

# Trabajo Fin de Grado

## Herramienta web para el análisis, procesamiento y visualización de las señales del EEG

### EEG RTool

Autor:  
José María Sánchez Salas

Tutor:  
José Tomás Palma Méndez

Septiembre 2017

# Índice

- 1 Introducción
- 2 Antecedentes y motivación
- 3 Desarrollo del trabajo
  - Desarrollo web
  - Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
  - Funcionamiento de la herramienta
- 4 Evaluación de los resultados
  - Sujeto ANDGAR
  - Sujeto JIMTOM
  - Sujeto NICANA
  - Conclusiones de la evaluación
- 5 Conclusiones y vías futuras

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

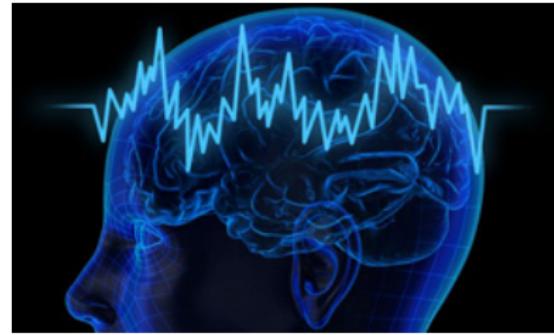
## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

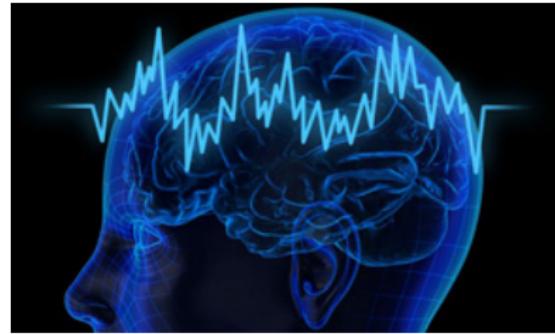
# ¿Qué es el EEG?

- El cerebro humano produce impulsos eléctricos que viajan a través de las neuronas.



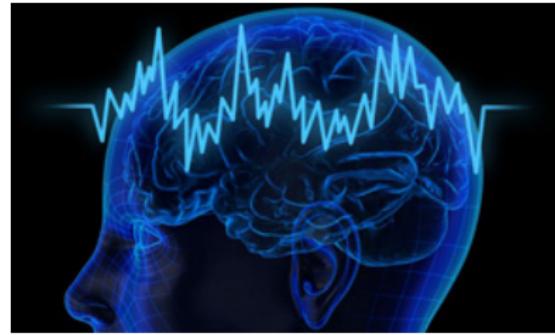
# ¿Qué es el EEG?

- El cerebro humano produce impulsos eléctricos que viajan a través de las neuronas.
- El electroencefalograma (EEG) es el registro de la actividad cerebral a lo largo de tiempo.



# ¿Qué es el EEG?

- El cerebro humano produce impulsos eléctricos que viajan a través de las neuronas.
- El electroencefalograma (EEG) es el registro de la actividad cerebral a lo largo de tiempo.
- Para su captación, se hace uso de electrodos que se sitúan en la corteza cerebral (en su versión no invasiva), mientras que el sujeto está realizando ciertas tareas.



# ¿Qué información proporciona el EEG?

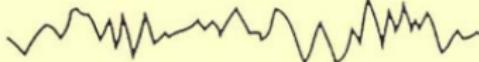
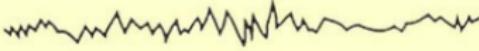
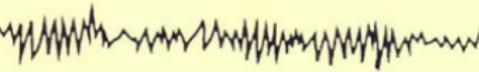
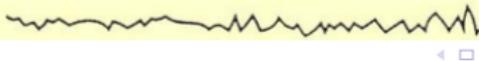
- El EEG contiene gran cantidad de información referente al sujeto al que se le realiza.

# ¿Qué información proporciona el EEG?

- El EEG contiene gran cantidad de información referente al sujeto al que se le realiza.
- **Está constituido por un gran conjunto de ondas de diferentes frecuencias.**

# ¿Qué información proporciona el EEG?

- El EEG contiene gran cantidad de información referente al sujeto al que se le realiza.
- Está constituido por un gran conjunto de ondas de diferentes frecuencias.
- Se puede dividir en las siguientes bandas:

Ondas cerebrales	Frecuencia	Estado mental
Onda delta	0,5 - 3 Hz 	sueño profundo
Onda theta	4 - 7 Hz 	sueño ligero
Onda alfa	8 - 13 Hz 	despierto, relajado
Onda beta	14 Hz 	despierto, excitado

# ¿Qué información proporciona el EEG?

- Del estudio de las cuatro bandas anteriores, se obtienen los siguientes índices:

# ¿Qué información proporciona el EEG?

- Del estudio de las cuatro bandas anteriores, se obtienen los siguientes índices:
  - **Índice de atención (AI).** Estudio de la banda  $\alpha$ .

# ¿Qué información proporciona el EEG?

- Del estudio de las cuatro bandas anteriores, se obtienen los siguientes índices:
  - **Índice de atención (AI)**. Estudio de la banda  $\alpha$ .
  - **Índice de aproximación-rechazo (AW)**. Estudio de la banda  $\alpha$ .

# ¿Qué información proporciona el EEG?

- Del estudio de las cuatro bandas anteriores, se obtienen los siguientes índices:
  - **Índice de atención (AI)**. Estudio de la banda  $\alpha$ .
  - **Índice de aproximación-rechazo (AW)**. Estudio de la banda  $\alpha$ .
  - **Índice de compromiso (EI)**. Estudio de todas las bandas.

# ¿Qué información proporciona el EEG?

- Del estudio de las cuatro bandas anteriores, se obtienen los siguientes índices:
  - **Índice de atención (AI)**. Estudio de la banda  $\alpha$ .
  - **Índice de aproximación-rechazo (AW)**. Estudio de la banda  $\alpha$ .
  - **Índice de compromiso (EI)**. Estudio de todas las bandas.
  - **Índice de memorización (MI)**. Estudio de la banda  $\theta$ .

# Índice

1 Introducción

2 Antecedentes y motivación

3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

5 Conclusiones y vías futuras

# Antecedentes

- Es la continuación del TFG titulado “Análisis de EEG para la evaluación de las emociones”, realizado por Hugo Álvarez Chaves.

# Antecedentes

- Es la continuación del TFG titulado “Análisis de EEG para la evaluación de las emociones”, realizado por Hugo Álvarez Chaves.
- Este trabajo proporcionó:

# Antecedentes

- Es la continuación del TFG titulado “Análisis de EEG para la evaluación de las emociones”, realizado por Hugo Álvarez Chaves.
- Este trabajo proporcionó:
  - Proceso de captación del EEG.

# Antecedentes

- Es la continuación del TFG titulado “Análisis de EEG para la evaluación de las emociones”, realizado por Hugo Álvarez Chaves.
- Este trabajo proporcionó:
  - Proceso de captación del EEG.
  - Pre-procesamiento del EEG: eliminación de ruido y artefactos oculares.

# Antecedentes

- Es la continuación del TFG titulado “Análisis de EEG para la evaluación de las emociones”, realizado por Hugo Álvarez Chaves.
- Este trabajo proporcionó:
  - Proceso de captación del EEG.
  - Pre-procesamiento del EEG: eliminación de ruido y artefactos oculares.
  - **Implementación de las acciones y procedimientos para el cálculo de los índices.**

# Antecedentes

- Es la continuación del TFG titulado “Análisis de EEG para la evaluación de las emociones”, realizado por Hugo Álvarez Chaves.
- Este trabajo proporcionó:
  - Proceso de captación del EEG.
  - Pre-procesamiento del EEG: eliminación de ruido y artefactos oculares.
  - Implementación de las acciones y procedimientos para el cálculo de los índices.
  - **Correlación existente entre los índices y los parámetros de las tareas.**

# Antecedentes

- Es la continuación del TFG titulado “Análisis de EEG para la evaluación de las emociones”, realizado por Hugo Álvarez Chaves.
- Este trabajo proporcionó:
  - Proceso de captación del EEG.
  - Pre-procesamiento del EEG: eliminación de ruido y artefactos oculares.
  - Implementación de las acciones y procedimientos para el cálculo de los índices.
  - Correlación existente entre los índices y los parámetros de las tareas.
- Realizado en Matlab y analizados los resultados en R.

# Motivación

- Se tiene:

# Motivación

- Se tiene:
  - Procesamiento del EEG y obtención de los índices en Matlab.

# Motivación

- Se tiene:
  - Procesamiento del EEG y obtención de los índices en Matlab.
  - Análisis de los resultados en R.

# Motivación

- Se tiene:
  - Procesamiento del EEG y obtención de los índices en Matlab.
  - Análisis de los resultados en R.
  - **Matlab es privativo. R no.**

# Motivación

- Se tiene:
  - Procesamiento del EEG y obtención de los índices en Matlab.
  - Análisis de los resultados en R.
  - Matlab es privativo. R no.
- Solución: Unificarlo todo en un mismo lenguaje, que permita además de lo anterior:

# Motivación

- Se tiene:
  - Procesamiento del EEG y obtención de los índices en Matlab.
  - Análisis de los resultados en R.
  - Matlab es privativo. R no.
- Solución: Unificarlo todo en un mismo lenguaje, que permita además de lo anterior:
  - Proporcionar una herramienta web de **software libre** capaz de realizar todo el procedimiento paso por paso, y de manera automática.

# Motivación

- Se tiene:
  - Procesamiento del EEG y obtención de los índices en Matlab.
  - Análisis de los resultados en R.
  - Matlab es privativo. R no.
- Solución: Unificarlo todo en un mismo lenguaje, que permita además de lo anterior:
  - Proporcionar una herramienta web de **software libre** capaz de realizar todo el procedimiento paso por paso, y de manera automática.
  - **Capaz de visualizar todas las señales y todos los valores intermedios para el cálculo de los índices.**

# Motivación

- Se tiene:
  - Procesamiento del EEG y obtención de los índices en Matlab.
  - Análisis de los resultados en R.
  - Matlab es privativo. R no.
- Solución: Unificarlo todo en un mismo lenguaje, que permita además de lo anterior:
  - Proporcionar una herramienta web de **software libre** capaz de realizar todo el procedimiento paso por paso, y de manera automática.
  - Capaz de visualizar todas las señales y todos los valores intermedios para el cálculo de los índices.
- Desarrollo de este trabajo → Lenguaje R.

# Índice

1 Introducción

2 Antecedentes y motivación

3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

5 Conclusiones y vías futuras

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Shiny

- Desarrollo web realizado con el framework Shiny para R.



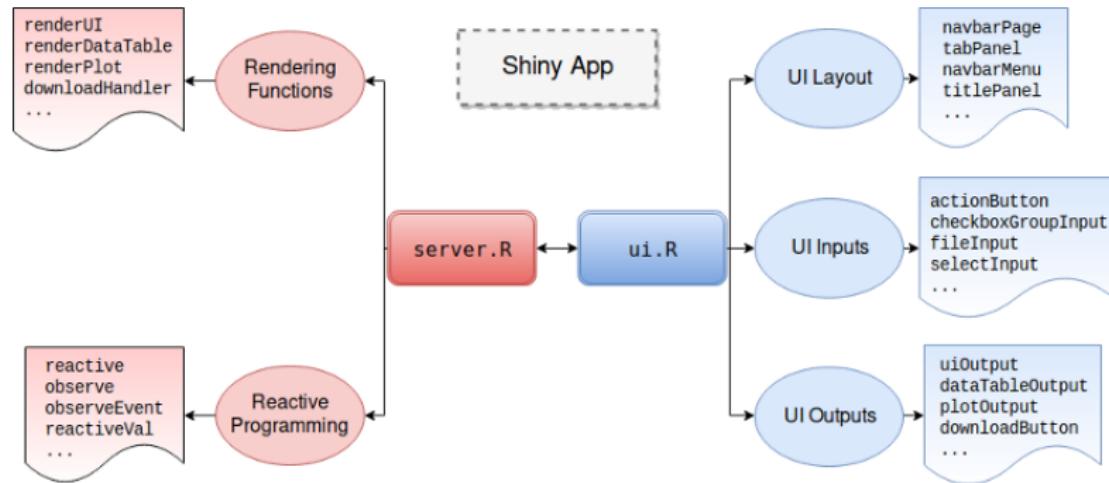
# Shiny

- Desarrollo web realizado con el framework Shiny para R.

