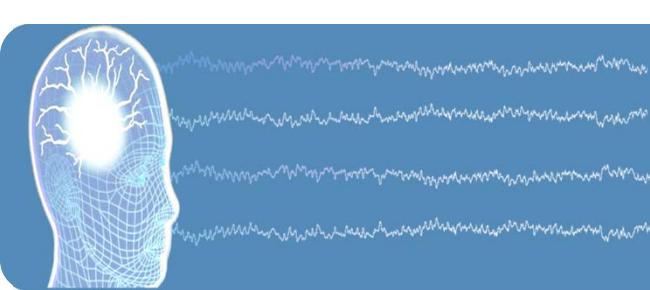


باندهای فرکانسی

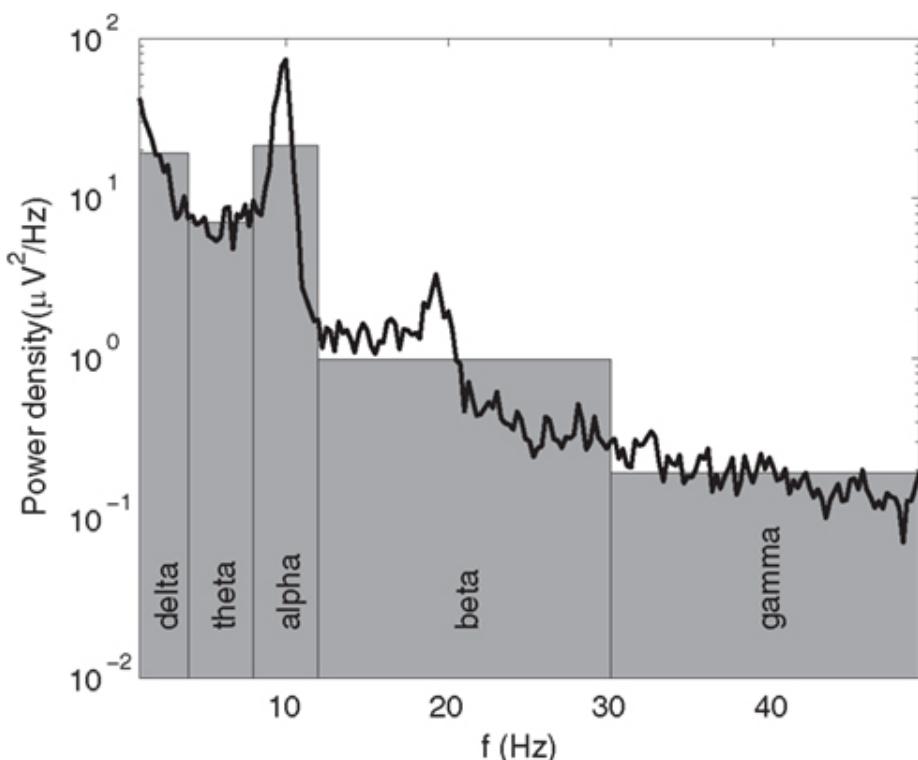
Beta activity



باندهای فرکانسی



- چگالی طیف توان سیگنال EEG به شدت با حالت‌های فیزیکی و رفتاری فرد تغییر می‌کند.
- آنالیز فرکانسی EEG یک ابزار پردازشی مهم در تشخیص ناهنجاری‌های نورولوژیکی است، مانند:



○ صرع

○ آسیب‌های سر

○ اختلالات روانی

○ اختلالات خواب

پردازش حوزه فرکانس

پردازش حوزه زمان-فرکانس

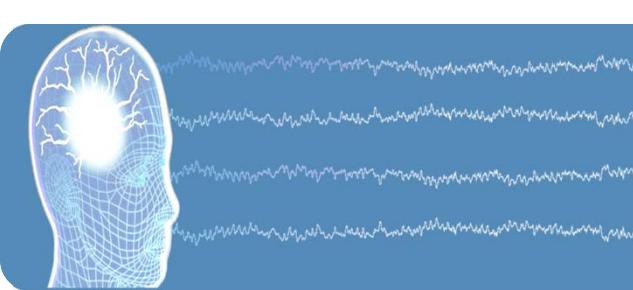
محاسبه چگالی طیف توان



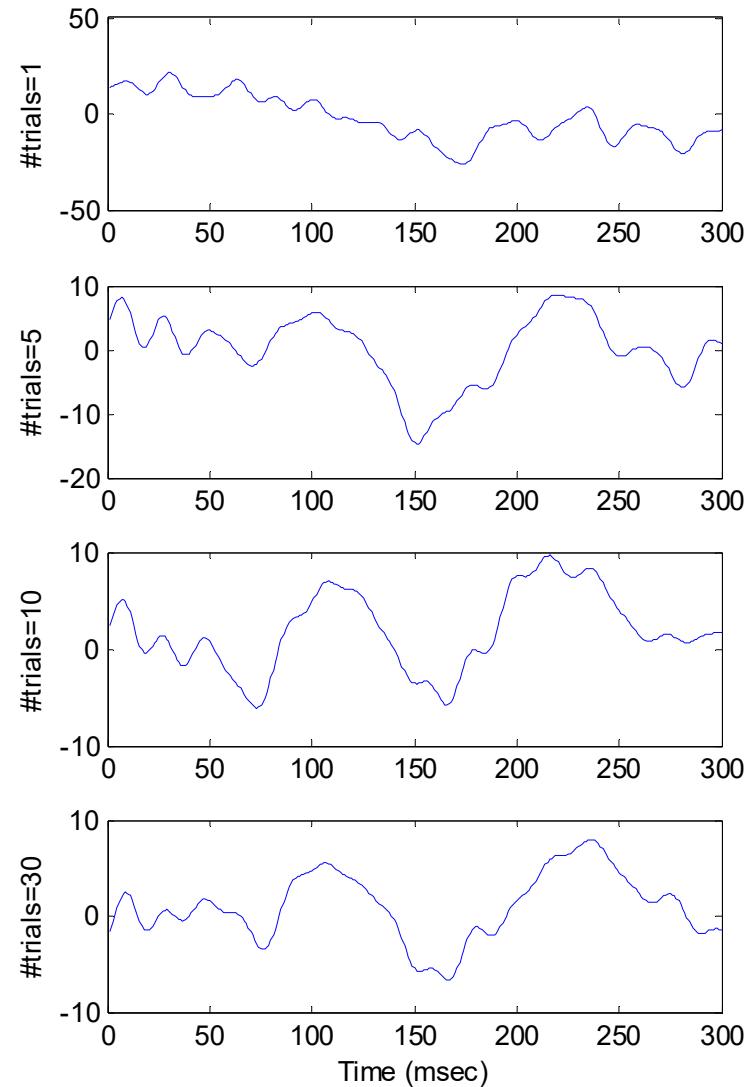
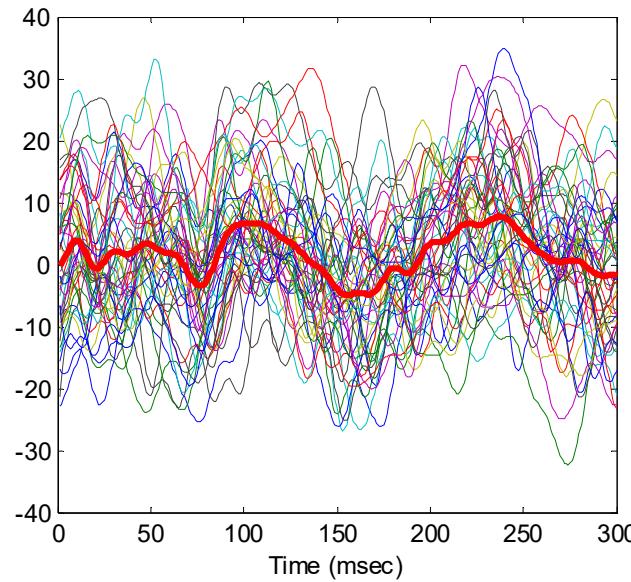
پتانسیل وابسته به رخداد

- پتانسیل وابسته به رخداد
- به سیگنال‌هایی که به طور مرتبط با یک رخداد تولید می‌شوند، پتانسیل‌های وابسته به رخداد می‌گویند.
- دامنه این پتانسیل‌ها در مقایسه با EEG زمینه کوچک بوده و کمتر از ۲۰ میکرو ولت است.
- برای بررسی آنها نیاز به افزایش میزان سیگنال به نویز از طریق روش‌های مختلف است.
- معمول‌ترین راه برای استخراج ERP‌ها و تفکیک آنها از EEG، متوسط‌گیری همزمان از سیگنال‌های مغزی ثبت شده طی مرتبه‌های تکرار شده است.
- در این حالت در اثر متوسط‌گیری، EEG با توجه به ماهیت شبه‌نویزی آن تضعیف شده و سیگنال‌های وابسته به رخداد که همگی با فاز مشابه به هم اضافه شده‌اند، تقویت می‌گردند.

پتانسیل برانگیخته



○ پتانسیل برانگیخته میانگین (Average Evoked Potential)

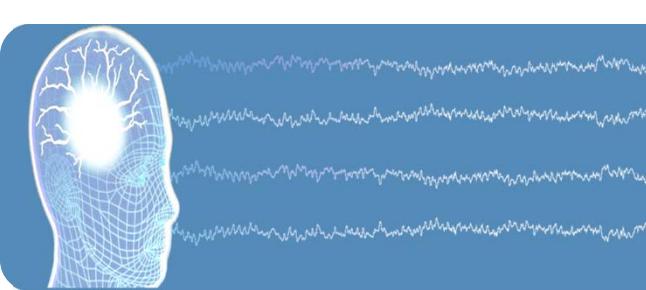




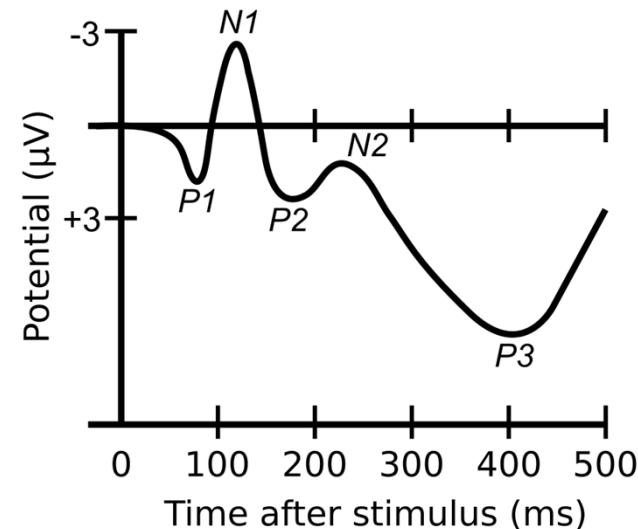
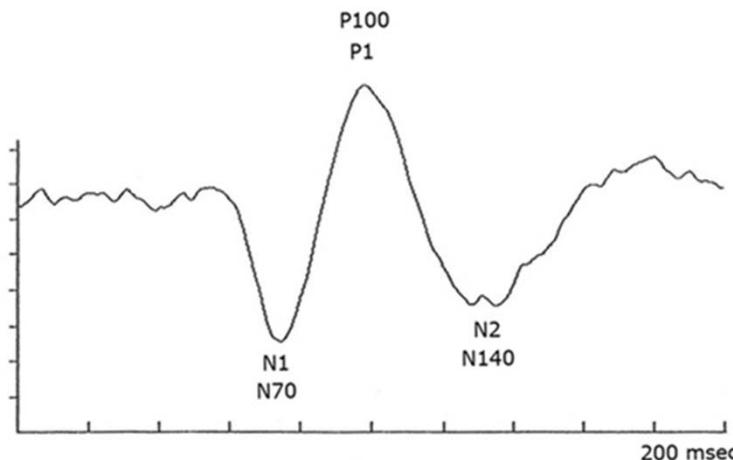
پتانسیل واپسیه به رخداد

