

Bloque 3: Neurología-Electroencefalograma

Procesamiento EEG

Luis Bote Curiel
Francisco Manuel Melgarejo Meseguer

DTSC

Curso 24-25



- ① Filtrado en EEG
- ② Análisis en Frecuencia
- ③ Análisis Tiempo-Frecuencia
- ④ Características
- ⑤ Bibliografía

Filtrado en EEG

Filtrado en EEG

Origen del Ruido

Artefactos en EEG

En las grabaciones de EEG, puede ocurrir una amplia variedad de artefactos:

- Algunos pueden ser fácilmente identificados por un algoritmo simple.
- Otros pueden imitar estrechamente la actividad cerebral, siendo extremadamente difíciles de distinguir, incluso para un electroencefalógrafo bien entrenado.

Categorización de Artefactos

Una categorización útil de los artefactos se basa en su origen:

- **Fisiológico:** Imposible de evitar completamente.
- **Técnico:** Su influencia puede reducirse prestando atención a la colocación de los electrodos.

La mayoría de los algoritmos desarrollados para el procesamiento de artefactos en EEG están destinados a la reducción de artefactos fisiológicos.

Artefactos de Movimiento Ocular en EEG

Movimiento Ocular

El movimiento ocular produce actividad eléctrica - el electrooculograma (EOG) - que es lo suficientemente fuerte como para ser claramente visible en el EEG. El EOG refleja la diferencia de potencial entre la córnea y la retina, que cambia durante el movimiento ocular. La señal EOG depende principalmente de la proximidad del electrodo al ojo y la dirección del movimiento ocular (horizontal o vertical).

Artefactos Comunes

- **Movimiento Ocular:** Puede confundirse con actividad lenta del EEG (theta y delta). Presente tanto en estado de vigilia como durante el sueño REM.
- **Parpadeo:** Influye en la diferencia de potencial corneal-retiniana. Produce una forma de onda más abrupta y contiene más componentes de alta frecuencia.

Procesamiento de Artefactos

Desde el punto de vista del procesamiento de artefactos, es práctico adquirir una señal EOG *pura* mediante dos electrodos de referencia cerca del ojo. Estas señales de referencia son valiosas para la cancelación de artefactos.

Artefactos EOG

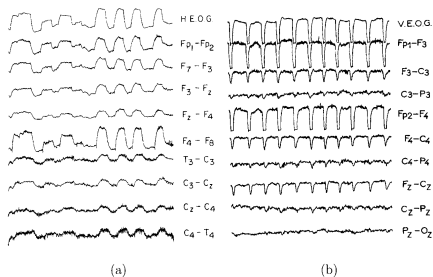
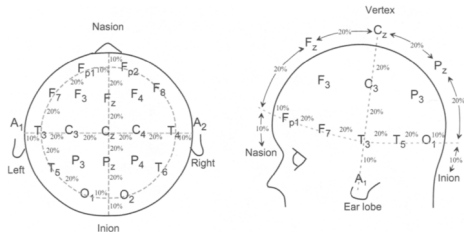


Figura: Artefactos en el EEG causados por (a) movimiento ocular y (b) parpadeo repetitivo y voluntario. La señal en la parte superior de cada columna muestra el EOG horizontal y vertical, respectivamente.



Forma de la Señal EMG

La forma general de la señal EMG depende del grado de contracción muscular:

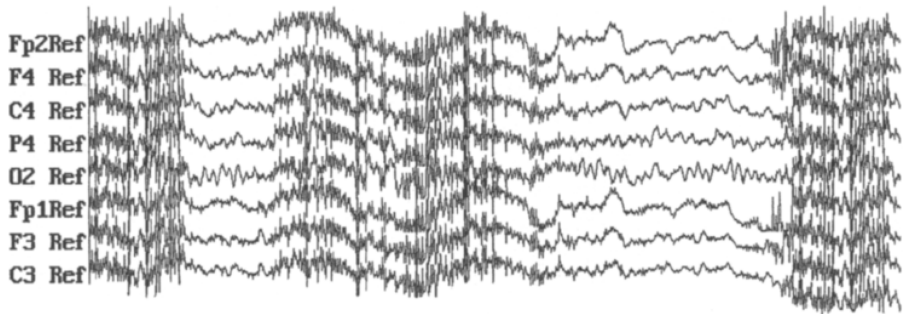
- Una contracción débil produce una serie de picos de baja amplitud.
- Un aumento en la fuerza de contracción disminuye la distancia entre picos, haciendo que el EMG se asemeje más a una señal de ruido continuo (*ruido coloreado*).