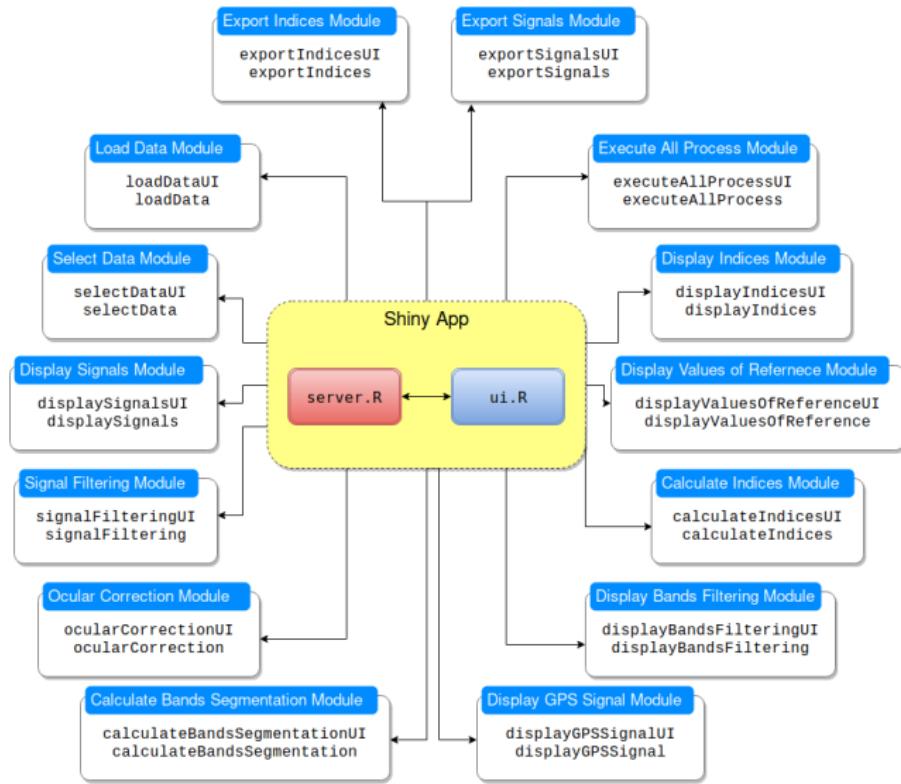


- Permite la creación de páginas web interactivas, con código R.

# Shiny – Componentes



# Módulos de EEG RTool



# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Introducción

Las fases a las que se somete el sujeto son:

- **Fase de reposo.** Se conocen los ritmos y frecuencias propias del sujeto cuando se encuentra en este estado → *fase de ojos cerrados*.

# Introducción

Las fases a las que se somete el sujeto son:

- **Fase de reposo.** Se conocen los ritmos y frecuencias propias del sujeto cuando se encuentra en este estado → *fase de ojos cerrados*.
- **Fase de medición basal.** Se da a conocer cuál es el estado “normal” del sujeto cuando está activo → *basal o baseline*.

# Introducción

Las fases a las que se somete el sujeto son:

- **Fase de reposo.** Se conocen los ritmos y frecuencias propias del sujeto cuando se encuentra en este estado → *fase de ojos cerrados*.
- **Fase de medición basal.** Se da a conocer cuál es el estado “normal” del sujeto cuando está activo → *basal o baseline*.
- **Fase de exposición al estímulo.** Se somete al sujeto a los estímulos principales de los que se quiere obtener sus resultados → *tarea*.

# 1. Filtrado de las señales

- Para poder realizar un procesamiento correcto, es necesario que las señales sean acotadas a los rangos de frecuencia de interés:

# 1. Filtrado de las señales

- Para poder realizar un procesamiento correcto, es necesario que las señales sean acotadas a los rangos de frecuencia de interés:
  - Electroencefalograma (EEG) → 2-30 Hz.

# 1. Filtrado de las señales

- Para poder realizar un procesamiento correcto, es necesario que las señales sean acotadas a los rangos de frecuencia de interés:
  - Electroencefalograma (EEG) → 2-30 Hz.
  - **Electrooculograma (EOG)** → 0.1-5 Hz.

# 1. Filtrado de las señales

- Para poder realizar un procesamiento correcto, es necesario que las señales sean acotadas a los rangos de frecuencia de interés:
  - Electroencefalograma (EEG) → 2-30 Hz.
  - Electrooculograma (EOG) → 0.1-5 Hz.
- Se hace uso de un filtro FIR (*Finite Impulse Response*) en modo *pasa-banda*.

# 1. Filtrado de las señales

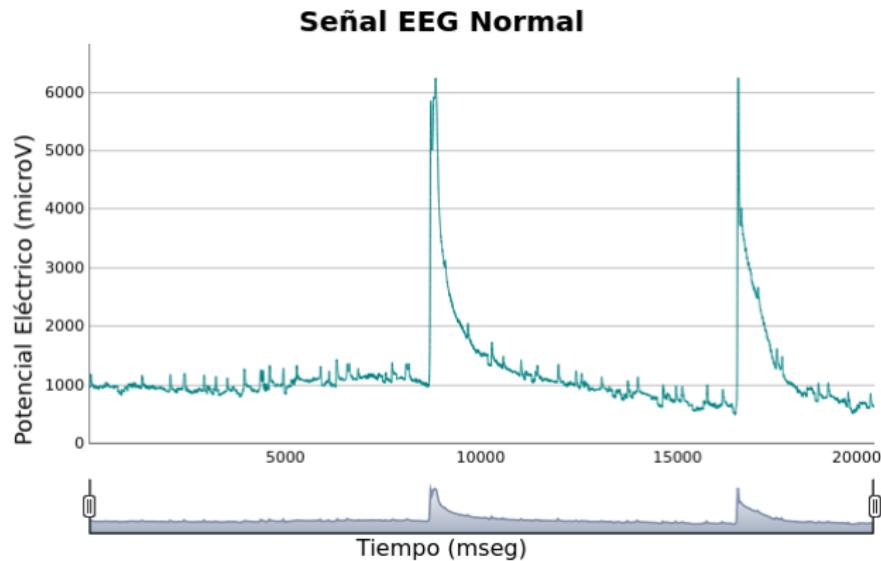


Figura 1: Señal EEG normal (sin filtrar).

# 1. Filtrado de las señales

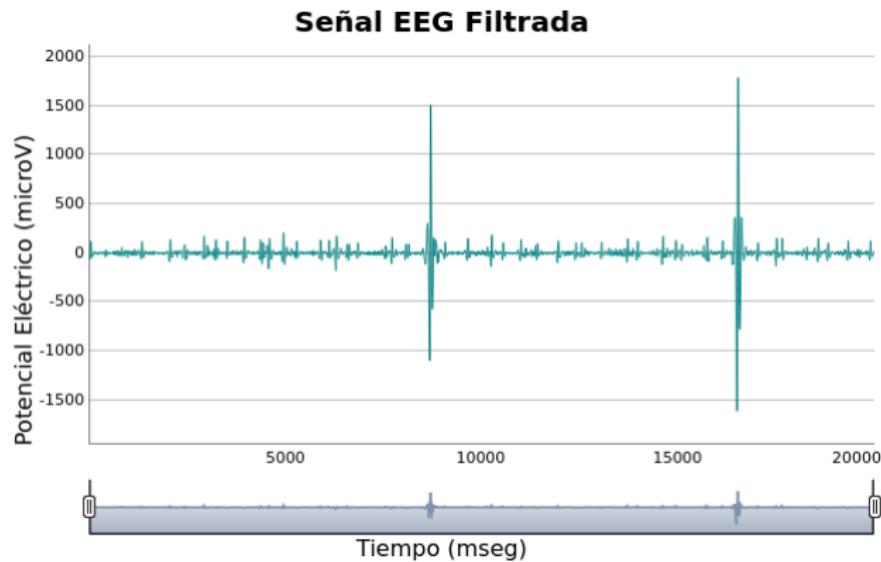


Figura 2: Señal EEG filtrada.

## 2. Eliminación de los artefactos oculares

- Los movimientos del ojo y los parpadeos del sujeto introducen artefactos en el EEG.

## 2. Eliminación de los artefactos oculares

- Los movimientos del ojo y los parpadeos del sujeto introducen artefactos en el EEG.
- Con el algoritmo de Gratton, se consigue eliminar del EEG los artefactos oculares.

## 2. Eliminación de los artefactos oculares

- Los movimientos del ojo y los parpadeos del sujeto introducen artefactos en el EEG.
- Con el algoritmo de Gratton, se consigue eliminar del EEG los artefactos oculares.
- Además, proporciona una señal de la que se pueden inferir los parpadeos del sujeto.

## 2. Eliminación de los artefactos oculares

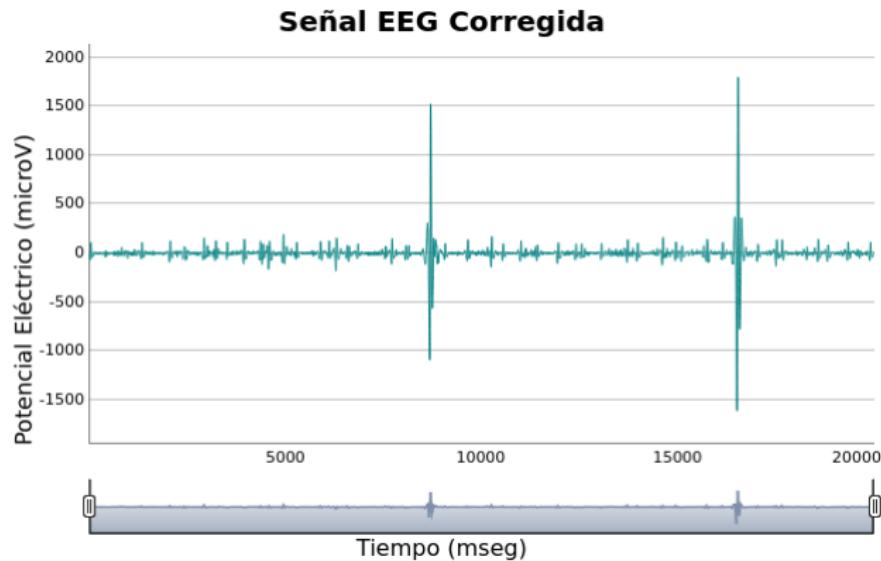


Figura 3: Señal EEG corregida (sin artefactos oculares).

### 3. Segmentación de la señal por tareas

- No es práctico parar la captación de la señal cada vez que se realiza una tarea o prueba → la señal contiene todo el experimento.

### 3. Segmentación de la señal por tareas

- No es práctico parar la captación de la señal cada vez que se realiza una tarea o prueba → la señal contiene todo el experimento.
- Los índices son calculados para cada una de las tareas o pruebas → hay que segmentar la señal por tareas

## 4. Cálculo de la IAF

- Los valores concretos de las bandas  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\theta$  pueden variar sutilmente de un sujeto a otro.

## 4. Cálculo de la IAF

- Los valores concretos de las bandas  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\theta$  pueden variar sutilmente de un sujeto a otro.
- La banda  $\alpha$  es la que más variación tiene.

## 4. Cálculo de la IAF

- Los valores concretos de las bandas  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\theta$  pueden variar sutilmente de un sujeto a otro.
- La banda  $\alpha$  es la que más variación tiene.
- La IAF (*Individual Alpha Frequency*) es el valor de referencia que describe cuál es la frecuencia en la que se detecta un pico en el espectro de potencia cuando el sujeto está **en reposo**.

## 4. Cálculo de la IAF

- El procedimiento para su cálculo es el siguiente:

## 4. Cálculo de la IAF

- El procedimiento para su cálculo es el siguiente:
  - ① Seleccionar la señal correspondiente a la fase de *ojos cerrados*.

## 4. Cálculo de la IAF

- El procedimiento para su cálculo es el siguiente:
  - ① Seleccionar la señal correspondiente a la fase de *ojos cerrados*.
  - ② Calcular la PSD (Power Spectral Density) para cada canal del EEG.

## 4. Cálculo de la IAF

- El procedimiento para su cálculo es el siguiente:
  - ① Seleccionar la señal correspondiente a la fase de *ojos cerrados*.
  - ② Calcular la PSD (Power Spectral Density) para cada canal del EEG.
  - ③ Extraer las frecuencias correspondientes de la banda  $\alpha$ , de la señal PSD.