- **ERP‌های برونزا (Exogenous ERP)**
 - عمدۀ ERP‌ها پاسخ‌هایی هستند که مغز در هنگام مواجهه با یک تحریک حسی از خود بروز می‌دهد. این تحریک حسی می‌تواند از طریق حواس مختلف به فرد وارد شود که حواس بینایی و شنوایی بیشترین استفاده را دارند.
 - ERP‌های برونزا بیشتر به خواص فیزیکی تولید‌کننده آنها بستگی دارند.
- **ERP‌های درونزا (Endogenous ERP)**
 - اگر تحریک واردشده قدری پیچیده‌تر از یک تحریک ساده و بدون مفهوم باشد و نیاز به یک فعالیت تشخیصی هم داشته باشد، به جز پتانسیل‌های اولیه (ERP‌های برونزا) که پاسخ مربوط به حس کردن این تحریک هستند، دسته دیگری از پاسخ‌ها، موسوم به ERP‌های درونزا نیز با تاخیر بیشتر ظاهر می‌شوند که ناشی از فعالیت شناختی انجام‌شده روی تحریک می‌باشند.
 - ERP‌های درونزا بیشتر به متغیرهای فیزیولوژیکی ارتباط دارند و از لحاظ تاخیر هم بزرگ‌تر از ERP‌های برونزا هستند ($< 100 \text{ msec}$).
 - در این پتانسیل‌ها، خواص تحریک نقش ثانویه دارد.

پتانسیل واپسیه به رخداد



- ERP‌ها را بر اساس معیارهای مختلفی به زیرمولفه‌های تشکیل‌دهنده آنها تجزیه می‌کنند.
- در عمومی‌ترین این روش‌ها، پلاریته مولفه را با حروف N (برای منفی) و P (برای مثبت) نشان می‌دهند و به دنبال آن میزان تاخیر مولفه یا یک عدد را می‌آورند:
- مثلاً N100 یا N1 یا N100 نشان دهنده یک پیک منفی با تاخیر حدود ۱۰۰ میلی‌ثانیه نسبت به زمان تحریک است.





پتانسیل واپسیه به رخداد

(MisMatch Negativity) MMN ◦

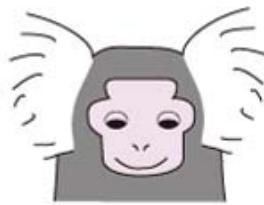
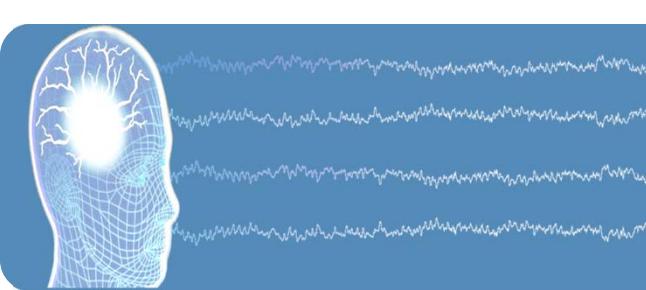
- یک پیک منفی است که نشانگر یک فرایند تفکیکی غیرفعال و بدون توجه است.
- هنگامی بروز می‌کند که یک تحریک غیرمعمول در بین یک رشته از تحریک‌های مشابه ظاهر شود.
- MMN می‌تواند در هر سیستم حسی رخ دهد، اما اغلب برای تحریک‌های شنوایی و بینایی مورد مطالعه قرار می‌گیرد.
- این مولفه در تحریک صوتی و در حالت عدم توجه فرد (حالت بی‌توجهی) بیشترین بروز را دارد.
- MMN نشان‌دهنده یک فرآیند اتوماتیک مغزی است که کار کد کردن اختلافات و تغییرات تحریک‌های ورودی را انجام می‌دهد. این فرایند بر پایه مقایسه تحریک جدید با بازنمایی عصبی موجود از تحریک قبلی عمل می‌کند.



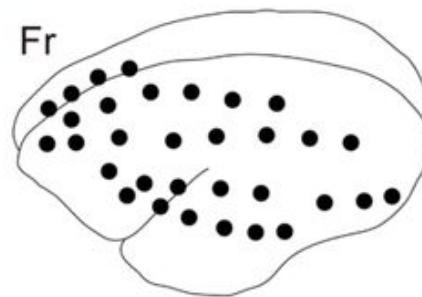
پتانسیل واپسیه به رخداد

- مثال: MMN در تحریک‌های شنوایی
- MMN بعد از یک تغییر کمیاب در دنباله‌ای تکرارشونده از اصوات رخ می‌دهد.
- به عنوان مثال صدای کمیاب انحرافی (deviant) می‌تواند در میان یک دنباله از صدای استاندارد تکرارشونده رخ دهد.
- صدای deviant می‌تواند از نظر یک یا چند ویژگی ادراکی مانند فرکانس، گام صدا (pitch)، مدت زمان و یا بلندی صدا با صدای استاندارد متفاوت باشد.

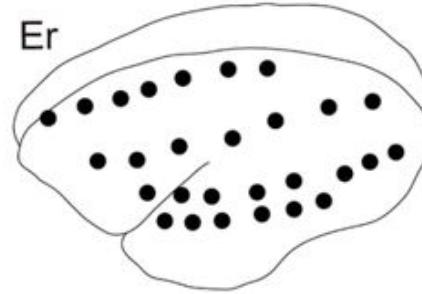
پتانسیل واپسیه به رخداد



a

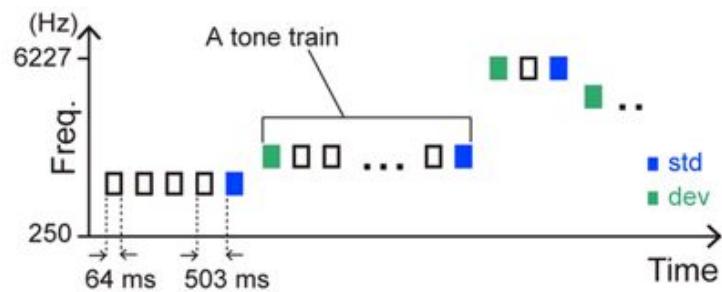


Er

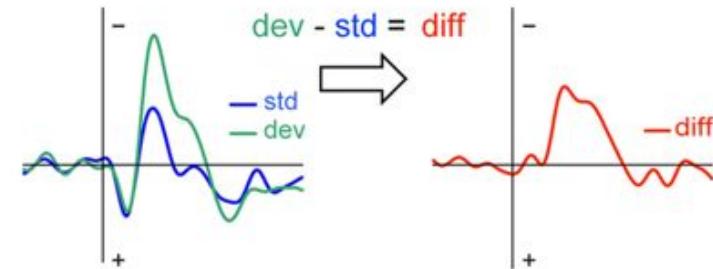


○ مثال: MMN در تحریک‌های شنوایی

b



c

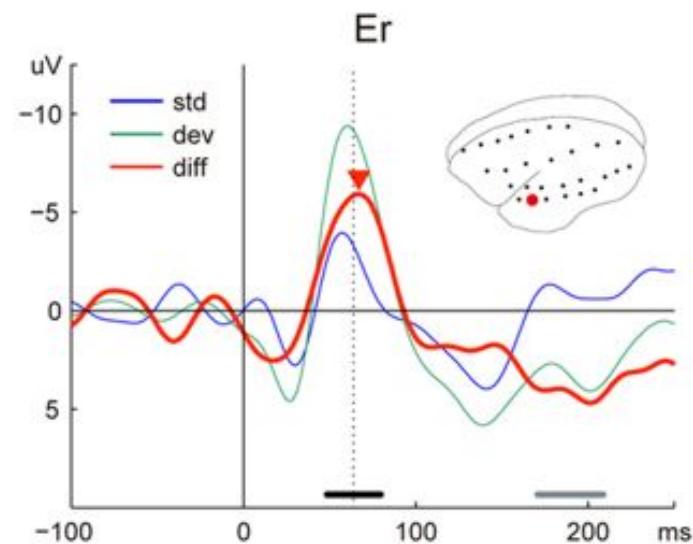
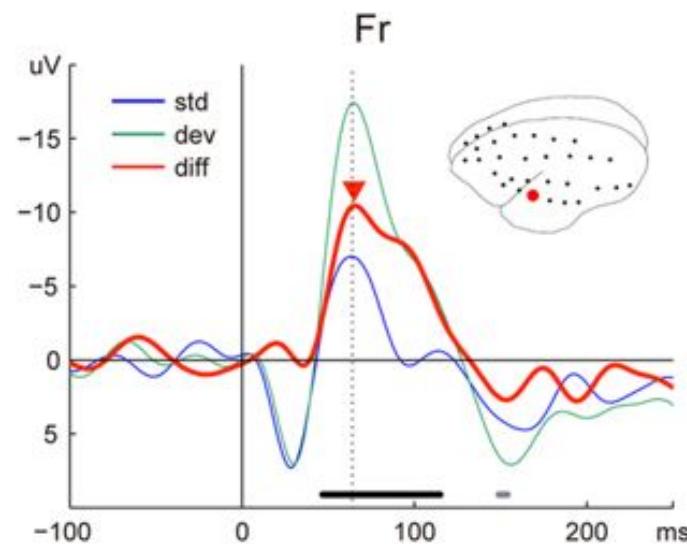


Komatsu, et. al. (2015). "Mismatch negativity in common marmosets: Whole-cortical recordings with multi-channel electrocorticograms." *Scientific Reports*, 5, 15006.

پتانسیل واپسیه به رخداد



○ مثال: MMN در تحریک‌های شنوایی



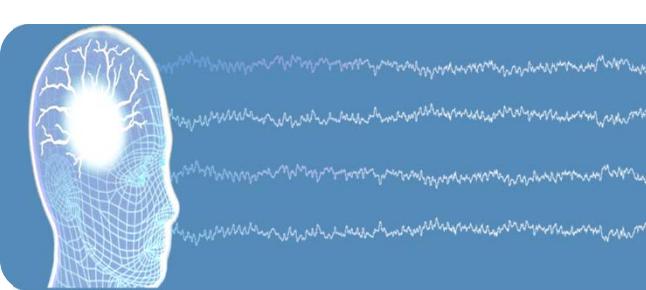
Komatsu, et. al.(2015). "Mismatch negativity in common marmosets: Whole-cortical recordings with multi-channel electrocorticograms." Scientific Reports, 5, 15006.



