

**GRUPO 8**

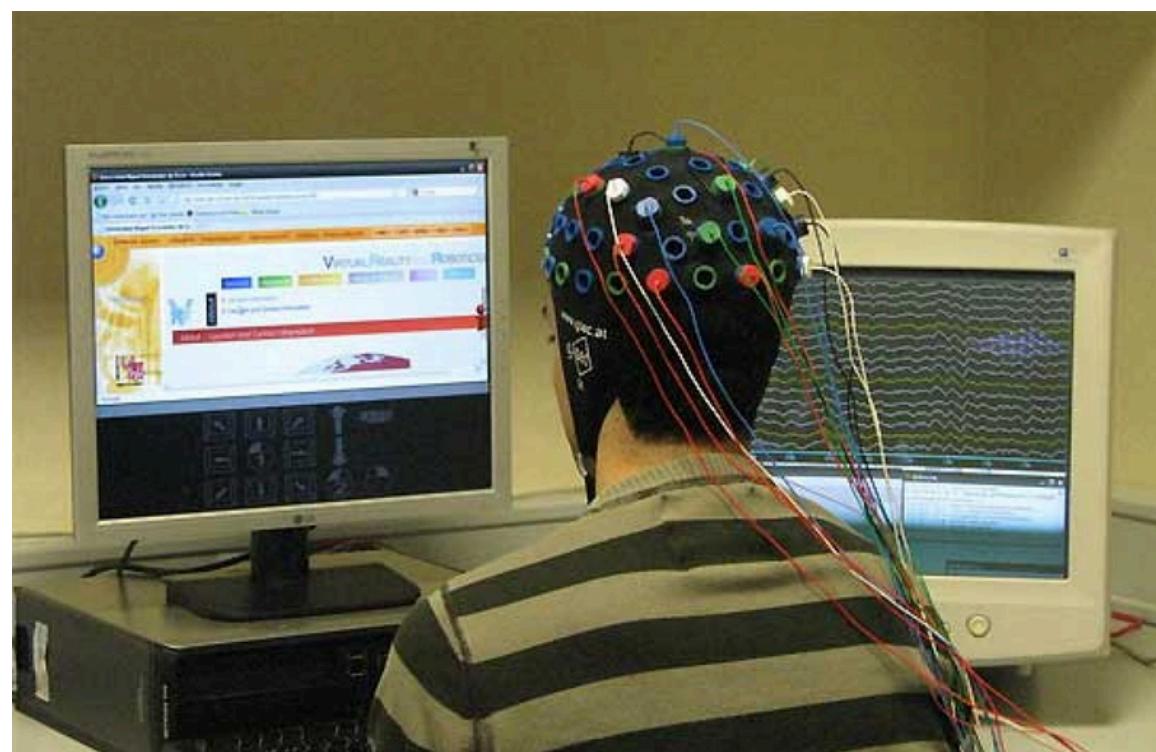
# Detección de gestos oculares voluntarios mediante EEG para control de dispositivos en personas con tetraplejia