## 4. Cálculo de la IAF

- El procedimiento para su cálculo es el siguiente:
  - ① Seleccionar la señal correspondiente a la fase de *ojos cerrados*.
  - ② Calcular la PSD (Power Spectral Density) para cada canal del EEG.
  - ③ Extraer las frecuencias correspondientes de la banda  $\alpha$ , de la señal PSD.
  - ④ **Calcular el GPS (Global Power Spectrum).**

## 4. Cálculo de la IAF

- El procedimiento para su cálculo es el siguiente:
  - ① Seleccionar la señal correspondiente a la fase de *ojos cerrados*.
  - ② Calcular la PSD (Power Spectral Density) para cada canal del EEG.
  - ③ Extraer las frecuencias correspondientes de la banda  $\alpha$ , de la señal PSD.
  - ④ Calcular el GPS (Global Power Spectrum).
  - ⑤ El valor de la IAF es la frecuencia con mayor valor de la señal GPS.

## 4. Cálculo de la IAF

- El procedimiento para su cálculo es el siguiente:
  - ① Seleccionar la señal correspondiente a la fase de *ojos cerrados*.
  - ② Calcular la PSD (Power Spectral Density) para cada canal del EEG.
  - ③ Extraer las frecuencias correspondientes de la banda  $\alpha$ , de la señal PSD.
  - ④ Calcular el GPS (Global Power Spectrum).
  - ⑤ El valor de la IAF es la frecuencia con mayor valor de la señal GPS.  
⑥ Si la señal GPS es monótona (creciente o decreciente), se calcula la IAF con la técnica del Centro de Gravedad.

## 5. Filtrado por bandas

- Una vez calculada la IAF, las bandas de frecuencia se establecen de la siguiente manera:

## 5. Filtrado por bandas

- Una vez calculada la IAF, las bandas de frecuencia se establecen de la siguiente manera:
  - **Banda theta ( $\theta$ ):  $[IAF - 6, IAF - 2]$ .**

## 5. Filtrado por bandas

- Una vez calculada la IAF, las bandas de frecuencia se establecen de la siguiente manera:
  - **Banda theta ( $\theta$ ):**  $[IAF - 6, IAF - 2]$ .
  - **Banda alpha ( $\alpha$ ):**  $[IAF - 2, IAF + 2]$ .

## 5. Filtrado por bandas

- Una vez calculada la IAF, las bandas de frecuencia se establecen de la siguiente manera:
  - **Banda theta ( $\theta$ )**:  $[IAF - 6, IAF - 2]$ .
  - **Banda alpha ( $\alpha$ )**:  $[IAF - 2, IAF + 2]$ .
  - **Banda beta ( $\beta$ )**:  $[> IAF + 2]$ .

## 5. Filtrado por bandas

- Una vez calculada la IAF, las bandas de frecuencia se establecen de la siguiente manera:
  - **Banda theta ( $\theta$ )**:  $[IAF - 6, IAF - 2]$ .
  - **Banda alpha ( $\alpha$ )**:  $[IAF - 2, IAF + 2]$ .
  - **Banda beta ( $\beta$ )**:  $[> IAF + 2]$ .
- Con las bandas definidas para el sujeto de estudio, se filtra, por cada banda, la señal de cada tarea.

## 5. Filtrado por bandas

- Una vez calculada la IAF, las bandas de frecuencia se establecen de la siguiente manera:
  - **Banda theta ( $\theta$ ):** [ $IAF - 6, IAF - 2$ ].
  - **Banda alpha ( $\alpha$ ):** [ $IAF - 2, IAF + 2$ ].
  - **Banda beta ( $\beta$ ):** [ $> IAF + 2$ ].
- Con las bandas definidas para el sujeto de estudio, se filtra, por cada banda, la señal de cada tarea.
  - Mismo filtro FIR, pero primero con *paso-alto* y luego con *paso-bajo*.

## 6. Obtención de los índices – Definición

$$AI = -\frac{GFP_{Der}^{\alpha} + GFP_{Izq}^{\alpha}}{2} \quad (1)$$

$$AW = GFP_{Der}^{\alpha} - GFP_{Izq}^{\alpha} \quad (2)$$

$$EI = \frac{GFP^{\beta}}{GFP^{\alpha} + GFP^{\theta}} \quad (3)$$

$$MI = \frac{GFP_{Der}^{\theta} + GFP_{Izq}^{\theta}}{2} \quad (4)$$

## 6. Obtención de los índices

- Valores de referencia:

## 6. Obtención de los índices

- Valores de referencia:

- Seleccionar la señal correspondiente a la fase *basal*.

## 6. Obtención de los índices

- Valores de referencia:

- Seleccionar la señal correspondiente a la fase *basal*.
- Calcular cada valor de los índices (*índices punto-a-punto*).

## 6. Obtención de los índices

- Valores de referencia:

- Seleccionar la señal correspondiente a la fase *basal*.
- Calcular cada valor de los índices (*índices punto-a-punto*).
- **Calcular la media ( $\mu$ ) y desviación típica ( $\sigma$ ) de cada índice punto-a-punto.**

## 6. Obtención de los índices

- Valores de referencia:

- Seleccionar la señal correspondiente a la fase *basal*.
- Calcular cada valor de los índices (*índices punto-a-punto*).
- Calcular la media ( $\mu$ ) y desviación típica ( $\sigma$ ) de cada índice *punto-a-punto*.

- Normalización y cálculo de los índices:

## 6. Obtención de los índices

- Valores de referencia:

- Seleccionar la señal correspondiente a la fase *basal*.
- Calcular cada valor de los índices (*índices punto-a-punto*).
- Calcular la media ( $\mu$ ) y desviación típica ( $\sigma$ ) de cada índice *punto-a-punto*.

- Normalización y cálculo de los índices:

- Normalización *Zscore punto-a-punto*:

$$Z_i = \frac{X_i - \mu_{\text{basal}}}{\sigma_{\text{basal}}} \quad (5)$$

## 6. Obtención de los índices

- Valores de referencia:

- Seleccionar la señal correspondiente a la fase *basal*.
- Calcular cada valor de los índices (*índices punto-a-punto*).
- Calcular la media ( $\mu$ ) y desviación típica ( $\sigma$ ) de cada índice *punto-a-punto*.

- Normalización y cálculo de los índices:

- Normalización *Zscore punto-a-punto*:

$$Z_i = \frac{X_i - \mu_{\text{basal}}}{\sigma_{\text{basal}}} \quad (5)$$

- El valor concreto de los índices AI, AW, EI y MI se obtiene calculando la media de los valores *punto-a-punto* normalizados.

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Funcionamiento de la herramienta

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Introducción

- Evaluación de:

# Introducción

- Evaluación de:
  - Filtrado de las señales.

# Introducción

- Evaluación de:
  - Filtrado de las señales.
  - Corrección ocular.

$$\text{Error}(ch)^t = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (chR_i^t - chM_i^t)^2}{N}} \quad (6)$$

# Introducción

- Evaluación de:
  - Filtrado de las señales.
  - Corrección ocular.

$$Error(ch)^t = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (chR_i^t - chM_i^t)^2}{N}} \quad (6)$$

- Cálculo de la IAF.

# Introducción

- Evaluación de:
  - Filtrado de las señales.
  - Corrección ocular.

$$\text{Error}(ch)^t = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (chR_i^t - chM_i^t)^2}{N}} \quad (6)$$

- Cálculo de la IAF.
- Cálculo de los índices.

$$\text{Error(indice)}^t = |indice_R^t - indice_M^t| \quad (7)$$

# Introducción

- Evaluación de:
  - Filtrado de las señales.
  - Corrección ocular.

$$\text{Error}(ch)^t = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (chR_i^t - chM_i^t)^2}{N}} \quad (6)$$

- Cálculo de la IAF.
- Cálculo de los indices.

$$\text{Error(indice)}^t = |indice_R^t - indice_M^t| \quad (7)$$

- En comparación con los resultados obtenidos por Hugo para los sujetos: ANDGAR, JIMTOM y NICANA.

# Introducción

- Evaluación de:
  - Filtrado de las señales.
  - Corrección ocular.

$$\text{Error}(ch)^t = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (chR_i^t - chM_i^t)^2}{N}} \quad (6)$$

- Cálculo de la IAF.
- Cálculo de los indices.

$$\text{Error(indice)}^t = |indice_R^t - indice_M^t| \quad (7)$$

- En comparación con los resultados obtenidos por Hugo para los sujetos: ANDGAR, JIMTOM y NICANA.
- La convención seguida para esta evaluación ha sido:

***ERROR = R – MATLAB***

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

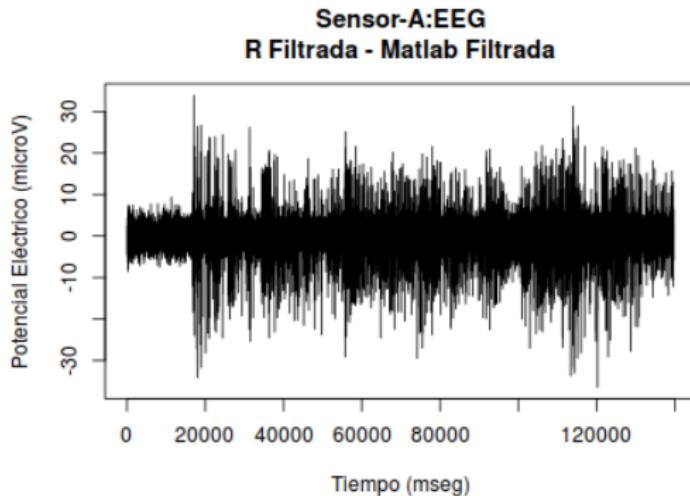


Figura 4: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto ANDGAR.

● media =  $4.421575 \mu V$

desv. típica =  $1.148959 \mu V$



# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

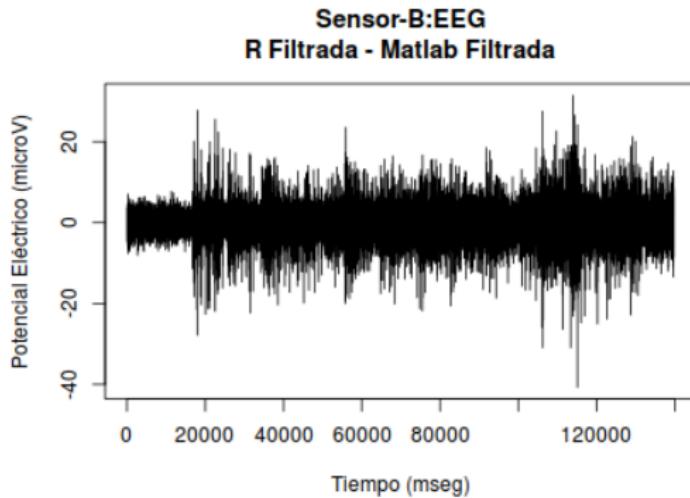


Figura 5: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto ANDGAR.

● media =  $3.922261\mu V$

desv. típica =  $0.993618\mu V$

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

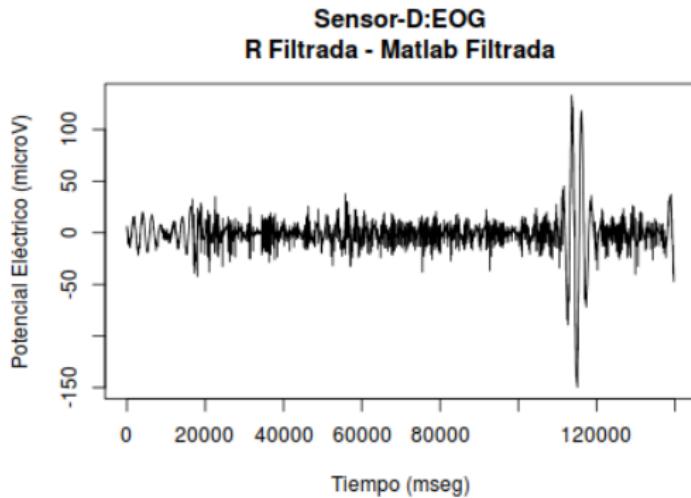


Figura 6: Diferencia del Sensor-D:EOG. Sujeto ANDGAR.