پتانسیل واپسیه به رخداد

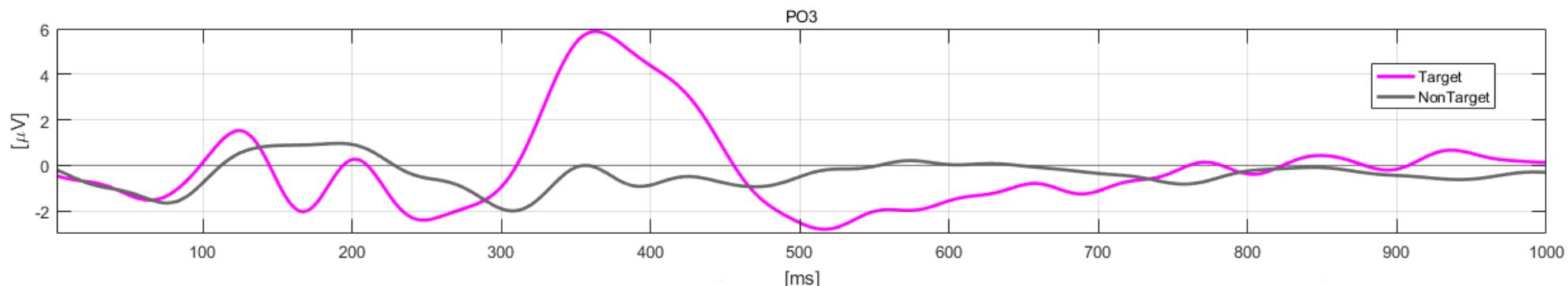
- P300 ◦
- P3 یا P300 برجسته‌ترین مولفه در بین مولفه‌های شناختی مختلف موجود در فرد است. ERP
- هنگامی که مغز در حین پردازش یک سری تحریکات معمول، به یک تحریک غیرمعمول (تحریک هدف target) برمی‌خورد، در سیگنال مغزی ثبت شده، یک موج P300 ظاهر می‌شود.
- غالباً برای تولید P300 برای فرد مورد آزمایش تکلیف خاصی تعریف می‌شود که در پاسخ به تحریک هدف انجام می‌گیرد؛ مثلًا از وی خواسته می‌شود تا تعداد تحریک‌های غیرمعمول را بشمارد.
- با این حال برخی محققین عقیده دارند که P300 پاسخی به یک رخداد داخلی ناشی از فعالیت شناختی است و انجام کار خارجی در تولید آن نقش اساسی ندارد.
- از لحاظ فیزیکی، P300 دارای قطبیت مثبت و دامنه حدود ۱۰ تا ۱۵ میکرو ولت (در افراد جوان) می‌باشد.
- تأثیر رخداد P300 بین ۳۰۰ تا ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه بوده و بنا بر نوع تحریک متفاوت است.

پتانسیل واپسیه به رخداد

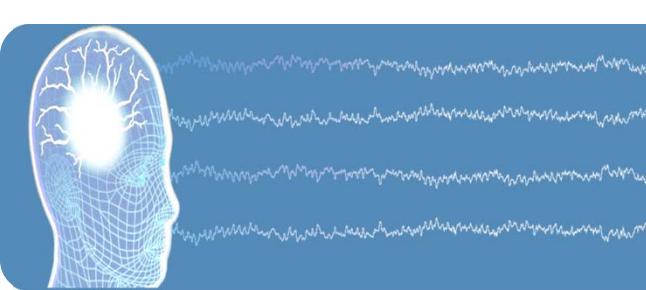


P300 ◦

- سن، جنس و بسیاری از مشخصات سایکولوژیکی (نظیر تیزهوشی و شخصیت) بر دامنه و تأثیر P300 تأثیر دارند.
- دامنه موج P300 با احتمال تحریک هدف نسبت عکس و با میزان محتوای مفهومی این تحریک رابطه مستقیم دارد.
- مشاهده P300 روی EEG زمینه با یک بار ثبت گرفتن سخت بوده و نیاز به روش‌های پردازشی خاص دارد.
- ساده‌ترین روش برای استخراج P300 میانگین‌گیری سنکرون است.



پتانسیل واپسیه به رخداد



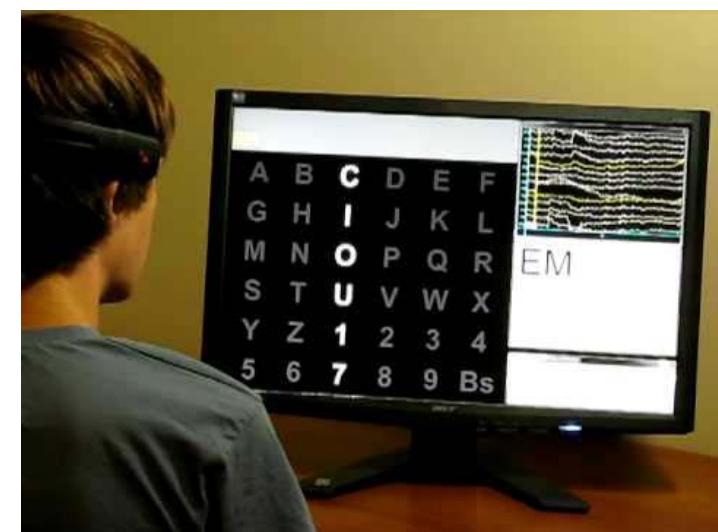
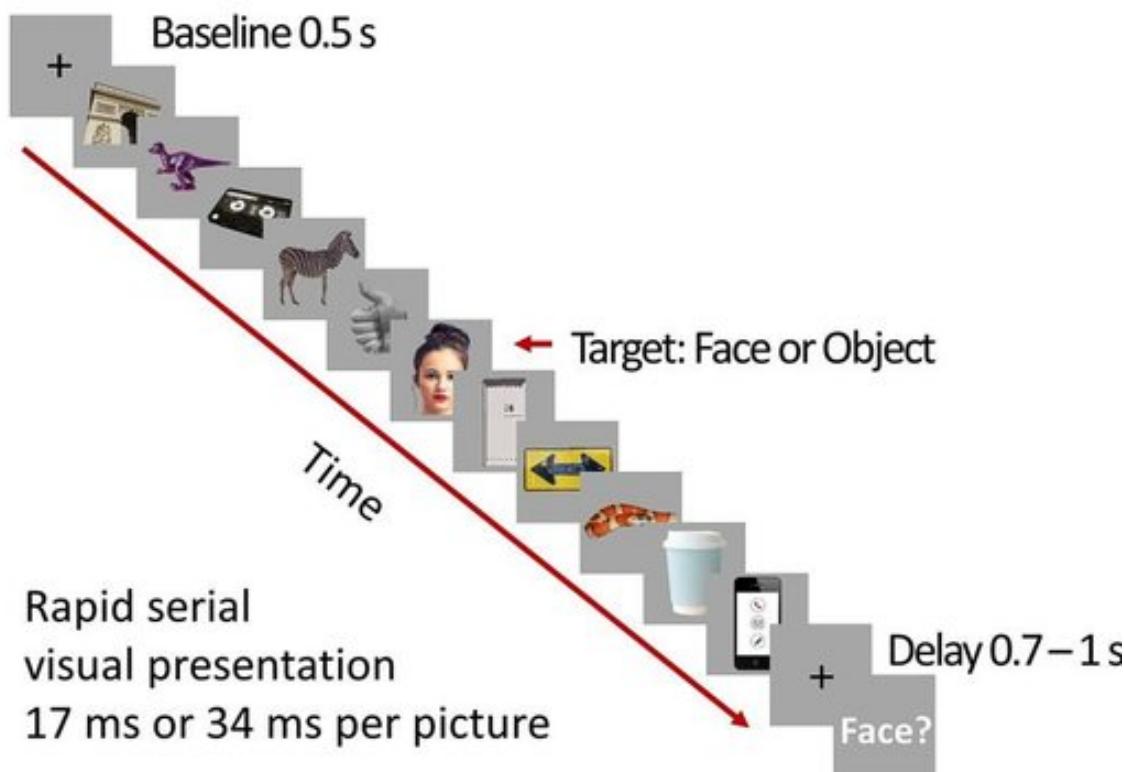
- کاربردهای P300:

- کاربردهای کلینیکی (مثال: اختلال نقص توجه بیش فعالی)

- رابط مغز-رایانه (BCI) (مثال: P300-speller)

- پژوهش‌های شناختی

- دروغ‌سنجدی





پتانسیل وابسته به رخداد

- پردازش‌های مرسوم بر پتانسیل‌های وابسته به رخداد:
 - حذف نویز و آرتیفیکت
 - متوسط‌گیری سنکرون
 - استخراج پتانسیل‌های تکثیت (یا با تعداد تکرار کم)
 - روش‌های مبتنی بر تجزیه‌های کور و نیمه‌کور

- ویژگی‌های معمول برای طبقه‌بندی ERP‌ها:
 - ویژگی‌های مورفولوژیک
 - ویژگی‌های حوزه زمان-فرکانس
 - ویژگی‌های حوزه آشوب



پتانسیل برانگیخته حالت دائم

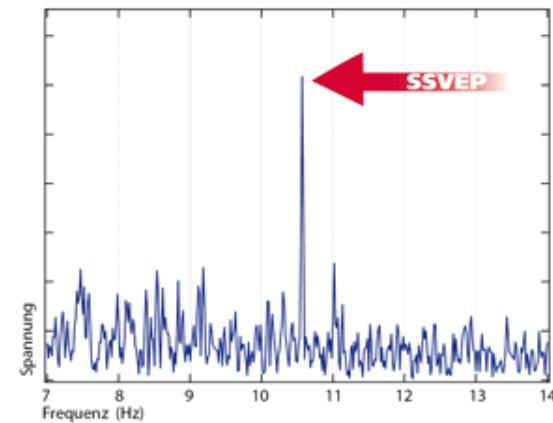
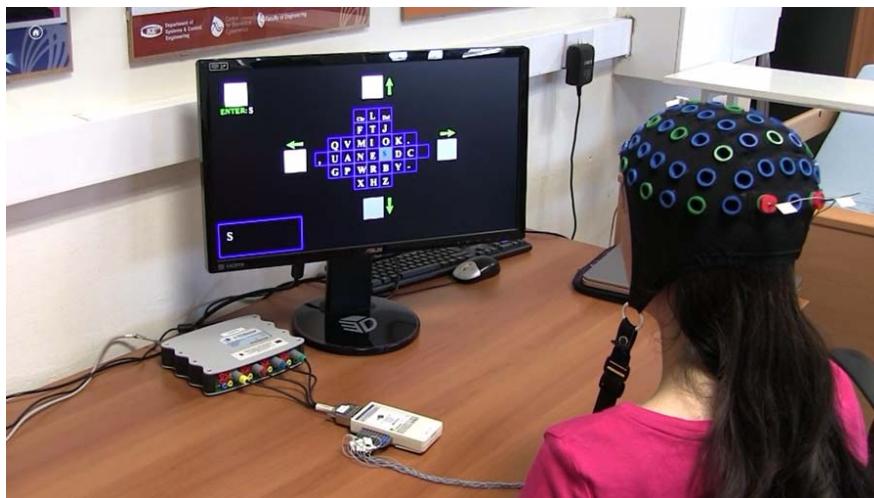
- پتانسیل‌های برانگیخته حالت دائم
 - SSVEP یا Steady State Visually Evoked Potentials ○
 - SSAEP یا Steady State Auditory Evoked Potentials ○
- پاسخ طبیعی مغز به تحریک‌های بینایی یا شنوایی با فرکانس خاص
- نسبت سیگنال به نویز پتانسیل‌های برانگیخته حالت دائم زیاد است: مناسب برای پژوهش‌های مغزی