# Problemática a abordar

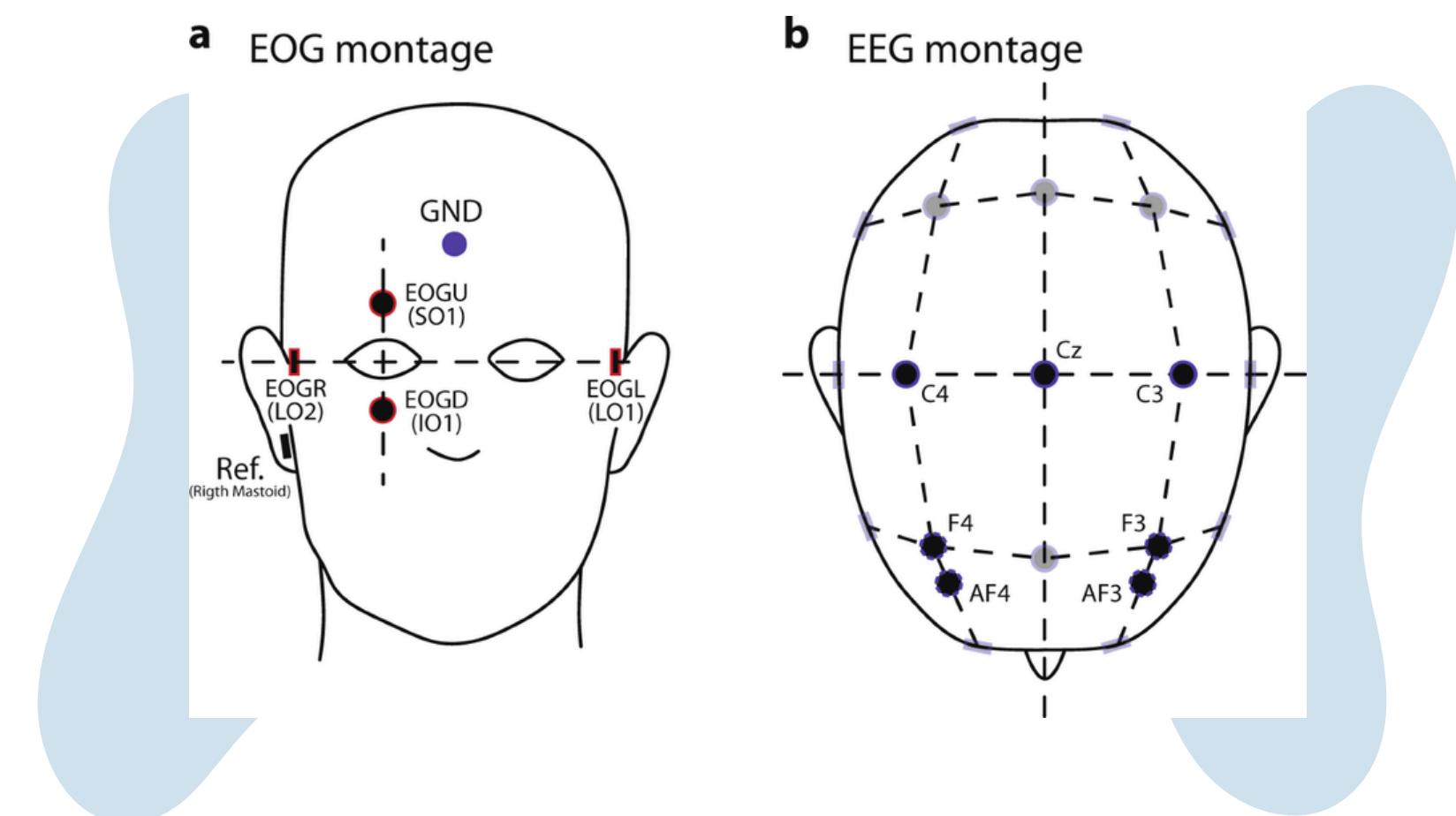
## 🧠 Interfaces Cerebro-Computadora (BCI)

Las BCI permiten establecer una conexión directa entre la actividad cerebral y el entorno, sin depender de vías nerviosas o musculares. Es por esta razón que se han convertido en una alternativa de comunicación y control especialmente útil para personas con limitaciones motoras severas, ya que traducen las señales cerebrales en comandos que pueden manejar distintos dispositivos.



## ⚡ BCI basadas en EEG y EOG

En las BCI que usan electroencefalografía (EEG), las señales suelen verse afectadas por movimientos oculares y parpadeos. Aunque normalmente se consideran ruido, estas variaciones pueden aprovecharse mediante la electrooculografía (EOG). Esto es posible porque el ojo actúa como un pequeño dipolo eléctrico: la córnea tiene carga positiva y la retina negativa, lo que genera cambios de voltaje al mover los ojos en distintas direcciones.