● media =  $11.424315 \mu V$

desv. típica =  $18.232443 \mu V$

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG	Sensor-D:EOG
Tarea 1	4.072299	3.485974	4.676781
Tarea 2	2.997959	2.988413	3.008327
Tarea 3	3.333875	3.104637	3.127869
Tarea 4	4.353203	3.758474	6.714817
Tarea 5	3.094663	2.98134	6.077258
Tarea 6	3.440801	3.171713	7.282244
Tarea 7	3.615699	3.113885	8.828839
Tarea 8	3.854718	3.454712	9.321651
—	—	—	—
media	4.421575	3.922261	11.424315
desv. típica	1.148959	0.993618	18.232443

**Tabla 1:** Error obtenido en el dominio del tiempo de las señales filtradas, de algunas tareas del sujeto ANDGAR.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

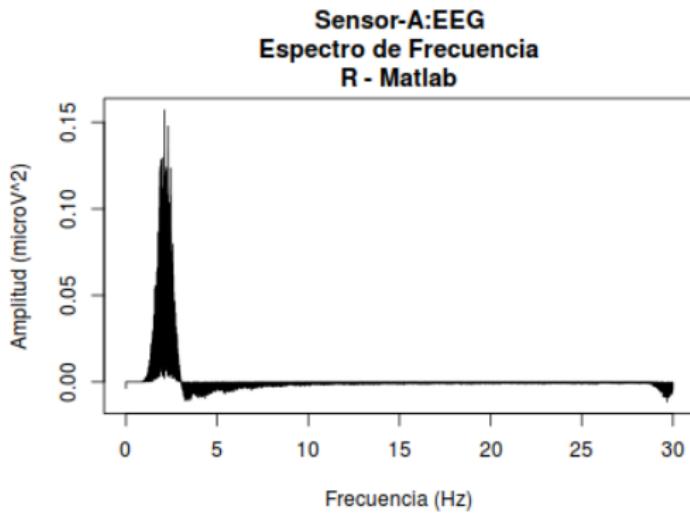


Figura 7: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto ANDGAR.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

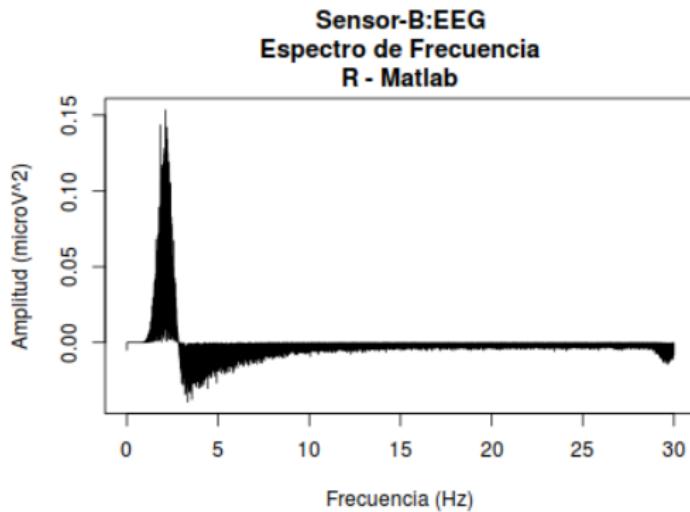


Figura 8: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto ANDGAR.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

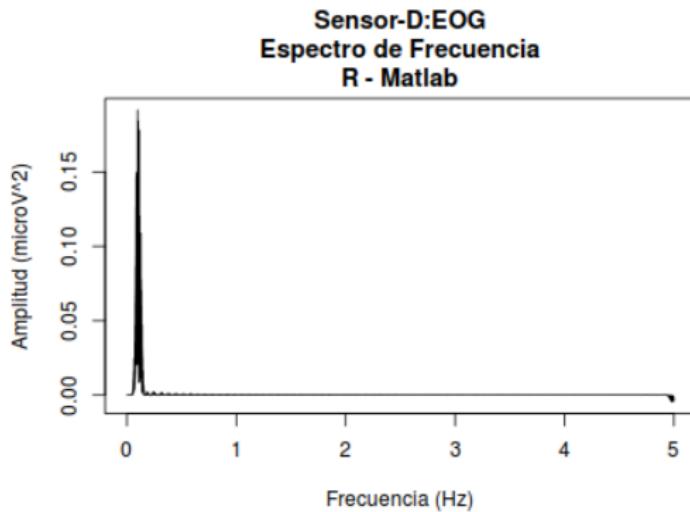


Figura 9: Diferencia del Sensor-D:EOG. Sujeto ANDGAR.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG	Sensor-D:EOG
Error	0.009296	0.009455	0.008976

Tabla 2: Error obtenido en el dominio de la frecuencia, del sujeto ANDGAR.

# Corrección ocular – Señal EEG corregida

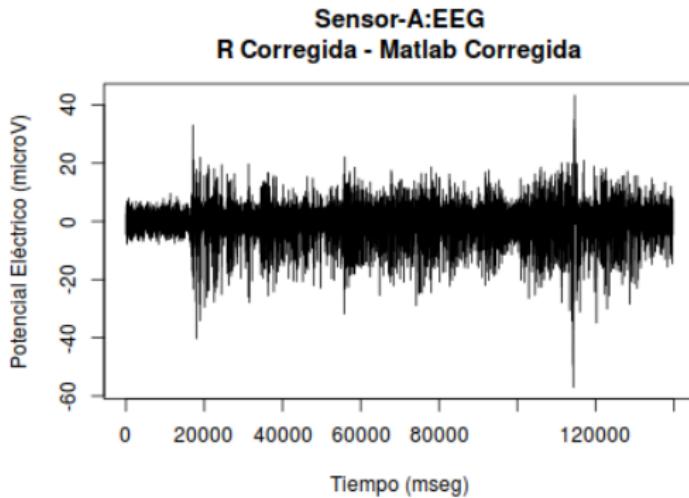


Figura 10: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto ANDGAR.

● media =  $4.487208\mu V$

desv. típica =  $1.953751\mu V$



# Corrección ocular – Señal EEG corregida

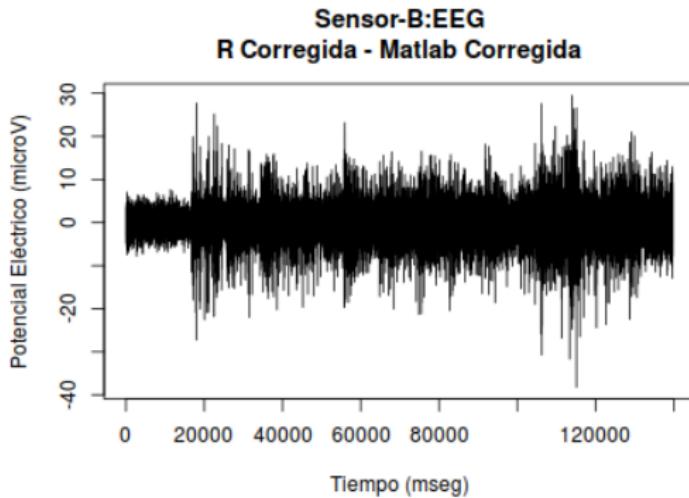


Figura 11: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto ANDGAR.

● media =  $3.908225\mu V$

desv. típica =  $1.008255\mu V$



# Corrección ocular – Señal EEG corregida

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG
Tarea 1	3.955406	3.468608
Tarea 2	2.961691	2.97647
Tarea 3	3.273036	3.092396
Tarea 4	4.217119	3.725877
Tarea 5	3.084533	2.971354
Tarea 6	3.270782	3.155958
Tarea 7	3.498713	3.094015
Tarea 8	3.714162	3.433555
—	—	—
media	4.487208	3.908225
desv. típica	1.953751	1.008255

Tabla 3: Error obtenido de las señales corregidas, para algunas tareas del sujeto ANDGAR.

# Corrección ocular – Señal de parpadeos

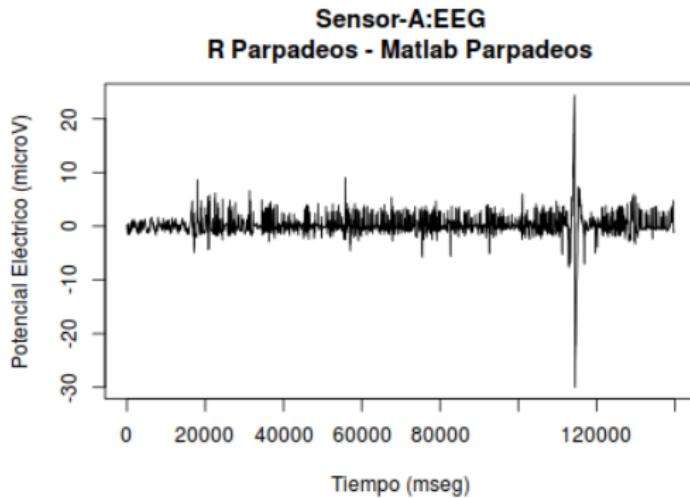


Figura 12: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto ANDGAR.

● media =  $1.447808 \mu V$

desv. típica =  $1.920519 \mu V$



# Corrección ocular – Señal de parpadeos

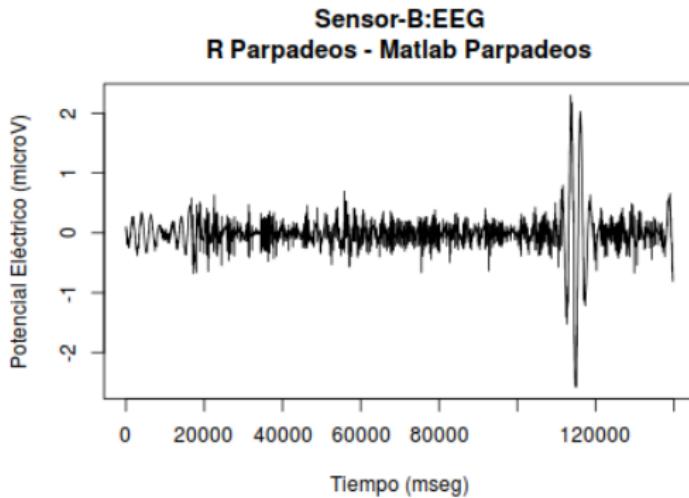


Figura 13: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto ANDGAR.

● media =  $0.198453 \mu V$

desv. típica =  $0.320161 \mu V$

# Corrección ocular – Señal de parpadeos

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG
Tarea 1	0.826173	0.080628
Tarea 2	0.698936	0.052039
Tarea 3	0.625833	0.053724
Tarea 4	1.247695	0.115864
Tarea 5	0.734201	0.105187
Tarea 6	0.898399	0.127848
Tarea 7	1.041569	0.152163
Tarea 8	0.849086	0.158693
—	—	—
media	1.447808	0.198453
desv. típica	1.920519	0.320161

Tabla 4: Error obtenido de las señales de parpadeos, para algunas tareas del sujeto ANDGAR.

# Cálculo de la IAF

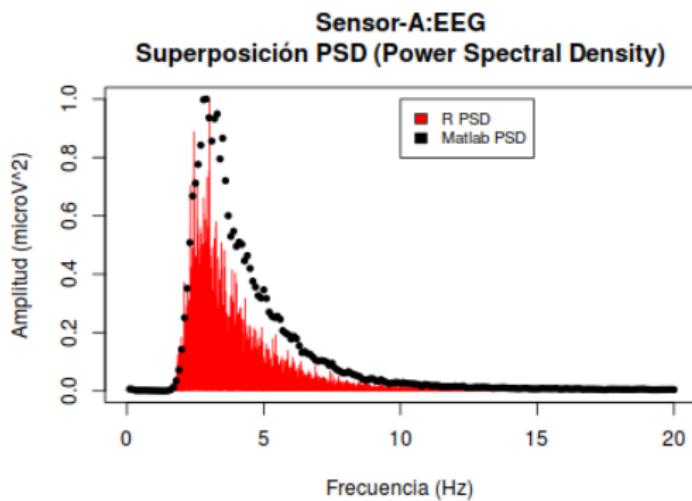


Figura 14: Superposición de PSD del Sensor-A:EEG. Sujeto ANDGAR.

# Cálculo de la IAF

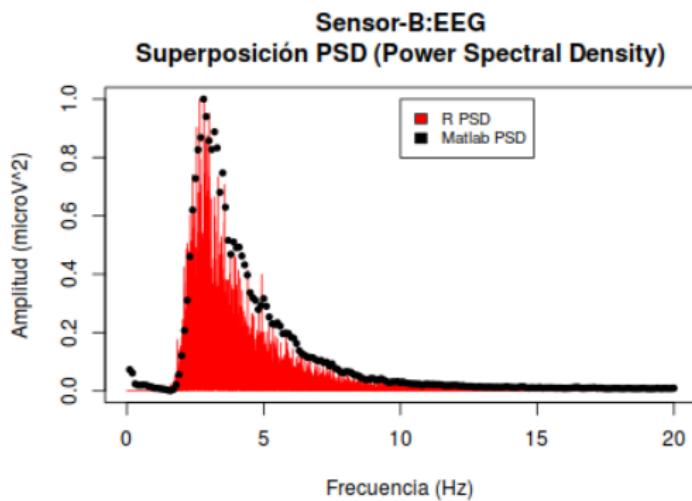


Figura 15: Superposición de PSD del Sensor-B:EEG. Sujeto ANDGAR.