پتانسیل پرانتگیخته حالت دائم



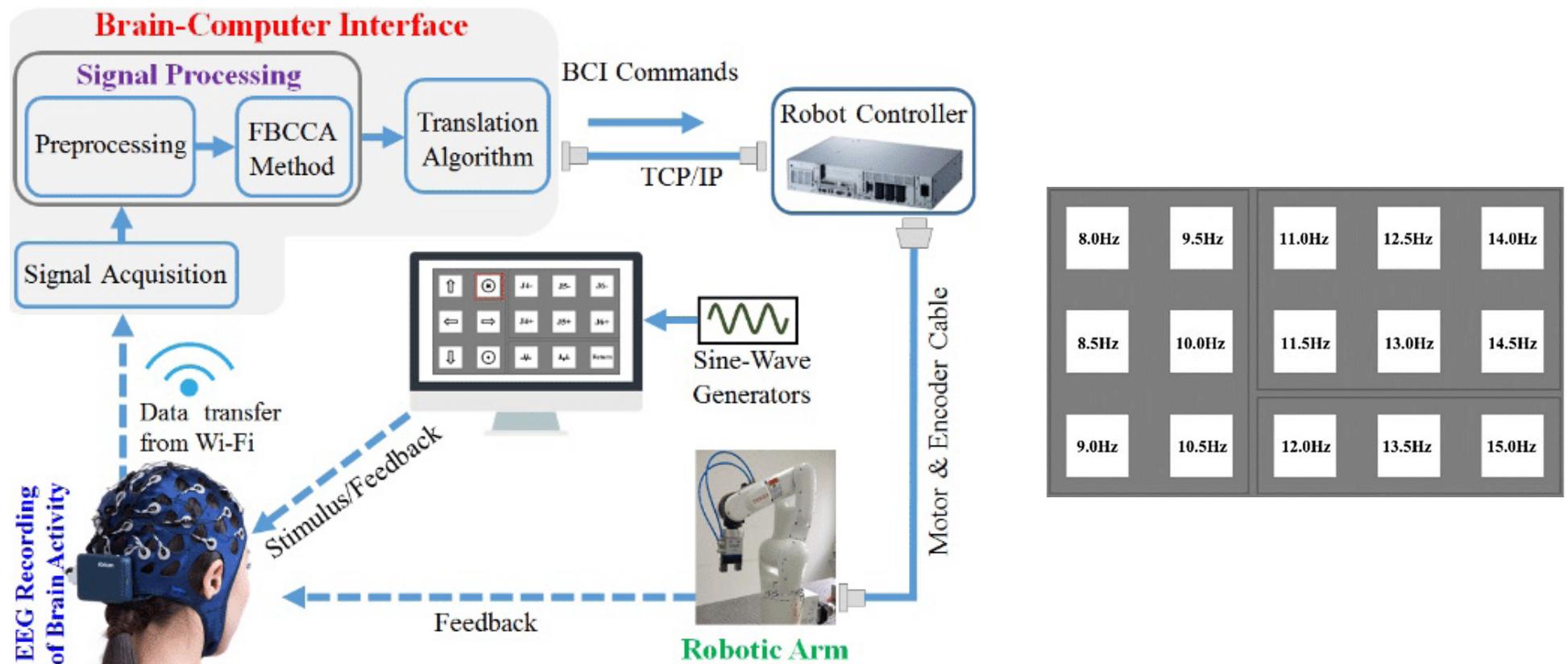
SSVEP یا Steady State Visually Evoked Potentials ◦

- پاسخ طبیعی مغز به تحریک‌های بینایی با فرکانس خاص
- زمانی که شبکیه چشم با تحریک‌های بینایی متناوب تحریک می‌شود، در مغز فعالیت الکتریکی با فرکانس مشابه تحریک بینایی یا ضربی از آن ایجاد می‌شود.



پتانسیل برانگیخته حالت دائم

SSVEP چاکرای ایجاد شده توسط مغز

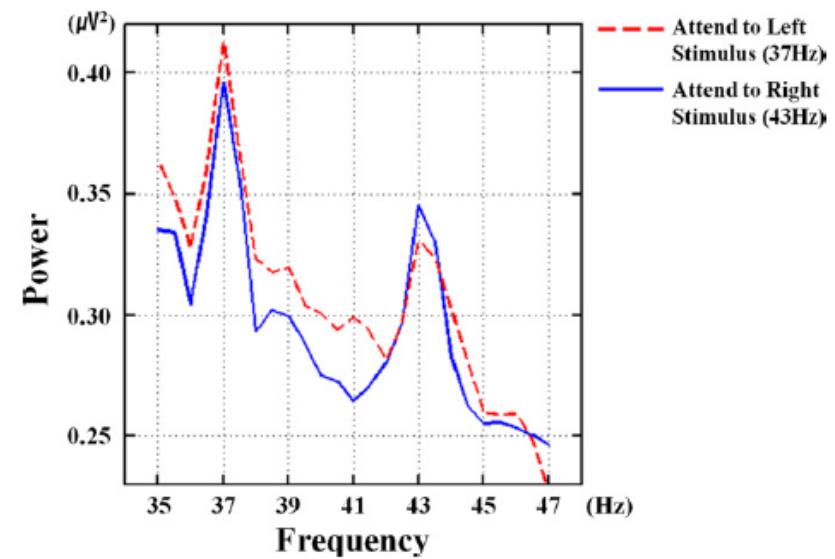
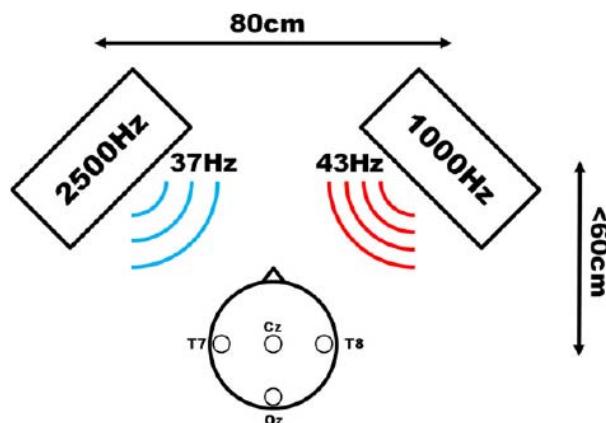


پتانسیل پرانتگیخته حالت دائم



SSAEP یا Steady State Auditory Evoked Potentials ○

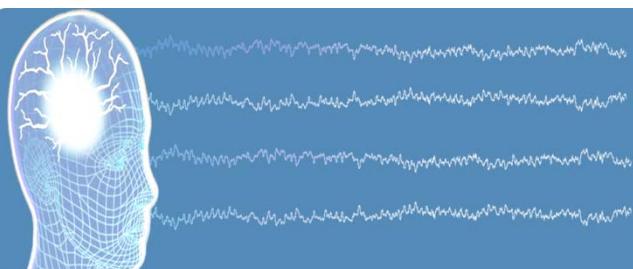
- پاسخ طبیعی مغز به تحریک‌های شنوایی با فرکانس خاص
- استفاده در BCI‌های شنوایی





پتانسیل پرانتگیخته حالت دائم

- ویژگی‌های معمول برای طبقه‌بندی پتانسیل‌های حالت دائم:
 - ویژگی‌های حوزه فرکانس
 - ویژگی‌های حوزه زمان-فرکانس
- استخراج اطلاعات فرکانسی:
 - محاسبه چگالی طیف توان
- روشن (CCA) Canonical Correlation Analysis



Canonical Correlation Analysis

- دو بردار تصادفی X و Y را در نظر بگیرید:

$$○ X = \begin{bmatrix} X_1 \\ \vdots \\ X_n \end{bmatrix} \quad Y = \begin{bmatrix} Y_1 \\ \vdots \\ Y_m \end{bmatrix}$$

- در CCA هدف یافتن دو بردار $\mathbf{W}_Y \in \mathbb{R}^m$ و $\mathbf{W}_X \in \mathbb{R}^n$ به گونه‌ای است که همبستگی بین دو متغیر تصادفی $\mathbf{W}_Y^T Y$ و $\mathbf{W}_X^T X$ ماکزیمم شود:

$$○ \max_{\mathbf{W}_X, \mathbf{W}_Y} \rho(\mathbf{W}_X^T X, \mathbf{W}_Y^T Y) = \frac{E\{\mathbf{W}_X^T X Y^T \mathbf{W}_Y\}}{\sqrt{E\{\mathbf{W}_X^T X X^T \mathbf{W}_X\} E\{\mathbf{W}_Y^T Y Y^T \mathbf{W}_Y\}}}$$

- در این حالت دو متغیر تصادفی $V = \mathbf{W}_Y^T Y$ و $U = \mathbf{W}_X^T X$ اولین جفت متغیرهای کانونی خوانده می‌شوند.