El artefacto muscular se reduce considerablemente durante la relajación y el sueño.

Procesamiento de Artefactos

Las propiedades espectrales del EMG son menos favorables que las asociadas con el movimiento ocular, ya que se superponen considerablemente con la actividad beta en el rango de 15-30 Hz. Además, es imposible adquirir una señal de referencia que contenga solo actividad EMG, lo cual sería útil para la cancelación de artefactos.

Artefacto EMG



Actividad Cardíaca

La actividad eléctrica del corazón, reflejada por el ECG, puede interferir con el EEG. Aunque la amplitud de la actividad cardíaca suele ser baja en el cuero cabelludo en comparación con la amplitud del EEG (1-2 y 20-100 μV , respectivamente), puede dificultar el EEG en ciertas posiciones de los electrodos y para ciertas formas corporales, como sujetos bajos y robustos con cuellos cortos y gruesos.

Forma de la Señal ECG

El patrón de forma de onda repetitiva y regular que caracteriza los latidos normales del corazón ayuda a revelar la presencia de este artefacto. Sin embargo, las formas de onda en picos del ECG pueden confundirse a veces con actividad epileptiforme cuando el ECG es apenas visible en el EEG. Esta situación puede complicarse aún más en presencia de ciertas arritmias cardíacas, que pueden mostrar una considerable variabilidad en el intervalo entre latidos.

Artefacto ECG



Artefactos de Electrodos y Equipos en EEG

Movimiento de Electrodos

El movimiento de los electrodos causa cambios en el potencial de contacto DC en la interfaz electrodo-piel, produciendo un artefacto conocido como "electrode-pop". Este artefacto técnico no es exclusivo de la señal EEG, sino que puede ocurrir en cualquier señal bioeléctrica medida en la superficie del cuerpo.

Interferencia de la Línea Eléctrica

El cable del electrodo que conecta el electrodo al equipo de adquisición es otra fuente posible de artefactos. Un blindaje insuficiente del cable del electrodo lo hace susceptible a campos electromagnéticos causados por corrientes en líneas eléctricas cercanas o dispositivos eléctricos. Como resultado, la interferencia de la línea eléctrica de 50/60 Hz es captada por los electrodos y contamina la señal EEG.

Artefactos Relacionados con el Equipo

Los artefactos relacionados con el equipo incluyen aquellos producidos por el ruido interno del amplificador y el recorte de amplitud causado por un convertidor analógico-digital con un rango dinámico demasiado estrecho.

Filtrado en EEG

Técnicas de Filtrado

Reducción de Artefactos con Filtrado Lineal

Filtrado Lineal Invariante en el Tiempo

El filtrado lineal invariante en el tiempo se ha considerado para la reducción de artefactos EMG y la interferencia de la línea eléctrica de 50/60 Hz. Esta técnica mitiga la influencia de dichos artefactos al dar forma espectral a la señal observada. Sin embargo, su aplicabilidad es limitada debido a la considerable superposición de los espectros del EEG y los artefactos.

Filtrado Pasa-Bajos

El filtrado pasa-bajos es útil para reducir la influencia de la actividad EMG cuando el análisis de ritmos EEG más lentos es de particular interés. Sin embargo, debe usarse con precaución ya que las formas de onda de origen cerebral con bordes agudos pueden distorsionarse. Además, los picos de EMG pueden suavizarse hasta tal punto que imiten ritmos alfa o beta.