# Cálculo de la IAF

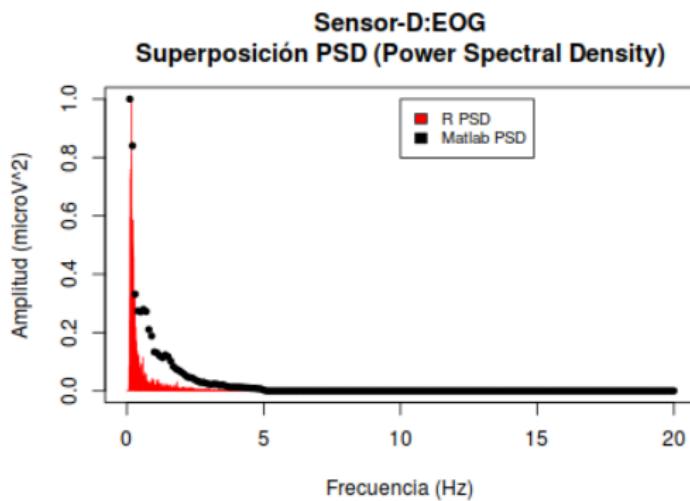


Figura 16: Superposición de PSD del Sensor-D:EOG. Sujeto ANDGAR.

# Cálculo de la IAF

ANDGAR	
R	10.41
Matlab	10.4

Tabla 5: Comparación de la IAF obtenida en R y Matlab, para el sujeto ANDGAR.

# Cálculo de los índices

	AI	MI	AW	EI
Tarea 1	2e-04	0.000149	0.001029	3.6e-05
Tarea 2	0.000251	0.000266	0.001212	0.002531
Tarea 3	0.000694	6e-06	0.000227	0.005197
Tarea 4	0.000234	0.000477	0.000821	0.003529
Tarea 5	0.002056	0.000214	0.00423	0.003702
Tarea 6	0.001183	0.001049	0.001194	0.001157
Tarea 7	0.003071	0.00011	0.005935	0.000944
Tarea 8	0.008838	0.001865	0.010771	0.004591
—	—	—	—	—
media	0.004286	0.000907	0.006211	0.003347
desv. típica	0.008505	0.001135	0.013068	0.003741

Tabla 6: Valor absoluto de la diferencia entre los índices calculados por R y Matlab, para algunas tareas del sujeto ANDGAR.

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- **Sujeto JIMTOM**
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

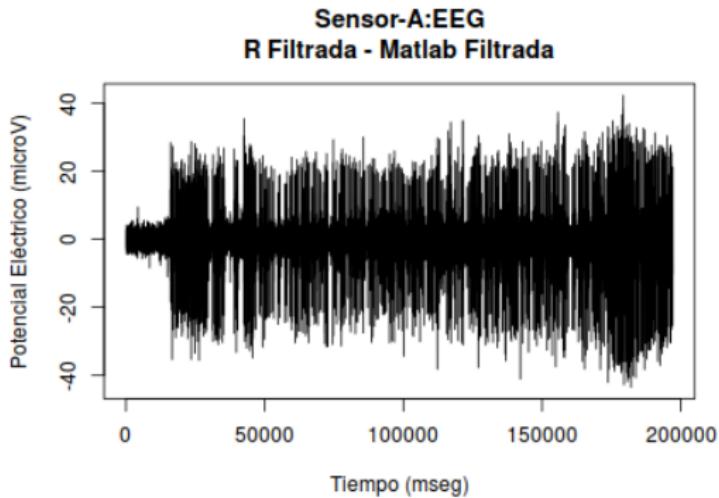


Figura 17: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto JIMTOM.

● media =  $6.00308\mu V$

desv. típica =  $1.556251\mu V$

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

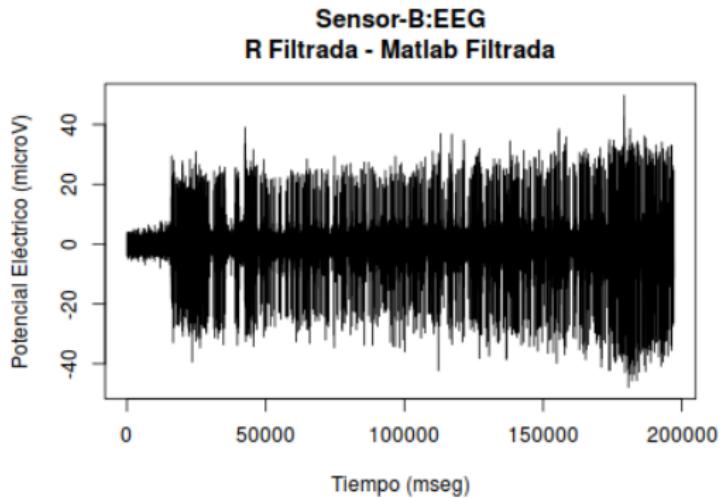


Figura 18: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto JIMTOM.

● media =  $6.307818\mu V$

desv. típica =  $1.640028\mu V$

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

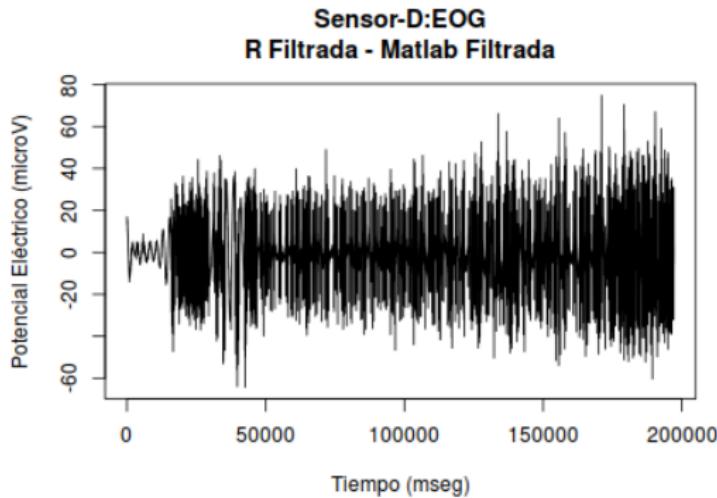


Figura 19: Diferencia del Sensor-D:EOG. Sujeto JIMTOM.

● media =  $10.487085 \mu V$

desv. típica =  $3.266943 \mu V$

## Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG	Sensor-D:EOG
Tarea 1	4.445821	4.54711	7.2504
Tarea 2	5.84844	5.784408	8.691971
Tarea 3	4.30408	4.699616	7.077917
Tarea 4	3.936296	4.294852	6.135915
Tarea 5	3.175059	3.520278	4.882929
Tarea 6	5.225289	5.530017	8.644041
Tarea 7	6.217608	6.425467	9.315333
Tarea 8	5.328717	5.411942	8.769106
—	—	—	—
media	6.00308	6.307818	10.487085
desv. típica	1.556251	1.640028	3.266943

Tabla 7: Error obtenido en el dominio del tiempo de las señales filtradas, de algunas tareas del sujeto JIMTOM.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

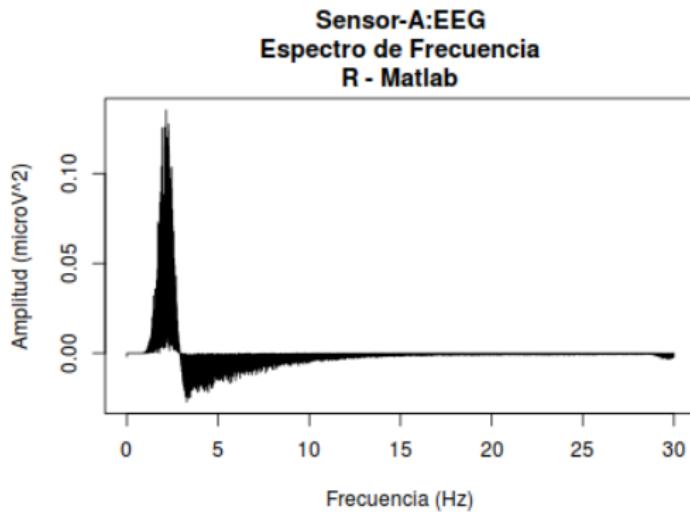


Figura 20: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto JIMTOM.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

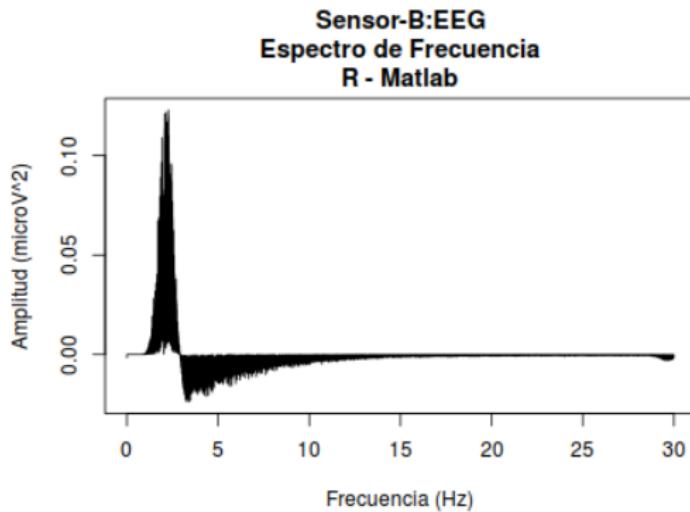


Figura 21: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto JIMTOM.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

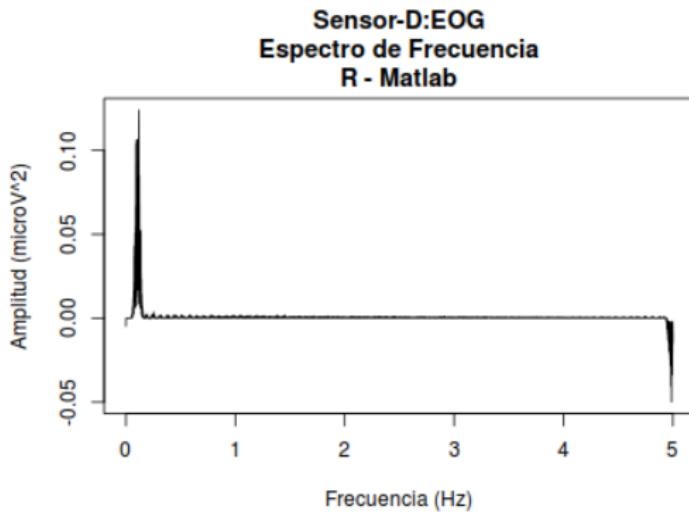


Figura 22: Diferencia del Sensor-D:EOG. Sujeto JIMTOM.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG	Sensor-D:EOG
Error	0.008489	0.007953	0.005659

Tabla 8: Error obtenido en el dominio de la frecuencia, del sujeto JIMTOM.

# Corrección ocular – Señal EEG corregida

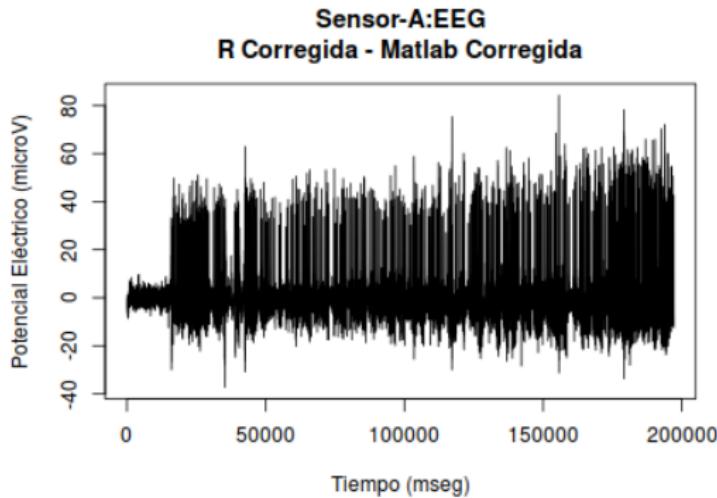


Figura 23: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto JIMTOM.