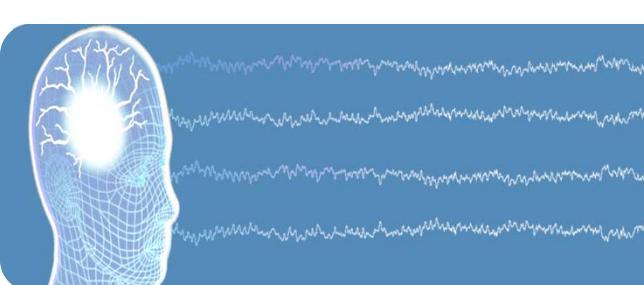
Canonical Correlation Analysis

- دو بردار تصادفی X و Y را در نظر بگیرید:

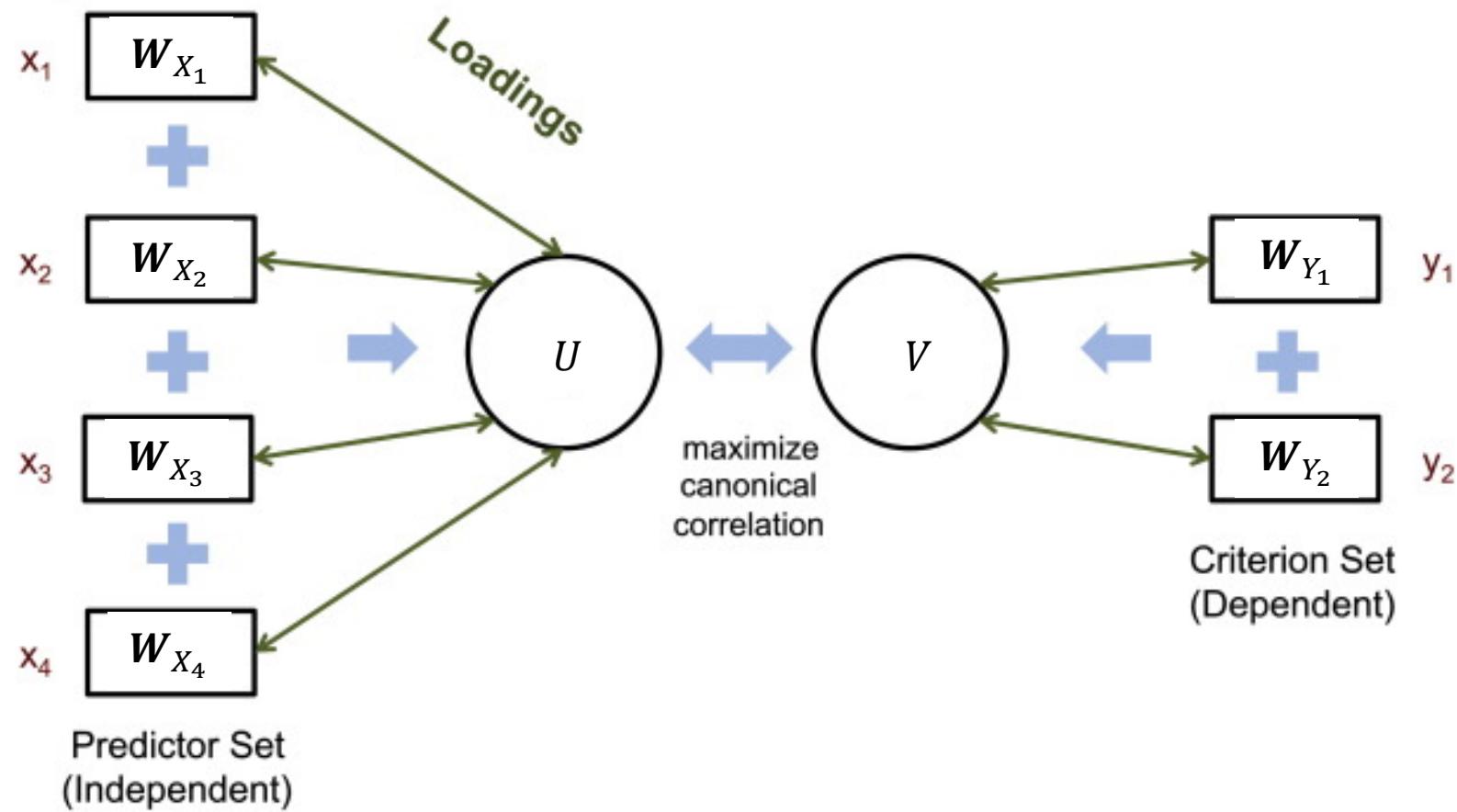
$$○ X = \begin{bmatrix} X_1 \\ \vdots \\ X_n \end{bmatrix} \quad Y = \begin{bmatrix} Y_1 \\ \vdots \\ Y_m \end{bmatrix}$$

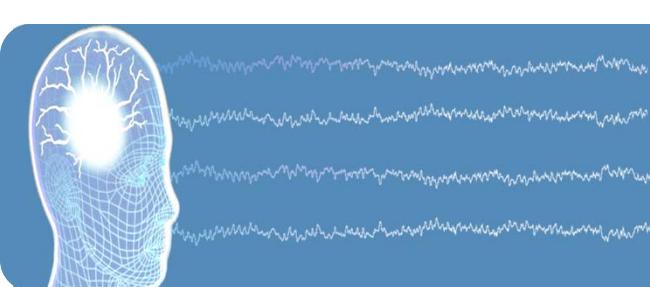
- در مرحله بعد هدف ماکزیمم کردن تابع همبستگی مشابه با قید ناهمبستگی نسبت به جفت متغیر کانونی اول است: دومین جفت متغیرهای کانونی
- این فرایند به تعداد $\min\{m,n\}$ می‌تواند ادامه یابد.