Limitaciones y Uso

Se han sugerido varias estructuras de filtros no lineales para superar estas limitaciones de rendimiento, pero tales filtros no se han generalizado. Aunque la reducción de artefactos EMG sigue siendo un problema no resuelto en el procesamiento de señales EEG, es importante detectar episodios de actividad EMG y tener en cuenta dicha información al interpretar el EEG.

Filtrado Notch

La eliminación de la interferencia de la línea eléctrica de 50/60 Hz puede realizarse con un filtro notch lineal invariante en el tiempo. Un filtro de notch mal diseñado puede introducir actividad espuria, semejante al ritmo beta, debido al *ringing* asociado con el filtrado de banda estrecha, y puede influir en la forma de los picos epileptiformes. Estos problemas son particularmente pronunciados para filtros con características de fase no lineal, ya que diferentes componentes de frecuencia se retrasarán de manera diferente.

Combinación Lineal de Señales de Referencia

Antecedentes

- Dado que los artefactos debido al movimiento ocular son los más frecuentes, la mayoría de esfuerzos se han centrado en eliminarlos.
- Debemos asumir que la señal EEG se compone de una componente cerebral $s(n)$ y una componente aditiva $v_0(n)$, que consideraremos ruido, debida al movimiento ocular

$$x(n) = s(n) + v_0(n)$$

Señales de Referencia

- En la vida real, asumimos que la señal de referencia $v_0(n)$ está compuesta por una combinación lineal de todas las señales obtenidas mediante un EOG, de manera que

$$v_0(n) = \sum_i^M w_i v_i(n)$$

- El objetivo es encontrar los coeficientes w_i que minimizan el $MSE\{x(n) - v_0(n)\}$

Señales de Referencia

- Tras operar un poco, mimizar la función de forma clásica, llegamos a la siguiente ecuación

$$\mathbf{R}_v \mathbf{w} = \mathbf{r}_{x,v}$$

donde \mathbf{R}_v es la autocorrelación del EOG $1/N \sum_i^{N-1} v_i(n) v_j(n)$ y $\mathbf{r}_{x,v}$ es la correlación cruzada entre el EOG y un canal de EEG $1/N \sum_n^{N-1} x(n) v_j(n)$, por lo que habría que repetir este proceso para todos los canales.

Determinación del Vector de Pesos

La determinación del vector de pesos (\mathbf{w}) se realiza generalmente pidiendo al sujeto que realice movimientos oculares horizontales y verticales, así como parpadeos al inicio de la investigación. La estimación del vector de pesos resultante de esta fase de aprendizaje se aplica en el análisis de señales subsiguiente.

Consideraciones sobre la Cancelación de Artefactos EOG

Número de Señales de Referencia

Otro aspecto de diseño es el número de señales de referencia (M) necesarias para una cancelación adecuada del EOG. En la literatura, este número varía desde una hasta varias señales. Sin embargo, para tener en cuenta los movimientos oculares horizontales y verticales, se deben incluir al menos cuatro señales de referencia.

Preocupaciones Principales

Una preocupación importante es asegurar que solo se cancele la actividad del EOG mientras la actividad cerebral permanece inalterada. Aunque la minimización del criterio MSE busca asegurar esto, ocasionalmente puede introducirse actividad espuria en el EEG libre de artefactos a través del EOG. Por ejemplo, los electrodos EOG pueden captar actividad lenta de gran amplitud originada en un foco del lóbulo frontal cerca de los electrodos EOG.

Análisis en Frecuencia

Naturaleza

- El EEG puede considerarse una variable aleatoria debido a la naturaleza de la actividad eléctrica cerebral que registra. La actividad eléctrica del cerebro es altamente compleja y está influenciada por numerosos factores internos y externos, como el estado de vigilia o sueño, estímulos sensoriales, y condiciones fisiológicas y psicológicas.
- Estas influencias hacen que las señales EEG sean inherentemente variables y difíciles de predecir con precisión. Por lo tanto, se tratan como procesos estocástico

Densidad Espectral de Potencia (PSD)

- Las señales aleatorias se caracterizan mejor en términos de sus promedios estadísticos **Autocorrelación**.
- Las señales aleatorias tienen potencia finita, por lo que su espectro se caracteriza por su PSD, calculada como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación (Teorema de Wiener-Khinchin):

$$P(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau$$

Estimaciones

- Necesitamos la función de densidad de probabilidad para calcular la autocorrelación → solución: estimaciones.
- En secuencias estacionarias, nuestro objetivo será seleccionar un registro de datos lo más corto posible que nos permita resolver las características espectrales de los diferentes componentes de la señal.