● media =  $10.478975\mu V$

desv. típica =  $3.576495\mu V$



# Corrección ocular – Señal EEG corregida

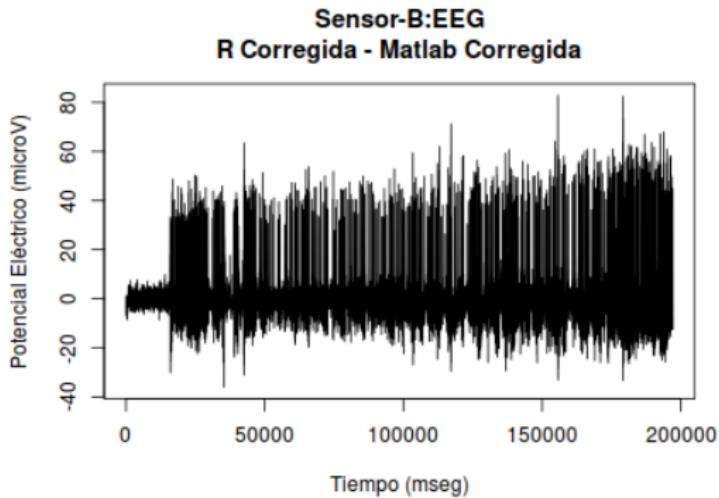


Figura 24: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto JIMTOM.

● media =  $10.271844\mu V$

desv. típica =  $3.430086\mu V$

# Corrección ocular – Señal EEG corregida

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG
Tarea 1	6.965191	6.797005
Tarea 2	8.729696	8.420772
Tarea 3	6.812574	6.86022
Tarea 4	6.057019	6.132874
Tarea 5	4.961577	5.050222
Tarea 6	8.45808	8.385914
Tarea 7	11.459431	11.058017
Tarea 8	8.209605	7.952497
—	—	—
media	10.478975	10.271844
desv. típica	3.576495	3.430086

Tabla 9: Error obtenido de las señales corregidas, para algunas tareas del sujeto JIMTOM.

# Corrección ocular – Señal de parpadeos

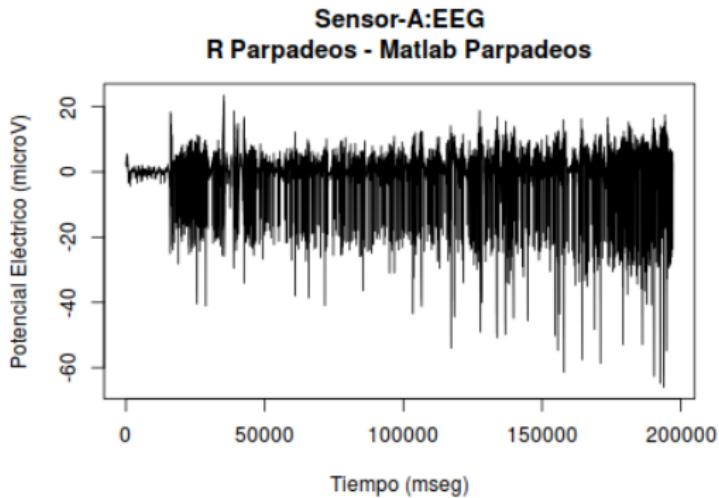


Figura 25: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto JIMTOM.

● media =  $7.270981\mu V$

desv. típica =  $3.030735\mu V$



# Corrección ocular – Señal de parpadeos

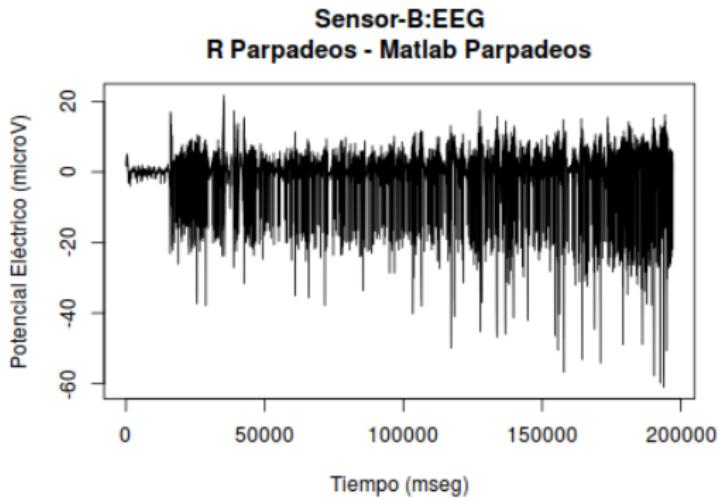


Figura 26: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto JIMTOM.

● media =  $6.724651\mu V$

desv. típica =  $2.800255\mu V$

# Corrección ocular – Señal de parpadeos

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG
Tarea 1	4.740593	4.384114
Tarea 2	5.185884	4.799569
Tarea 3	4.405264	4.075093
Tarea 4	3.888635	3.596374
Tarea 5	3.305575	3.058846
Tarea 6	5.765759	5.336499
Tarea 7	8.022036	7.417091
Tarea 8	5.147192	4.764
—	—	—
media	7.270981	6.724651
desv. típica	3.030735	2.800255

Tabla 10: Error obtenido de las señales de parpadeos, para algunas tareas del sujeto JIMTOM.

# Cálculo de la IAF

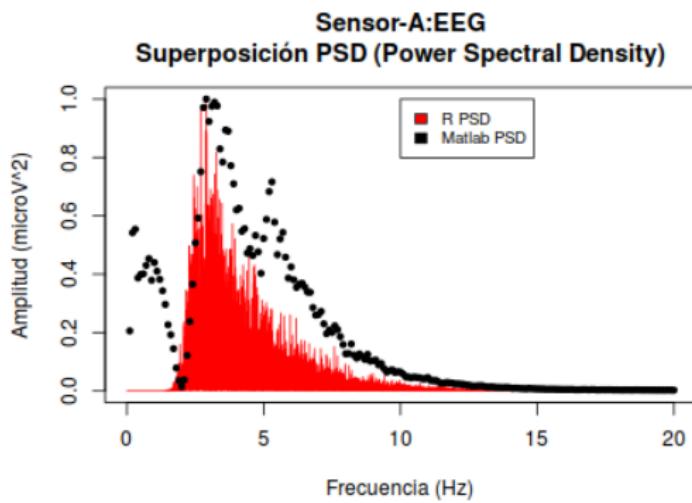


Figura 27: Superposición de PSD del Sensor-A:EEG. Sujeto JIMTOM.

# Cálculo de la IAF

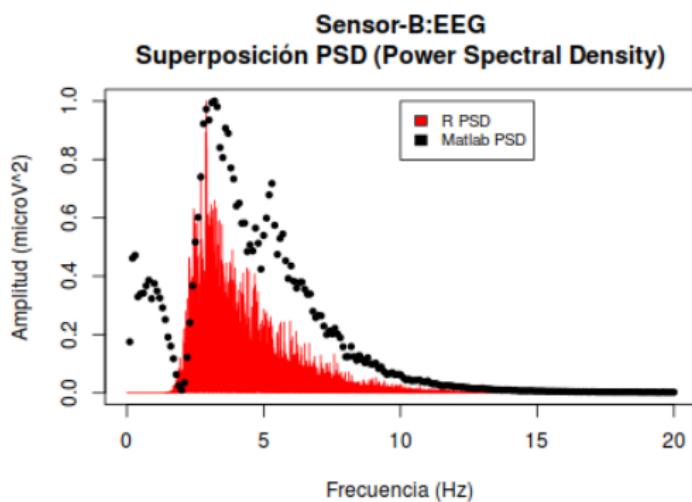


Figura 28: Superposición de PSD del Sensor-B:EEG. Sujeto JIMTOM.

# Cálculo de la IAF

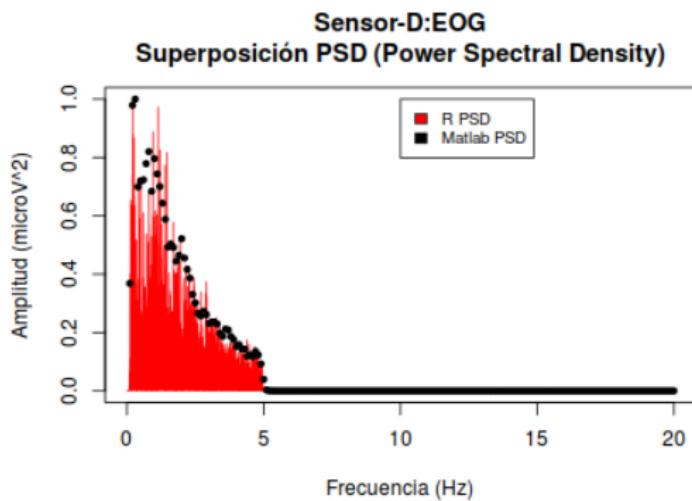


Figura 29: Superposición de PSD del Sensor-D:EOG. Sujeto JIMTOM.

# Cálculo de la IAF

JIMTOM	
R	9.28
Matlab	9.1

Tabla 11: Comparación de la IAF obtenida en R y Matlab, para el sujeto JIMTOM.

# Cálculo de los índices

	AI	MI	AW	EI
Tarea 1	0.000302	0.005234	0.000307	0.001298
Tarea 2	0.000685	0.006266	0.000704	0.021058
Tarea 3	2.9e-05	0.002676	3.8e-05	0.016334
Tarea 4	0.000271	0.005497	0.000261	0.000212
Tarea 5	0.000161	0.002558	0.000543	0.012447
Tarea 6	0.001249	0.003304	0.000513	0.036289
Tarea 7	0.000914	0.00537	0.003618	0.01037
Tarea 8	0.00142	0.001215	0.008234	0.008744
—	—	—	—	—
media	0.002538	0.00464	0.002341	0.029328
desv. típica	0.004816	0.003578	0.003773	0.038349

Tabla 12: Valor absoluto de la diferencia entre los índices calculados por R y Matlab, para algunas tareas del sujeto JIMTOM.

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- **Sujeto NICANA**
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

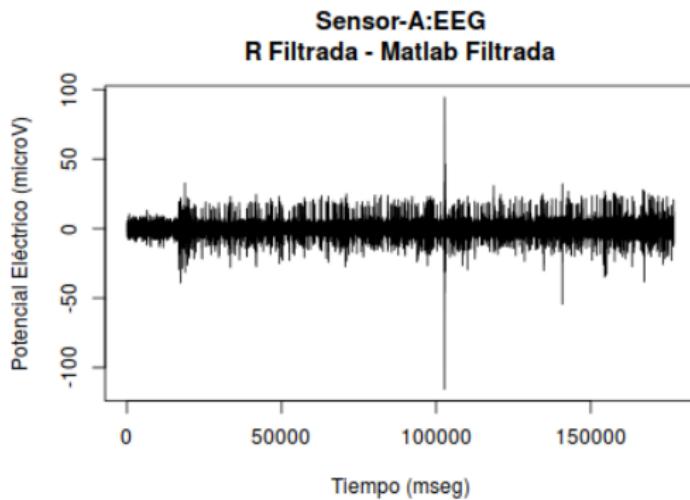


Figura 30: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto NICANA.

● media =  $4.856858\mu V$

desv. típica =  $1.559981\mu V$



# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

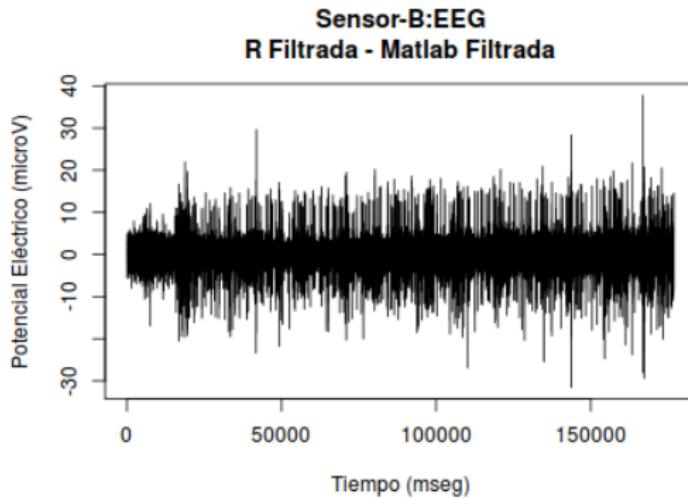


Figura 31: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto NICANA.

● media =  $3.580301 \mu V$

desv. típica =  $0.665472 \mu V$

# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

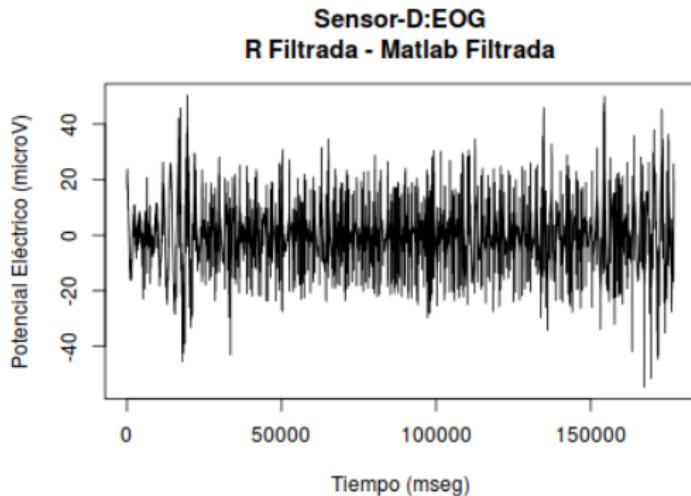


Figura 32: Diferencia del Sensor-D:EOG. Sujeto NICANA.