Canonical Correlation Analysis

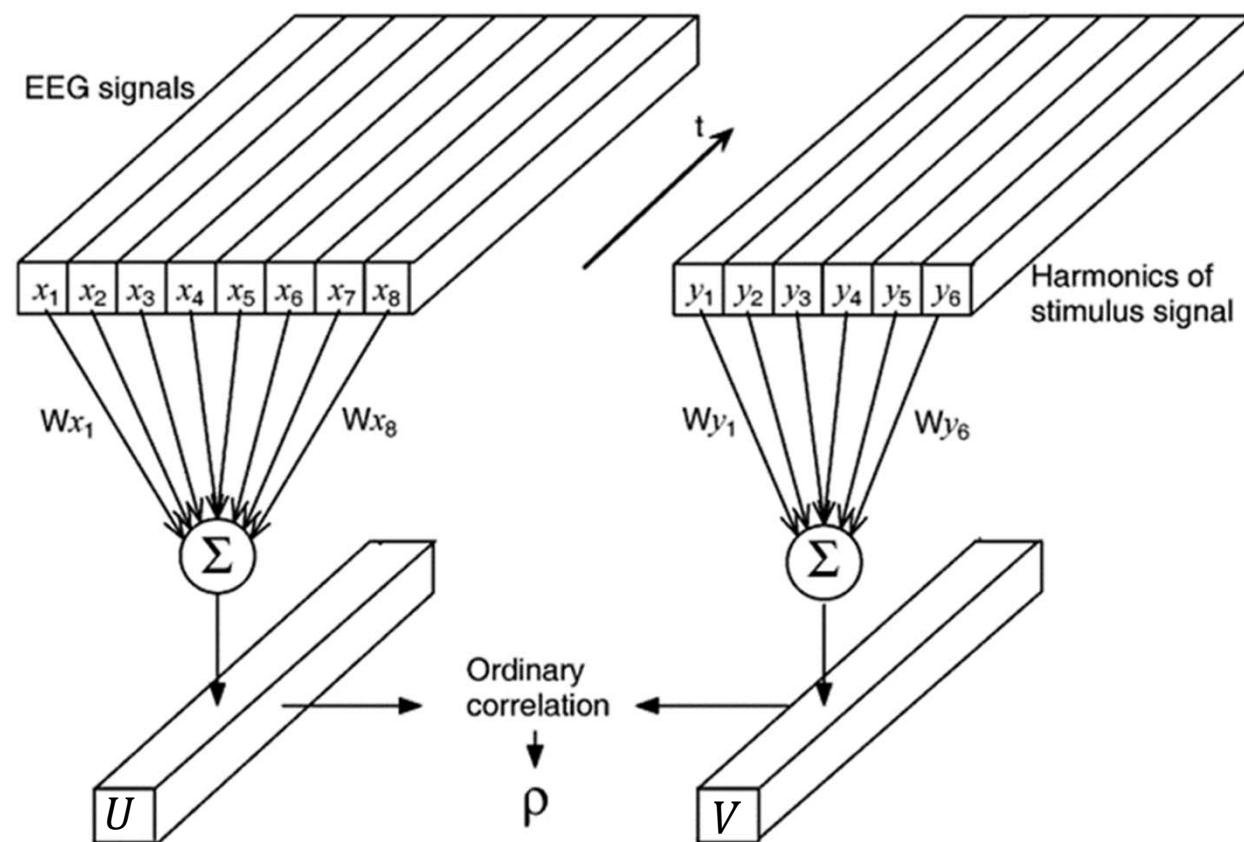


Weights

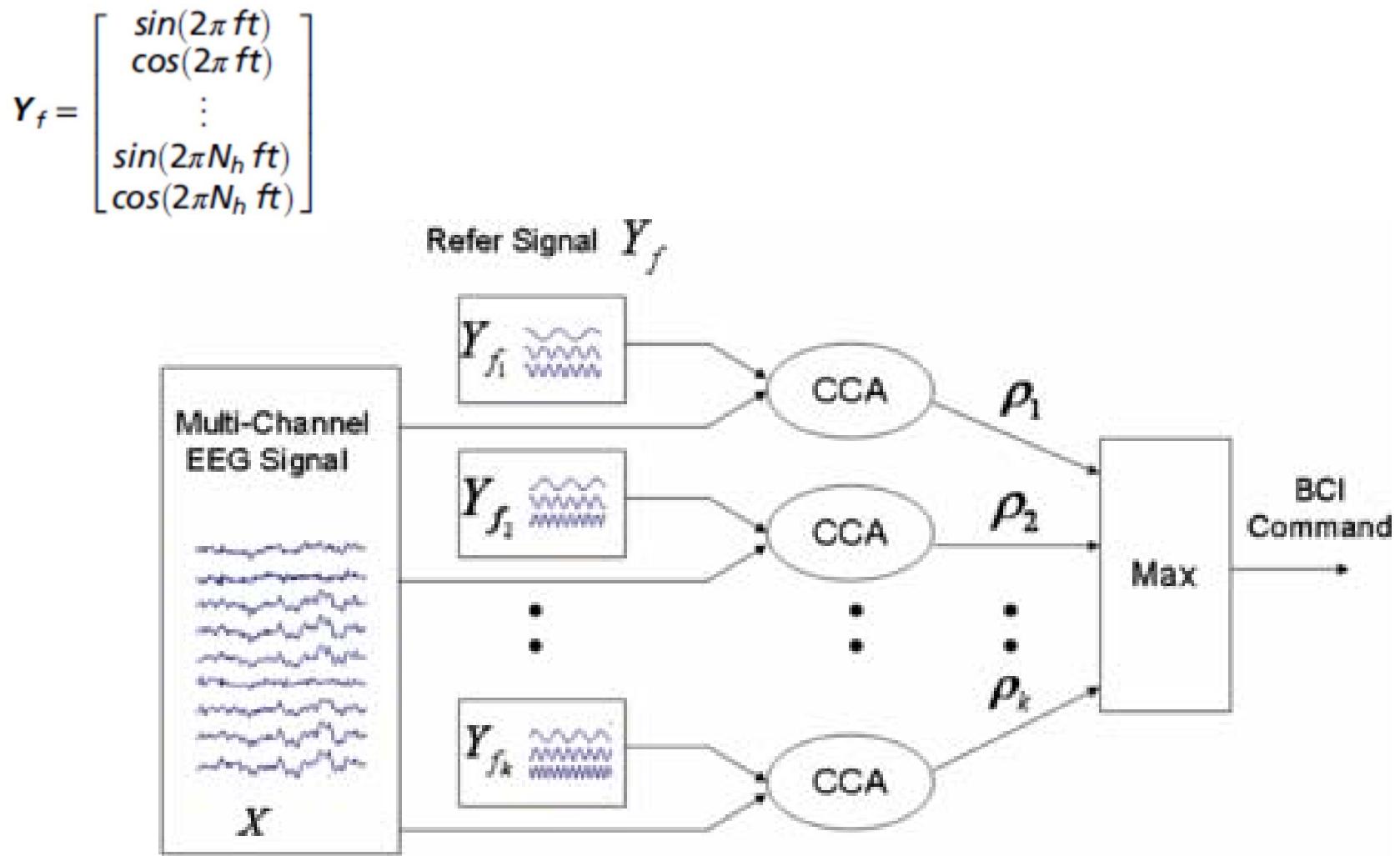


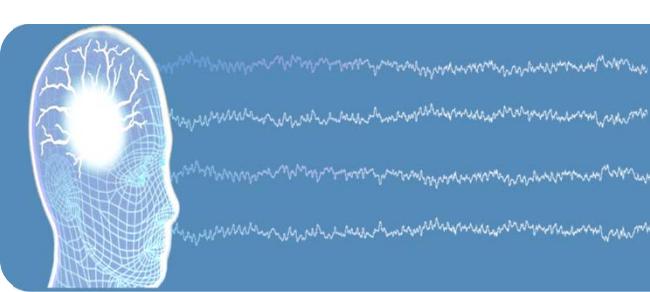


Canonical Correlation Analysis

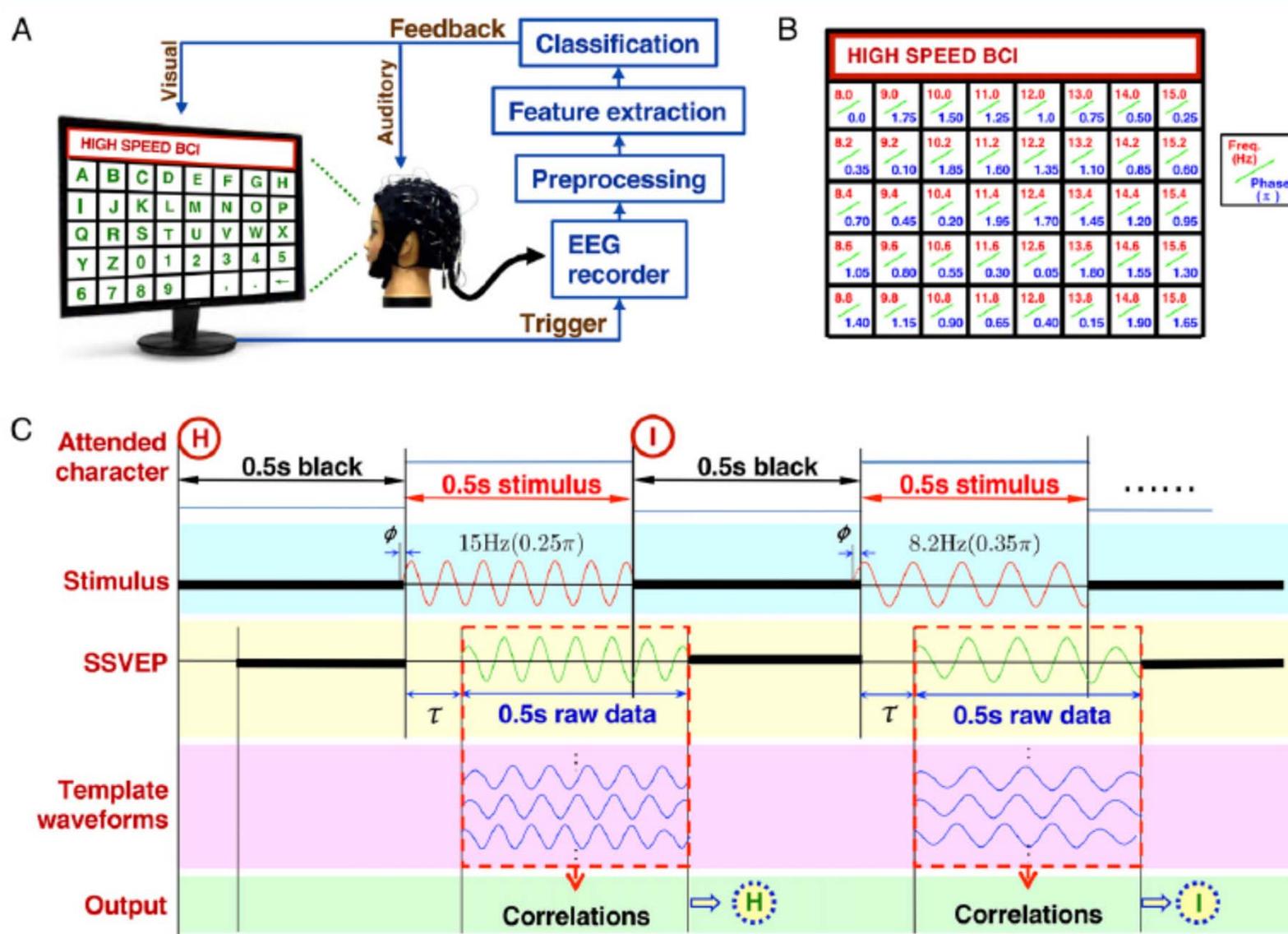


Canonical Correlation Analysis

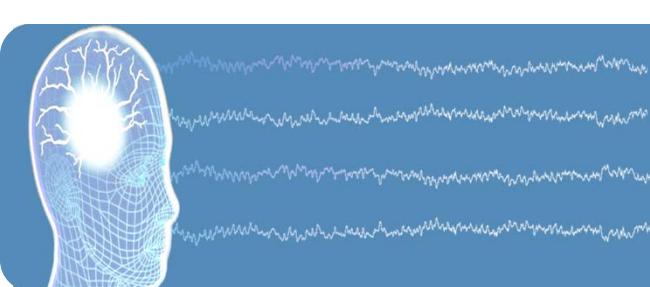




Canonical Correlation Analysis



Chen, X. et. al. (2015). High-speed spelling with a noninvasive brain–computer interface. Proceedings of the national academy of sciences.



Canonical Correlation Analysis

- استفاده از داده‌های آموزشی X_f (در فرکانس‌های مختلف f برای هر سوژه) به علاوه داده‌های مرجع Y_f
- استفاده از سه بردار وزن به عنوان فیلترهای فضایی:

$$W_X(X\hat{X}_k)$$

$$W_X(XY_{f_k})$$

$$W_X(\hat{X}_k Y_{f_k})$$

- ویژگی استفاده شده:

$$\mathbf{r}_k = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_k(1) \\ \mathbf{r}_k(2) \\ \mathbf{r}_k(3) \\ \mathbf{r}_k(4) \\ \mathbf{r}_k(5) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho(X^T W_X(XY_{f_k}), Y^T W_Y(XY_{f_k})) \\ \rho(X^T W_X(X\hat{X}_k), \hat{X}_k^T W_X(X\hat{X}_k)) \\ \rho(X^T W_X(XY_{f_k}), \hat{X}_k^T W_X(XY_{f_k})) \\ \rho(X^T W_X(\hat{X}_k Y_{f_k}), \hat{X}_k^T W_X(\hat{X}_k Y_{f_k})) \\ \rho(\hat{X}_k^T W_X(X\hat{X}_k), \hat{X}_k^T W_X(\hat{X}_k X\hat{X}_k)) \end{bmatrix}$$

$$\rho_k = \sum_{i=1}^5 \text{sign}(\mathbf{r}_k(i)) \cdot (\mathbf{r}_k(i))^2$$

Chen, X. et. al. (2015). High-speed spelling with a noninvasive brain–computer interface.
Proceedings of the national academy of sciences.



سنکرون‌سازی / ناسنکرون‌سازی وابسته به رخداد

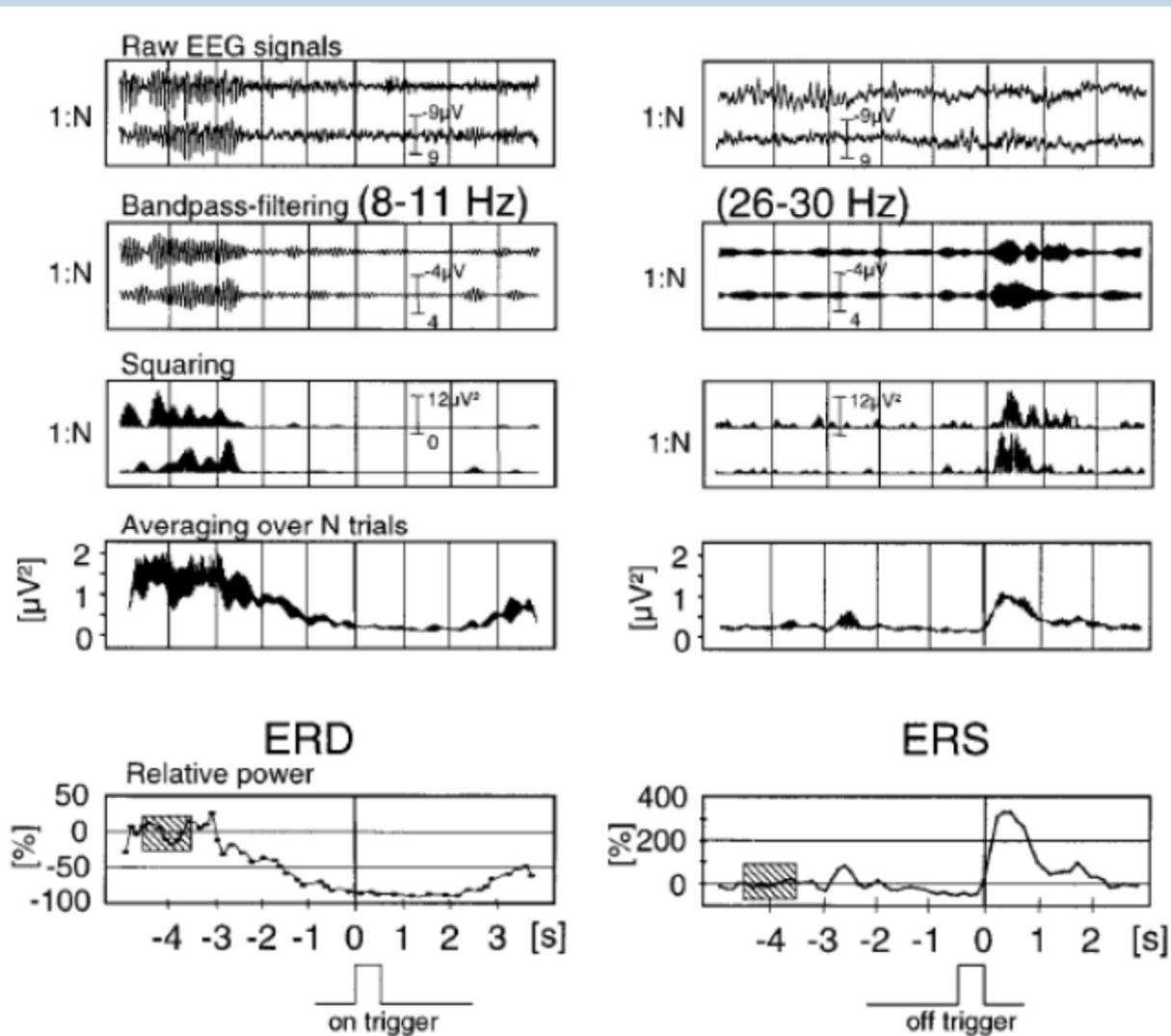
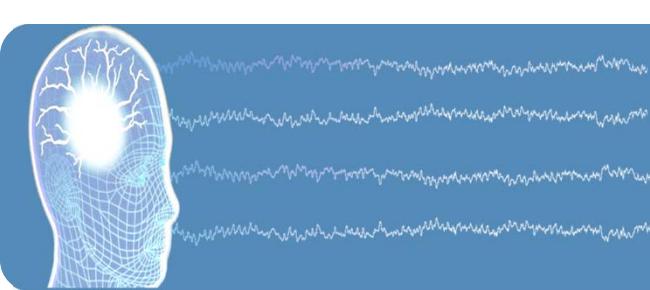
- (ERD/ERS) Event-Related Synchronization and Desynchronization
- پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP) تغییرات زمان قفل‌شده (time-locked) و فاز قفل‌شده (phase-locked) هستند.
- در نتیجه می‌توان با میانگین‌گیری سنکرون آنها را آشکار کرد.
- در مقابل رویدادهایی وجود دارند که می‌توانند نوسانات موجود در سیگنال EEG را بلوکه کنند. پتانسیل‌های ناشی از این رویدادها باعث تغییراتی در فرکانس‌های مشخص سیگنال EEG می‌گردند. این تغییرات به صورت افزایش یا کاهش توان در باند فرکانسی مشخص در سیگنال EEG خود را نشان می‌دهند.
- افزایش توان را سنکرون‌سازی وابسته به رخداد (ERS) و کاهش آن را ناسنکرون‌سازی وابسته به رخداد (ERD) می‌نامند.
- این تغییرات نسبت به رخداد زمان قفل‌شده هستند اما فاز قفل‌شده نیستند.