Caracterización de Señales Aleatorias y Estimación de PSD

II

Realizaciones Finitas

Trabajaremos con un número finito práctico de realizaciones que llevará a una estimación de la PSD cuya fiabilidad y rendimiento variarán según el método de análisis y la información que tengamos de la señal.

Parámetros de Rendimiento

- **Sesgo:** La diferencia entre el valor esperado de la estimación y el valor verdadero de la variable.
- **Varianza:** Mide la fluctuación de los resultados para diferentes ejecuciones del experimento.
- **Consistencia:** Un estimador es consistente si su varianza tiende a cero con el número de muestras.

Idealmente: bajo sesgo, baja varianza, consistente. Imposible → Compensación Sesgo/Varianza.

Periodograma

Para unos datos muestreados, deberemos utilizar la DFT en vez de la transformada de Fourier clásica.

$$P(f) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n+m) \rightarrow \hat{P}(f) = \frac{1}{N} X(k)X(-k) = \frac{1}{N} |X(k)|^2$$

Propiedades

- Función Real y Par.
- Estimador Sesgado: Con un registro de longitud finita, la región superpuesta de los dos registros $x(n)$ y $x(n+m)$ en la suma solo incluye $N - |m|$ términos. Para ser insesgado debería incluir $\frac{1}{N-|m|}$
- Ventana implícita: Si asumimos que el valor real de la autocorrelación viene dada por el estimador insesgado $r_{xx}(m) = \frac{1}{N-|m|} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n+m)$, entonces $\hat{P}(k)$ está relacionado con $P(k)$ mediante una ventana de Barlett (triangular)

$$P(k) = \sum_{m=-(N-1)}^{N-1} \left(\frac{N-|m|}{N} \right) \hat{r}_{xx}(m) e^{-j \frac{2\pi}{M} kmT} \rightarrow P(k) = W_B * \hat{P}(k)$$

Necesidad de Mejora

- El estimador de la PSD $\hat{P}(k)$ presenta una varianza grande.

$$\text{Var}\{\hat{P}(k)\} = P^2(k) \left[1 + \left(\frac{\sin(kN)}{N \sin(k)} \right)^2 \right]$$

- $\hat{r}_{xx}(m)$ es consistente con la verdadera función de $r_{xx}(m)$, pero el periodograma no es una estimación consistente de la PSD. Aunque es asintóticamente no sesgado, para secuencias finitas, el periodograma tiene un sesgo que distorsiona el espectro verdadero. Los efectos de suavizado y fuga en la ventana de Bartlett limitan la resolución de espectros cercanos.

Periodograma Modificado

- Podemos jugar con el enmascaramiento/resolución.
- No mejoramos la varianza $\text{Var}\{\hat{P}(f)\} = \text{Var}\{P(f)\}^2$.

$$\hat{P}(f) = \frac{1}{NU} \left| \sum_{n=0}^{N-1} w(n)x(n)e^{-j\frac{2\pi}{M}kn} \right|^2; \quad U = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} w(n)^2$$

Periodograma de Barlett

1 El segmento de datos original de N puntos se divide en K segmentos de datos de longitud M . $x_i(n) = x(n + iM)$, $M = N/K$

2 Se calcula el periodograma de cada segmento.

$$\hat{P}_i(f) = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n) e^{-jk \frac{2\pi}{M} n} \right|^2$$

3 Se promedian los resultados de los periodogramas de los K segmentos de datos. $\hat{P}_B(f) = \frac{1}{K} \sum_i^K \hat{P}_i(f)$

- El promedio reduce la varianza, en comparación con el segmento de datos original de N puntos. $Var\{\hat{P}_B(k)\} = \frac{1}{K} Var\{P(k)\}^2$
- La resolución está limitada por la longitud del segmento.