● media =  $7.173677\mu V$

desv. típica =  $2.419813\mu V$



# Filtrado de las señales – Dominio del tiempo

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG	Sensor-D:EOG
Tarea 1	3.948233	2.953281	5.630233
Tarea 2	3.977975	3.031673	5.547536
Tarea 3	4.431315	3.229801	5.843656
Tarea 4	5.205466	4.256191	7.313524
Tarea 5	3.358773	2.381653	5.849156
Tarea 6	4.439075	3.220967	6.025417
Tarea 7	5.559762	4.152889	7.522856
Tarea 8	4.648702	3.367659	7.717808
—	—	—	—
media	4.856858	3.580301	7.173677
desv. típica	1.559981	0.665472	2.419813

Tabla 13: Error obtenido en el dominio del tiempo de las señales filtradas, de algunas tareas del sujeto NICANA.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

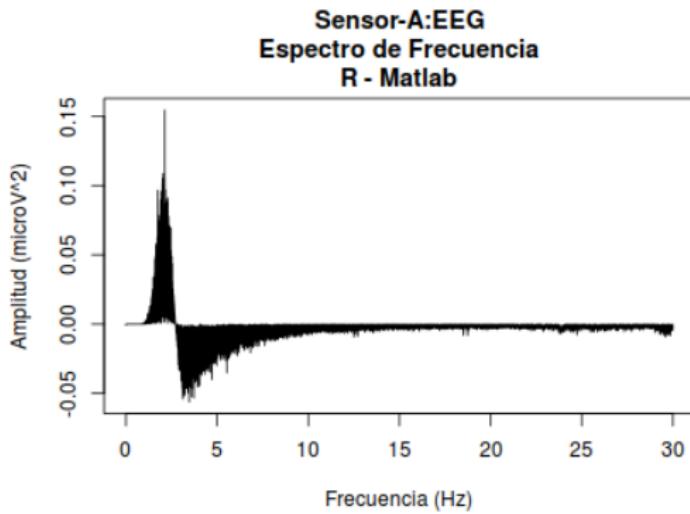


Figura 33: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto NICANA.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

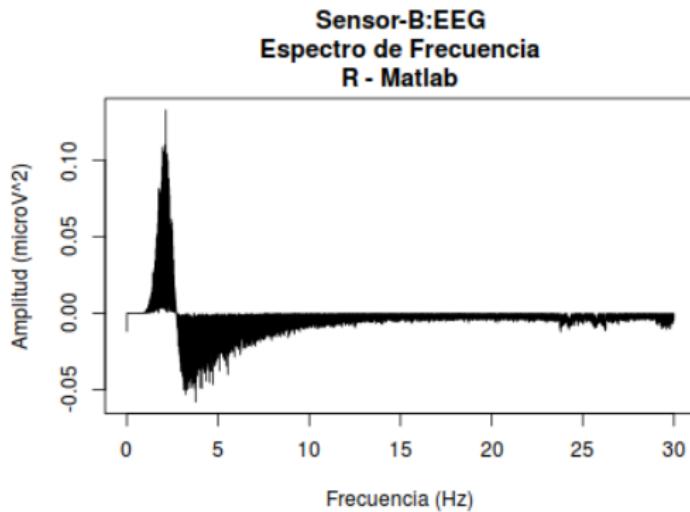


Figura 34: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto NICANA.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

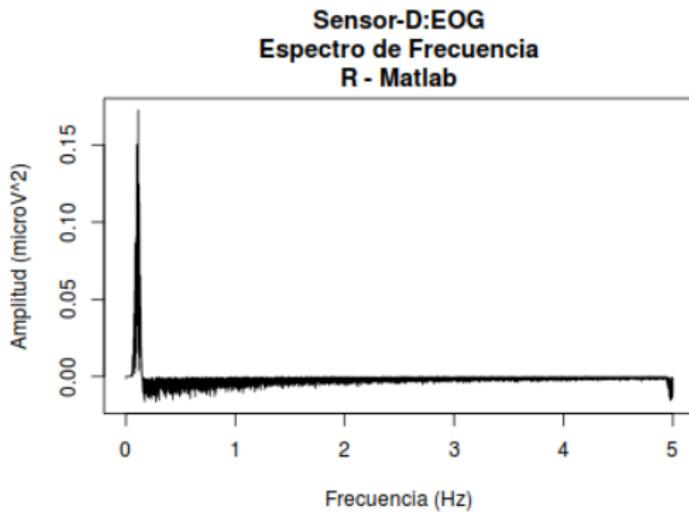


Figura 35: Diferencia del Sensor-D:EOG. Sujeto NICANA.

# Filtrado de las señales – Dominio de la frecuencia

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG	Sensor-D:EOG
Error	0.009156	0.009230	0.007690

Tabla 14: Error obtenido en el dominio de la frecuencia, del sujeto NICANA.

# Corrección ocular – Señal EEG corregida

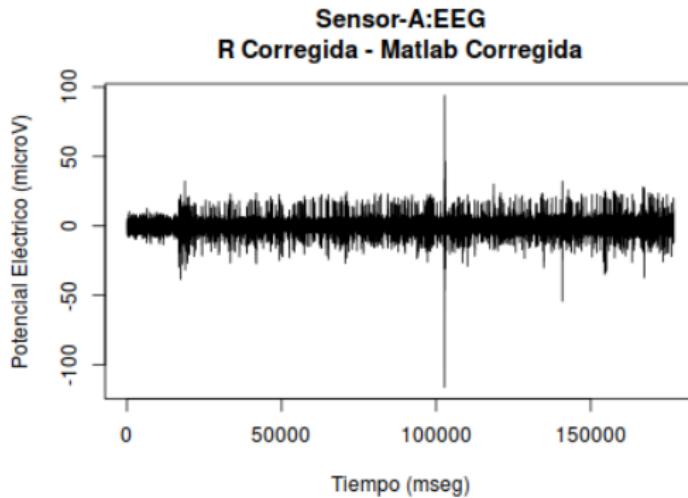


Figura 36: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto NICANA.

● media =  $4.771514\mu V$

desv. típica =  $1.556003\mu V$



# Corrección ocular – Señal EEG corregida

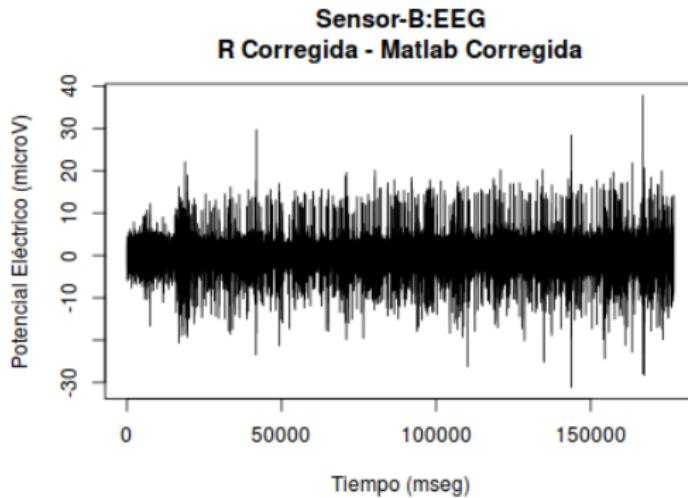


Figura 37: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto NICANA.

● media =  $3.540287\mu V$

desv. típica =  $0.656775\mu V$

# Corrección ocular – Señal EEG corregida

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG
Tarea 1	3.870429	2.905557
Tarea 2	3.887054	2.981084
Tarea 3	4.354351	3.197116
Tarea 4	5.131081	4.22997
Tarea 5	3.297593	2.351899
Tarea 6	4.375944	3.197897
Tarea 7	5.434454	4.093114
Tarea 8	4.488391	3.263963
—	—	—
media	4.771514	3.540287
desv. típica	1.556003	0.656775

Tabla 15: Error obtenido de las señales corregidas, para algunas tareas del sujeto NICANA.

# Corrección ocular – Señal de parpadeos

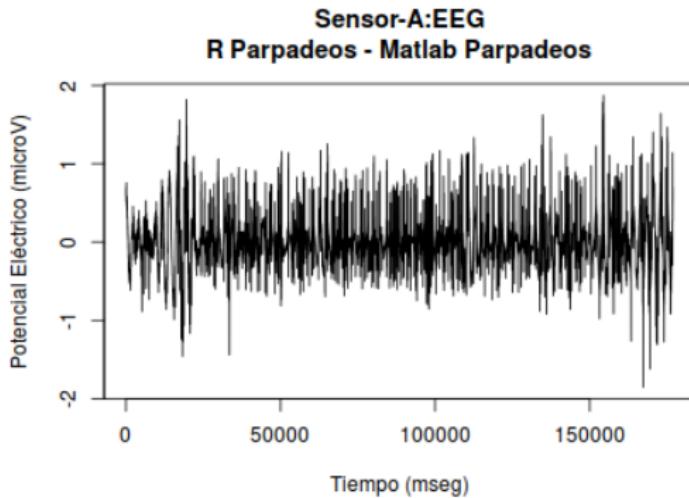


Figura 38: Diferencia del Sensor-A:EEG. Sujeto NICANA.

● media =  $0.251661 \mu V$

desv. típica =  $0.087165 \mu V$

# Corrección ocular – Señal de parpadeos

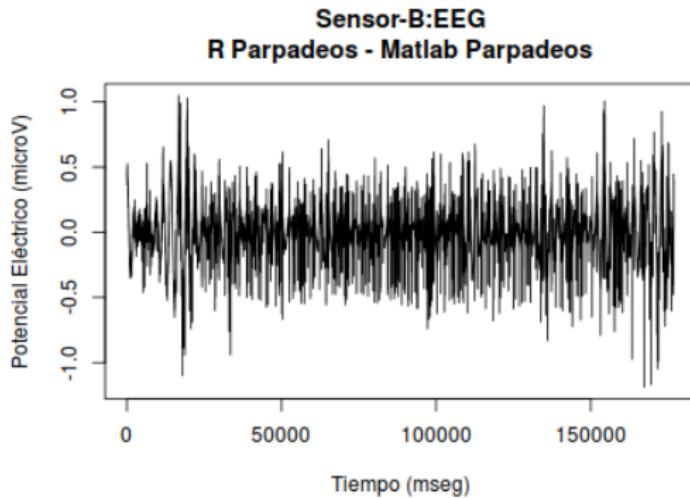


Figura 39: Diferencia del Sensor-B:EEG. Sujeto NICANA.

● media =  $0.157863\mu V$

desv. típica =  $0.049625\mu V$

# Corrección ocular – Señal de parpadeos

	Sensor-A:EEG	Sensor-B:EEG
Tarea 1	0.198985	0.125651
Tarea 2	0.195663	0.123596
Tarea 3	0.200533	0.130793
Tarea 4	0.255196	0.16344
Tarea 5	0.200887	0.130093
Tarea 6	0.206601	0.130601
Tarea 7	0.25981	0.165496
Tarea 8	0.256496	0.175674
—	—	—
media	0.251661	0.157863
desv. típica	0.087165	0.049625

Tabla 16: Error obtenido de las señales de parpadeos, para algunas tareas del sujeto NICANA.

# Cálculo de la IAF

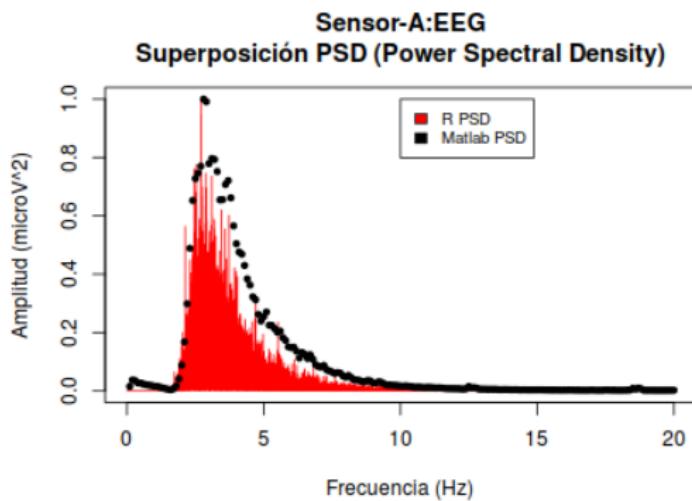


Figura 40: Superposición de PSD del Sensor-A:EEG. Sujeto NICANA.