سنکرون‌سازی / ناسنکرون‌سازی وابسته به رخداد

- یکی از ویژگی‌های اصلی اندازه‌گیری ERD/ERS‌ها در این است که توان سیگنال EEG در فرکانس مشخص به صورت نسبی نسبت به توان همان سیگنال EEG در زمان پایه (چند ثانیه قبل از وقوع رخداد) نمایش داده می‌شود.
- از آنجایی که لازم است که زمان مشخصی بگذرد تا تغییرات ناشی از رویداد در سیگنال EEG ایجاد و یا از بین بروند، لازم است که میان دو رویداد متوالی حداقل چند ثانیه سپری شود.
- روش محاسبه سنتی روند زمانی ERD/ERS‌ها:
 - عبور دادن تمام آزمایش‌های وابسته به رخداد از فیلتر میان‌گذر
 - محاسبه مربع دامنه تمام نقاط زمانی به منظور محاسبه توان هر نقطه
 - میانگین‌گیری توان نقاط بین تمام آزمایش‌ها
 - میانگین‌گیری بین نقاط زمانی برای هموارسازی داده‌ها

سینکرون‌سازی/ناسینکرون‌سازی وابسته به رخداد



Pfurtscheller, G., & Da Silva, F. L. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. Clinical neurophysiology

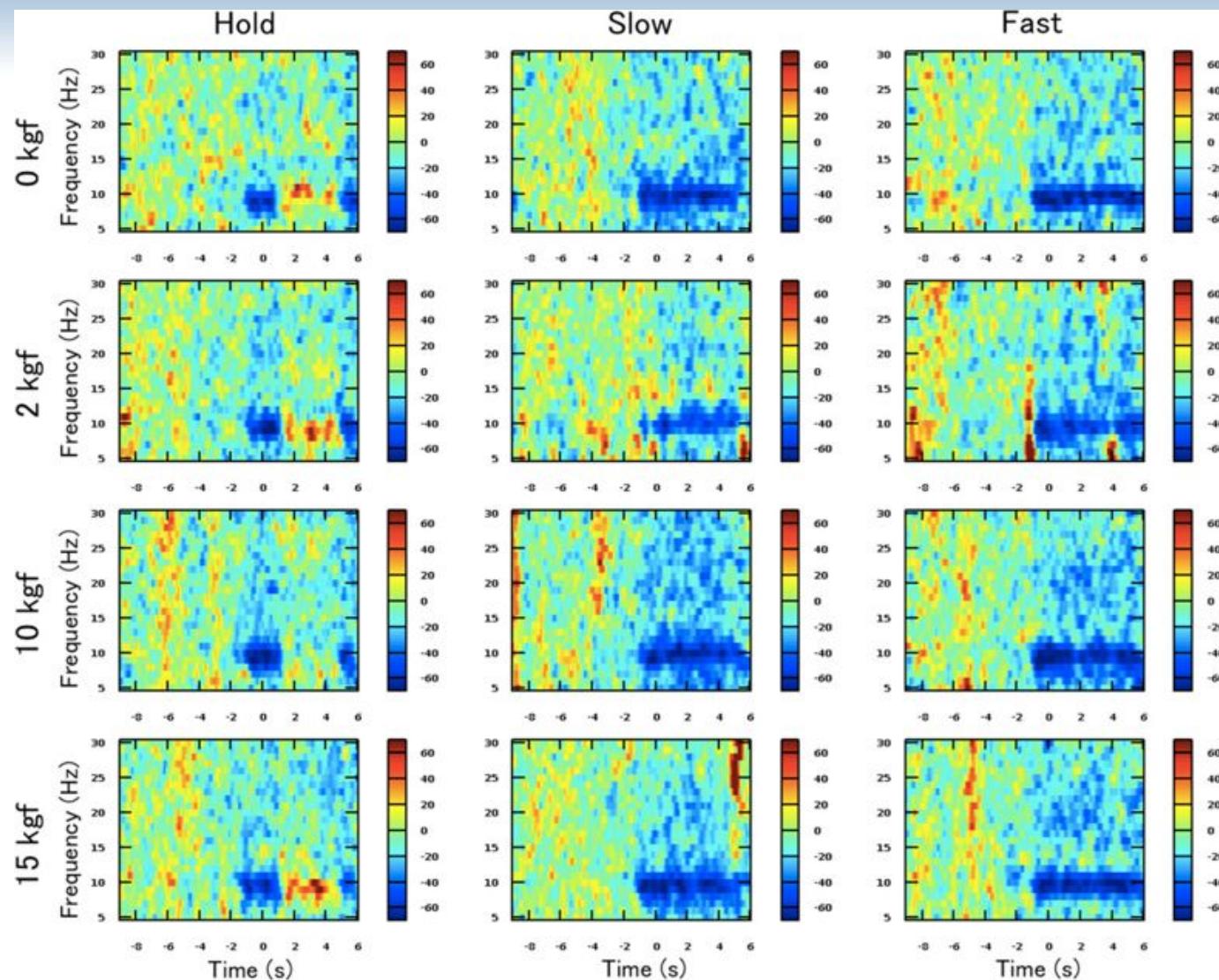
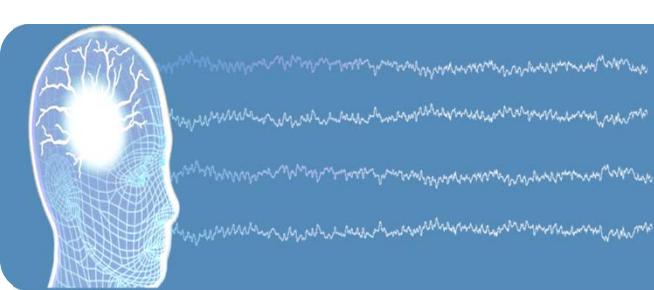


سنکرون‌سازی / ناسنکرون‌سازی وابسته به رخداد

- رویدادهای تولید‌کننده :ERD/ERS
- انجام تکالیف حرکتی
- تصورات حرکتی
- تکالیف وابسته به حافظه

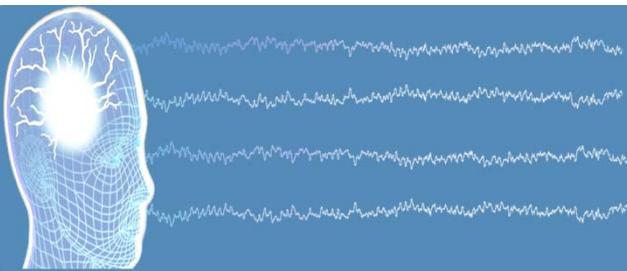
- ویژگی‌های مرتبط:
- ویژگی‌های حوزه فرکانس
- ویژگی‌های حوزه زمان-فرکانس
- ویژگی‌های استخراج شده از فیلترهای مکانی CSP

سینکرونیزاسی / ناسینکرونیزاسی وابسته به رخداد



Nakayashiki, K. et. al., (2014). Modulation of event-related desynchronization during kinematic and kinetic hand movements. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*.

الگوی مکانی مشترک



- استخراج ویژگی با استفاده از الگوی مکانی مشترک (CSP)
- روش CSP به دنبال یافتن یک فیلتر مکانی است که با اعمال بر روی ماتریس سری زمانی اولیه، سری‌های زمانی جدیدی تولید کند که واریانس این سری‌های زمانی جدید تولیدشده، قابلیت تفکیک‌پذیری دو کلاس را افزایش دهد.

$$X_k^{(i)} \in \mathbb{R}^{N \times T}$$

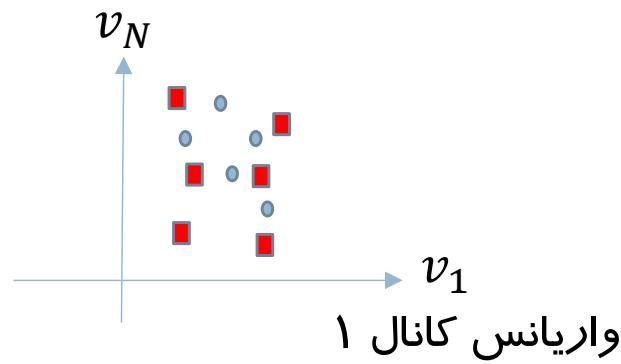
داده‌های زمانی ثبت شده از N کanal

شماره آزمایش: i

فرض: میانگین هر کanal صفر

شماره کلاس: $k = 1, 2$

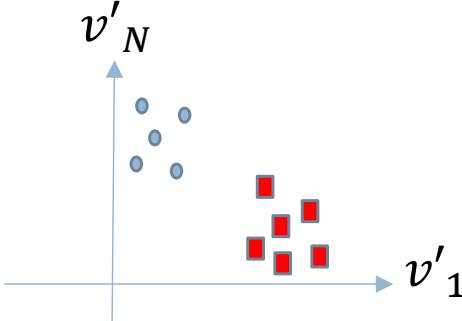
واریانس کanal N



$$Y_k^{(i)} = W^T X_k^{(i)}$$

$$W \in \mathbb{R}^{N \times N}$$

واریانس کanal N ماتریس Y



واریانس کanal ۱ ماتریس Y



الگوی مکانی مشترک

$$\mathbf{X}_k^{(i)} \in \mathbb{R}^{N \times T} \quad \mathbf{Y}_k^{(i)} = \mathbf{W}^T \mathbf{X}_k^{(i)} \quad \mathbf{W} \in \mathbb{R}^{N \times N}$$

شماره آزمایش: i

شماره کلاس: $k = 1, 2$:

- هدف یافتن فیلتر مکانی \mathbf{W} یا به بیان دقیق‌تر ستون‌های ابتدایی و انتهایی ماتریس \mathbf{W} است که جدایی‌پذیری در فضای جدید فیلتر شده با استفاده از ویژگی‌های واریانسی ماکزیمم شود.