Periodograma de Welch

- 1 El segmento de datos original de N puntos se divide en K segmentos de datos superpuestos (superposición $< 50\%$) de longitud M .

$$x_i(n) = x(n + iD), \quad i = 0, \dots, L-1 \quad n = 0, \dots, M-1$$

- 2 Se calcula el periodograma modificado de cada segmento.

$$\hat{P}_i(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} w(n) x_i(n) e^{-jk \frac{2\pi}{M} n} \right|^2, \quad U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w(n)^2$$

- 3 Se promedian los resultados de los periodogramas de los K segmentos de datos. $\hat{P}_W(f) = \frac{1}{L} \sum_i^L \hat{P}_i(f)$

- El promedio y el periodograma modificado reducen la varianza. Más segmentos para promediar. $Var\{\hat{P}_W(k)\} \approx \frac{9L}{16N} Var\{P(k)\}^2$
- La resolución está limitada por la longitud del segmento y la ventana.

Periodograma de Blackman-Tukey

- Las muestras extremas de $r_{xx}(m)$ concentran la varianza.
- El enventanado de $r_{xx}(m)$ antes de la Transformada de Fourier suaviza el espectro.

$$\hat{P}_{BT}(k) = \frac{1}{M} \sum_{m=-M+1}^{M-1} r_{xx}(m) w(m) e^{-jk \frac{2\pi}{N} m}$$

$$w(m) = \begin{cases} 1 - \frac{|m|}{M} & \text{si } -M < m < M \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

- La ventana debe ser simétrica y par para asegurar que $W(k)$ sea real y su potencia positiva.
- El enventanado reduce la varianza pero también reduce la resolución espectral. $Var\{\hat{P}_{BT}(k)\} \approx Var\{P(k)\}^2 \frac{1}{N} \sum_{n=-M}^M w^2(n)$

Análisis Tiempo-Frecuencia

Limitaciones Representaciones en Frecuencia

- Aunque útiles, todas las representaciones en frecuencia adolecen del mismo problema.
- Pueden darnos mucha información sobre **qué** está ocurriendo, pero no nos dan ninguna información sobre **cuándo** está ocurriendo.
- Esto es un claro problema para aplicarlas a señales no estacionarias.
- Por ello, es necesario aplicar mejoras y nuevas técnicas que nos permitan reducir este problema.
- Entre las técnicas más utilizadas podemos destacar:
 - Métodos Lineales No Paramétricos: Aplican operaciones lineales, como la transformada en tiempo corto de Fourier (STFT).
 - Métodos Cuadráticos No Paramétricos: Aplican operaciones cuadráticas, evitando los problemas de los anteriores.
 - Paramétricos: Modelan los procesos con base en sus características estadísticas. (Próximo Bloque)

Short Time Fourier Transform (STFT)

STFT

- Es la forma más sencilla de análisis tiempo frecuencia.
- Consisten en aplicar un método de ventana deslizante sobre la transformada de Fourier.
- Su resolución tiempo/frecuencia está marcada por la elección de la ventana.

$$X(t, \Omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) w(\tau - t) e^{-j\Omega\tau} d\tau$$

Espectrograma

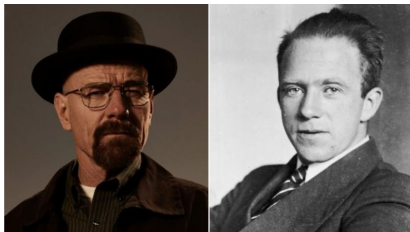
- De forma análoga a lo que ocurría con la TF normal, podemos definir el espectrograma como:

$$S_x(t, \Omega) = |X(t, \Omega)|^2$$

- El espectrograma es una función real y no negativa.
- La resolución temporal y frecuencial no pueden ser maximizadas a la vez.