# Cálculo de la IAF

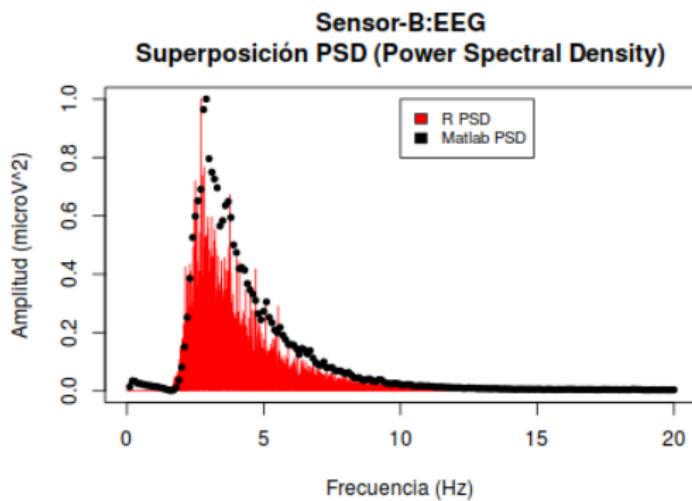


Figura 41: Superposición de PSD del Sensor-B:EEG. Sujeto NICANA.

# Cálculo de la IAF

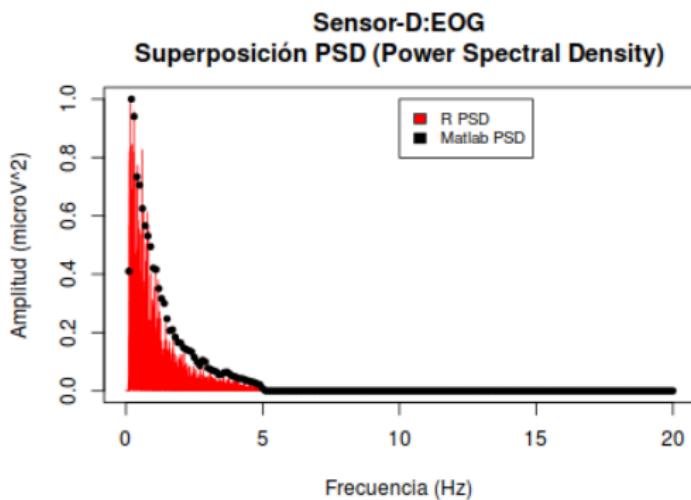


Figura 42: Superposición de PSD del Sensor-D:EOG. Sujeto NICANA.

# Cálculo de la IAF

NICANA	
R	9.25
Matlab	9.2

Tabla 17: Comparación de la IAF obtenida en R y Matlab, para el sujeto NICANA.

# Cálculo de los índices

	AI	MI	AW	EI
Tarea 1	0.000345	0.000768	0.000976	0.000128
Tarea 2	0.001534	0.000385	0.002023	0.001458
Tarea 3	0.010153	0.002915	0.011372	0.001115
Tarea 4	0.000203	0.00027	0.001729	0.001524
Tarea 5	0.008721	0.0025	0.015029	0.003323
Tarea 6	0.016628	0.003696	0.014637	0.003589
Tarea 7	0.000104	0.000704	5.2e-05	0.000151
Tarea 8	0.000157	0.003589	0.000133	0.000727
—	—	—	—	—
media	0.003546	0.001193	0.00388	0.004482
desv. típica	0.007378	0.001395	0.007389	0.007594

Tabla 18: Valor absoluto de la diferencia entre los índices calculados por R y Matlab, para algunas tareas del sujeto NICANA.

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Conclusiones de la evaluación

- Para el filtrado de las señales: el error cometido está en el orden de  $10^{-3}V$ .

# Conclusiones de la evaluación

- Para el filtrado de las señales: el error cometido está en el orden de  $10^{-3}V$ .
- Para la corrección ocular: el error cometido está en el orden de  $10^{-3}V$ .

# Conclusiones de la evaluación

- Para el filtrado de las señales: el error cometido está en el orden de  $10^{-3}V$ .
- Para la corrección ocular: el error cometido está en el orden de  $10^{-3}V$ .
- Para la IAF: el error cometido está en el orden de  $10^{-1}Hz$ .

# Conclusiones de la evaluación

- Para el filtrado de las señales: el error cometido está en el orden de  $10^{-3} V$ .
- Para la corrección ocular: el error cometido está en el orden de  $10^{-3} V$ .
- Para la IAF: el error cometido está en el orden de  $10^{-1} Hz$ .
- **Para los índices: el error cometido está en el orden de  $10^{-3}$ .**

# Conclusiones de la evaluación

- Hay que tener en cuenta que entre R y Matlab hay cierto error...

# Conclusiones de la evaluación

- Hay que tener en cuenta que entre R y Matlab hay cierto error...
  - ... debido a sus distintas implementaciones.

# Conclusiones de la evaluación

- Hay que tener en cuenta que entre R y Matlab hay cierto error...
  - ... debido a sus distintas implementaciones.
- El error cometido en los índices es pequeño (orden de  $10^{-3}$ ) → Error debido a las diferencias entre R y Matlab.

# Conclusiones de la evaluación

- Hay que tener en cuenta que entre R y Matlab hay cierto error...
  - ... debido a sus distintas implementaciones.
- El error cometido en los índices es pequeño (orden de  $10^{-3}$ ) → Error debido a las diferencias entre R y Matlab.
- Además, en el proceso de captación pueden haber errores (produciendo *outliers*).

# Conclusiones de la evaluación

- Hay que tener en cuenta que entre R y Matlab hay cierto error...
  - ... debido a sus distintas implementaciones.
- El error cometido en los índices es pequeño (orden de  $10^{-3}$ ) → Error debido a las diferencias entre R y Matlab.
- Además, en el proceso de captación pueden haber errores (produciendo *outliers*).
- **Conclusión: el cálculo de los índices es correcto.**

# Índice

## 1 Introducción

## 2 Antecedentes y motivación

## 3 Desarrollo del trabajo

- Desarrollo web
- Acciones y procedimientos para el cálculo de los índices
- Funcionamiento de la herramienta

## 4 Evaluación de los resultados

- Sujeto ANDGAR
- Sujeto JIMTOM
- Sujeto NICANA
- Conclusiones de la evaluación

## 5 Conclusiones y vías futuras

# Conclusiones del trabajo

- Una herramienta web de **software libre**, capaz de realizar todo el procedimiento (paso por paso y de manera automática) para la obtención de los índices:

# Conclusiones del trabajo

- Una herramienta web de **software libre**, capaz de realizar todo el procedimiento (paso por paso y de manera automática) para la obtención de los índices:
  - **Índice de atención (AI).**

# Conclusiones del trabajo

- Una herramienta web de **software libre**, capaz de realizar todo el procedimiento (paso por paso y de manera automática) para la obtención de los índices:
  - Índice de atención (AI).
  - **Índice de aproximación-rechazo (AW).**

# Conclusiones del trabajo

- Una herramienta web de **software libre**, capaz de realizar todo el procedimiento (paso por paso y de manera automática) para la obtención de los índices:
  - Índice de atención (AI).
  - Índice de aproximación-rechazo (AW).
  - **Índice de compromiso (EI)**.

# Conclusiones del trabajo

- Una herramienta web de **software libre**, capaz de realizar todo el procedimiento (paso por paso y de manera automática) para la obtención de los índices:
  - Índice de atención (AI).
  - Índice de aproximación-rechazo (AW).
  - Índice de compromiso (EI).
  - **Índice de memorización (MI).**

# Conclusiones del trabajo

- Una herramienta web de **software libre**, capaz de realizar todo el procedimiento (paso por paso y de manera automática) para la obtención de los índices:
  - Índice de atención (AI).
  - Índice de aproximación-rechazo (AW).
  - Índice de compromiso (EI).
  - Índice de memorización (MI).
- Además de proporcionar la visualización de señales y valores intermedios en todas las etapas del procedimiento.

# Conclusiones del trabajo

- Se han implementado las funciones necesarias para la realización del filtrado de las señales, así como de la eliminación de los artefactos oculares de la señal EEG.

# Conclusiones del trabajo

- Se han implementado las funciones necesarias para la realización del filtrado de las señales, así como de la eliminación de los artefactos oculares de la señal EEG.
- **Se ha hecho uso del framework web Shiny para el desarrollo e implementación de la herramienta.**

# Conclusiones del trabajo

- Se han implementado las funciones necesarias para la realización del filtrado de las señales, así como de la eliminación de los artefactos oculares de la señal EEG.
- Se ha hecho uso del framework web Shiny para el desarrollo e implementación de la herramienta.
- **Se ha realizado una evaluación de los resultados, obteniendo que la herramienta realiza el cálculo de los índices de manera correcta.**

# Vías futuras

- Mejorar la interfaz de usuario de la herramienta y añadir mayor configuración en la visualización.

# Vías futuras

- Mejorar la interfaz de usuario de la herramienta y añadir mayor configuración en la visualización.
- Realizar más experimentos para confirmar los resultados obtenidos.

# Vías futuras

- Mejorar la interfaz de usuario de la herramienta y añadir mayor configuración en la visualización.
- Realizar más experimentos para confirmar los resultados obtenidos.
- Análisis de otros tipos de filtros y estudiar su eficacia.

# Vías futuras

- Mejorar la interfaz de usuario de la herramienta y añadir mayor configuración en la visualización.
- Realizar más experimentos para confirmar los resultados obtenidos.
- Análisis de otros tipos de filtros y estudiar su eficacia.
- Generalización del proceso de obtención de índices para el caso de poder disponer de más electrodos.

# Vías futuras

- La utilización de más electrodos nos permitiría la utilización de técnicas basadas en el Análisis de Componentes Independientes (ACI) para la eliminación de artefactos.

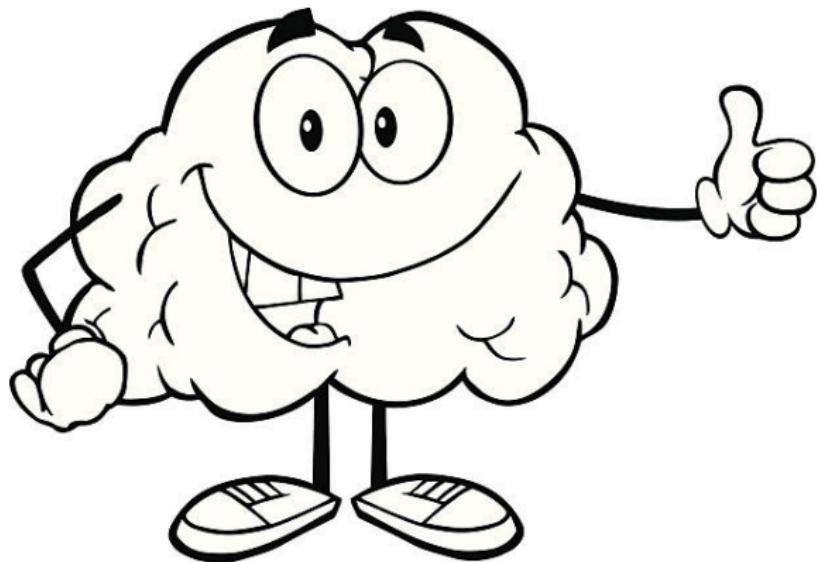
# Vías futuras

- La utilización de más electrodos nos permitiría la utilización de técnicas basadas en el Análisis de Componentes Independientes (ACI) para la eliminación de artefactos.
- Incluir técnicas de visualización de la información en la dimensión espacial.

# Vías futuras

- La utilización de más electrodos nos permitiría la utilización de técnicas basadas en el Análisis de Componentes Independientes (ACI) para la eliminación de artefactos.
- Incluir técnicas de visualización de la información en la dimensión espacial.
- Tampoco descartamos, gracias a los conocimientos adquiridos, plantear el cálculo de los índices en tiempo real, abriendo la puerta al desarrollo de aplicaciones basadas en la interfaz cerebro-máquina.

Gracias por su atención



# Trabajo Fin de Grado

## Herramienta web para el análisis, procesamiento y visualización de las señales del EEG

### EEG RTool

Autor:  
José María Sánchez Salas

Tutor:  
José Tomás Palma Méndez

Septiembre 2017