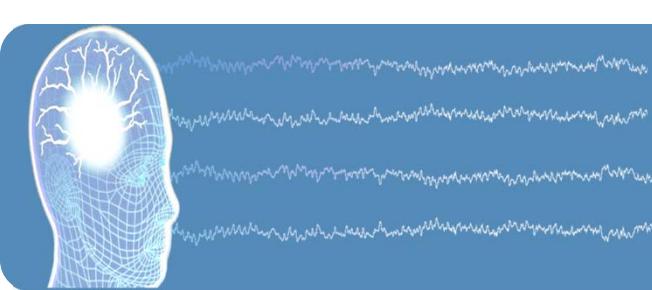
$$y_k^{(i)} \triangleq \mathbf{w}^T \mathbf{X}_k^{(i)}$$

○ یعنی:

$$\text{Max } J(\mathbf{w}) = \frac{\frac{1}{M_1} \sum_{i=1}^{M_1} y_1^{(i)} y_1^{(i)T}}{\frac{1}{M_2} \sum_{j=1}^{M_2} y_2^{(j)} y_2^{(j)T}} = \frac{\mathbf{w}^T \left(\sum_{i=1}^{M_1} \mathbf{X}_1^{(i)} \mathbf{X}_1^{(i)T} \right) \mathbf{w}}{\mathbf{w}^T \left(\sum_{j=1}^{M_2} \mathbf{X}_2^{(j)} \mathbf{X}_2^{(j)T} \right) \mathbf{w}}$$

$$\text{Max } J(\mathbf{w}) = \frac{\mathbf{w}^T \mathbf{C}_1 \mathbf{w}}{\mathbf{w}^T \mathbf{C}_2 \mathbf{w}}$$

الگوی مکانی مشترک



$$\text{Max } J(\mathbf{w}) = \frac{\mathbf{w}^T \mathbf{C}_1 \mathbf{w}}{\mathbf{w}^T \mathbf{C}_2 \mathbf{w}} \rightarrow \text{GEVD}(\mathbf{C}_1, \mathbf{C}_2)$$

بزرگ‌ترین مقدار ویژه: λ_1
بردار ویژه متناظر با λ_1 : \mathbf{w}_1

- به همین ترتیب بقیه بردارهای ویژه به ترتیب متناظر با مقدار ماکزیمم تا مینیمم J هستند.

$$\mathbf{W} = [\mathbf{w}_1, \dots, \mathbf{w}_N] \quad \mathbf{Y}_k^{(i)} \triangleq \mathbf{W}^T \mathbf{X}_k^{(i)}$$

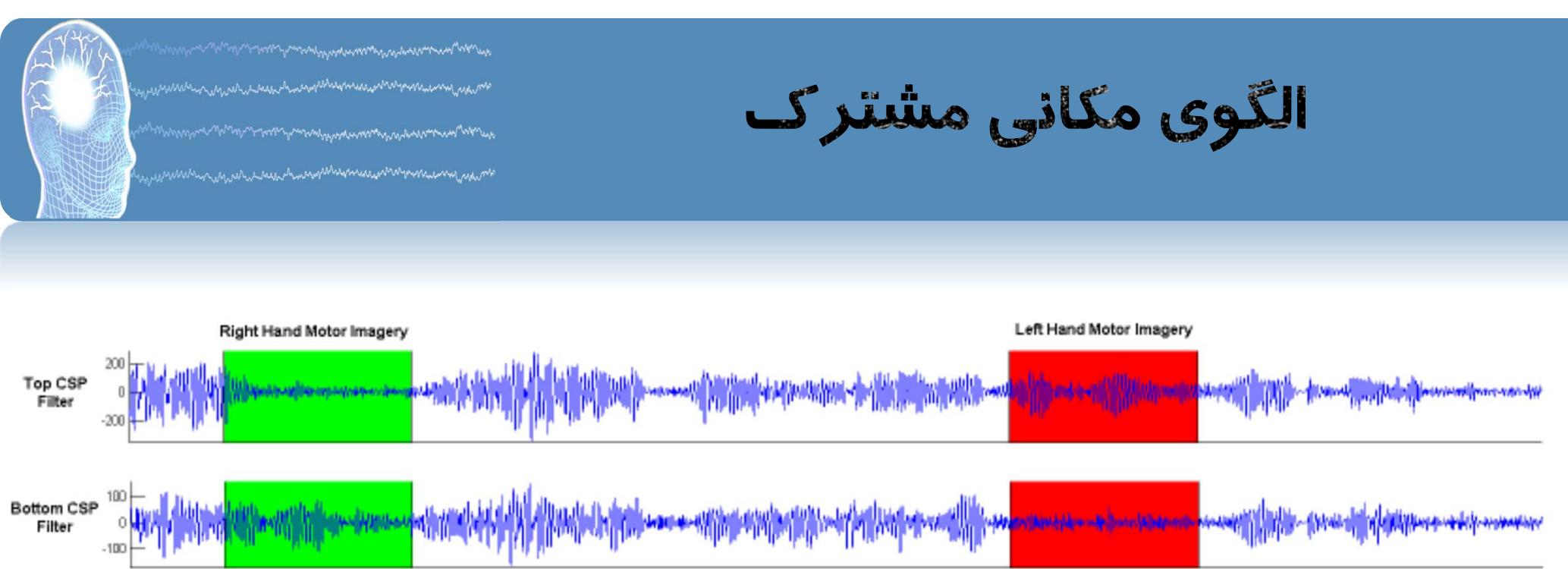
- در عمل فقط چند سطر ابتدایی و انتهایی (معمولًاً به صورت متقارن) از \mathbf{W}^T انتخاب می‌شوند
← فیلترهای مکانی

$$\mathbf{W}_{CSP} \triangleq [\mathbf{w}_1, \dots, \mathbf{w}_F, \mathbf{w}_{N-F+1}, \dots, \mathbf{w}_N]$$

$$\mathbf{Y}_k^{(i)} \triangleq \mathbf{W}_{CSP}^T \mathbf{X}_k^{(i)} \quad \mathbf{Y}_k^{(i)} \in \mathbb{R}^{2F \times T}$$

- معمولًاً واریانس کانال‌های جدید (سطرهای $\mathbf{Y}_k^{(i)}$) یا لگاریتم واریانس آنها به عنوان ویژگی استفاده می‌شود.

الگوی مکانی مشترک

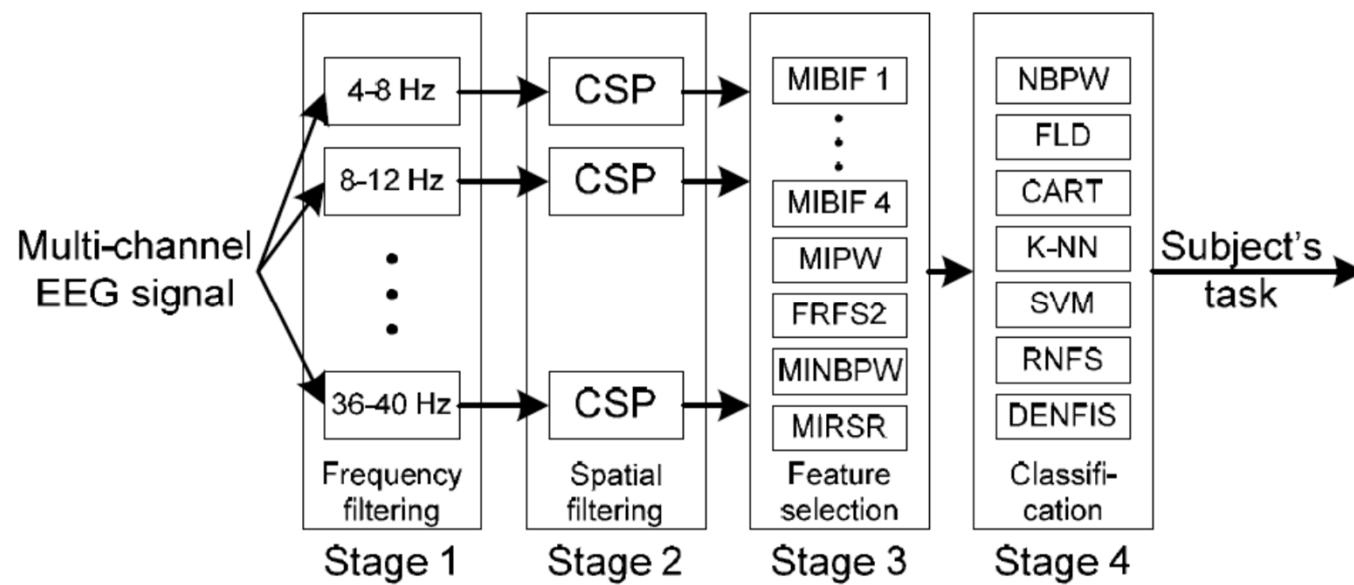


- سیگنال EEG فیلتر شده با الگوریتم CSP.
- اولین فیلتر مکانی (فیلتر بالا) واریانس سیگنال‌های کلاس «تصور حرکت دست چپ» را ماکزیمم می‌کند درحالی‌که واریانس سیگنال‌های کلاس «تصور حرکت دست راست» را مینیموم می‌کند. این فیلتر متناظر با بزرگترین مقدار ویژه تعمیم‌یافته است.
- آخرین فیلتر مکانی (فیلتر پایین) واریانس سیگنال‌های کلاس «تصور حرکت دست راست» را ماکزیمم می‌کند درحالی‌که واریانس سیگنال‌های کلاس «تصور حرکت دست چپ» را مینیموم می‌کند. این فیلتر متناظر با کوچکترین مقدار ویژه تعمیم‌یافته است.

الگوی مکانی مشترک



- CSP تعمیم‌های بسیار زیاد و متنوعی دارد:
- الگوی زمانی مشترک CTP
- الگوی مکانی-زمانی مشترک CSTP
- Bilinear CSP
- FBCSP: Filter Bank CSP همراه با انتخاب زیرباند مناسب CSP



Ang, K. K., et. al. (2008, June). Filter bank common spatial pattern (FBCSP) in brain-computer interface. IEEE