Principio Incertidumbre

- Sea $w(t) = e^{\frac{-t^2\sigma_t^2}{2}}$, sea σ_t es la anchura temporal, podemos calcular su TF como $W(\omega) \propto e^{\frac{-\omega^2}{2\sigma_t^2}}$
- Podemos observar que en el caso más favorable, ventana Gaussiana, la relación entre el ancho de las gaussianas en tiempo y frecuencia viene dado por una relación $\sigma_w = 1/\sigma_t$.
- De manera general, aplicando el límite expuesto por Heisemberg en su principio de incertidumbre esta cantidad será al menos $\frac{\sigma_t^2}{\sigma_w^2} \geq \frac{1}{2}$



WVD

- Para evitar los problemas de resolución es necesario realizar otra serie de cálculos, en este caso, utilizaremos la distribución de Wigner-Ville (**NO** es estadística).
- Al no tener enventanado, idealmente, no tenemos efectos indeseados de enmascaramiento. Además, matemáticamente, su resolución es infinita en tiempo y frecuencia.
- Esta función se describe como

$$WVD_x = WVD_x(t, \Omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t + \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{-j\Omega\tau} d\tau$$

- Su mayor problema está en los términos cruzados provenientes de señales multicomponente.
- Para evitar estos problemas, es necesario aplicar mejoras como el enventanado en la distribución pseudo Wigner-Ville, la distribución de Choi-Williams o las distribuciones de Cohen.

PWVD

- La PWVD es la versión enventanada de la WVD, en este caso, podemos minimizar el efecto de los términos cruzados mediante una ventana $w(\tau)$

$$PWVD_x = PWVD_x(t, \Omega) = \int_{-\infty}^{\infty} w(\tau) x(t + \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{-j\Omega\tau} d\tau$$

Clases de Cohen

- Cohen enunció de forma general todas las distribuciones tiempo frecuencia mediante una única ecuación

$$TF_x(t, \Omega) = \frac{1}{2\pi} \int \int \int e^{jv(u-t)} p(v, \tau) x^*(u - \frac{\tau}{2}) x(u + \frac{\tau}{2}) e^{-j\Omega\tau} dv du d\tau$$

donde el término $p(v, \tau)$ se le conoce como kernel y es el encargado de controlar la resolución y la presencia de términos cruzados.

- Podemos ver las clases de Cohen como la convolución en frecuencia entre el kernel y la WVD.
- Dependiendo del kernel podemos distinguir
 - Si $p(v, \tau) = 1$ obtenemos la WVD.
 - Si $p(v, \tau) = \int p_1^*(t - \frac{\tau}{2}) p_1(t + \frac{\tau}{2}) e^{jv\tau} dt$ obtenemos el espectrograma, siendo p_1 una ventana simétrica..

Características

Características en el Dominio del Tiempo

- **Amplitud:** La amplitud de una señal EEG se puede medir como el valor máximo de la señal:

$$A = \max(x(t))$$

donde $x(t)$ es la señal EEG en el tiempo t .

- **Media:** La media de la señal EEG se calcula como:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

donde N es el número de muestras y x_i es el valor de la señal en la muestra i .

- **Desviación Estándar:** La desviación estándar mide la dispersión de los valores de la señal respecto a la media:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}$$

- **Varianza:** La varianza de la señal EEG mide la dispersión de los valores de la señal:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2$$

Características en el Dominio de la Frecuencia

- **Bandas de Frecuencia:** La potencia en una banda de frecuencia específica, por ejemplo, la banda alfa (8-12 Hz), se calcula integrando el espectro de potencia en ese rango:

$$P_{\alpha} = \int_{8\text{Hz}}^{12\text{Hz}} P(f) df$$

- **Entropía Espectral:** La entropía espectral mide la complejidad de la distribución de potencia en el dominio de la frecuencia:

$$H = - \sum_i P(f_i) \log P(f_i)$$

donde $P(f_i)$ es la potencia normalizada en la frecuencia f_i .

- **Frecuencias Dominantes:** Las frecuencias dominantes se identifican como los picos en el espectro de potencia:

$$f_{\text{dominante}} = \arg\max_f P(f)$$

Bibliografía



L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*.
Academic Press series in biomedical engineering, Elsevier Science, 2005.