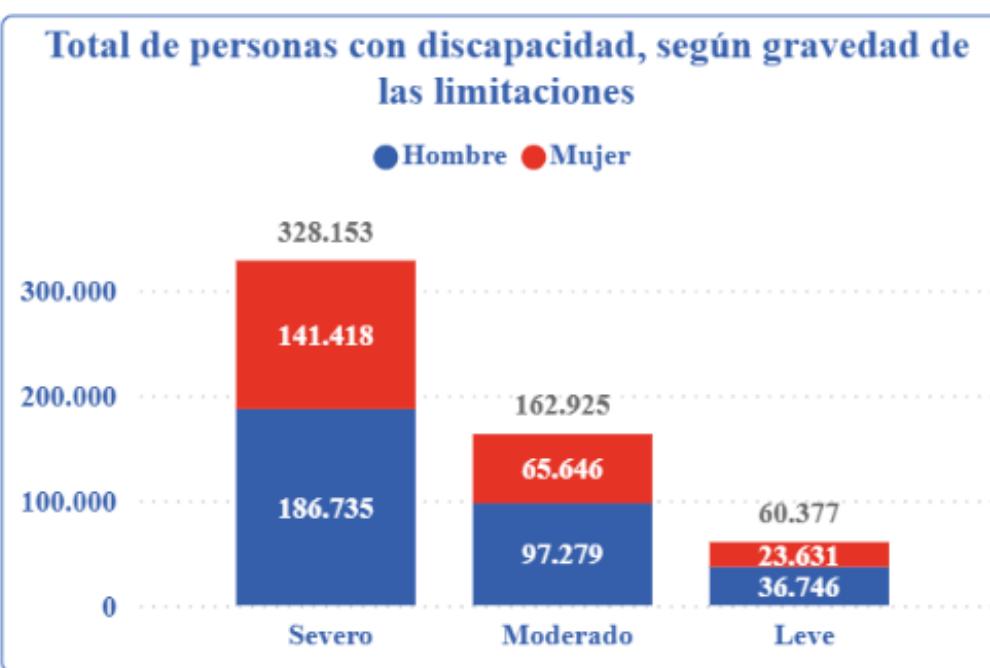




## PROPUUESTA DE SOLUCIÓN

### 💡 Aplicación en personas con tetraplejia

Para quienes conservan la comunicación verbal pero enfrentan limitaciones físicas severas, las BCI representan una herramienta que devuelve autonomía. A través de los movimientos oculares, pueden realizar acciones como encender el televisor, cambiar de canal o ajustar el volumen sin depender de asistencia externa.



Desarrollo de un sistema BCI no invasivo basado en EEG portátil (OpenBCI), capaz de registrar simultáneamente señales EEG y EOG mediante electrodos ubicados cerca de los músculos oculares. El sistema estará diseñado para detectar gestos oculares voluntarios y traducirlos en comandos funcionales sin necesidad de movimiento corporal ni contacto físico

Gesto definido	Aplicación
Parpadeo voluntario prolongado	Encendido del televisor
Guiño del ojo derecho	Avanzar de canal
Guiño del ojo izquierdo	Retroceder de canal

# Base de datos

## Assessing the effects of voluntary and involuntary eyeblinks (2016)

01

20 sujetos sanos (14 hombres, 6 mujeres), edad promedio  $22.75 \pm 1.45$  años, sin alteraciones sensoriomotoras, oftalmológicas ni auditivas.

02

- EEG: 14 electrodos activos Ag/AgCl (10–20),  $fs = 256$  Hz, filtro Butterworth 0.5–60 Hz, ref. mastoide izq., tierra Fz.
- EOG: 2 electrodos (arriba y abajo de la órbita izquierda).

03

- Preprocesamiento con EEGLAB (ICA infomax). Identificación automática de artefactos por entropía mMSE y curtosis.
- Purificación con wavelet Db-4 (nivel 5). Reconstrucción de artefactos oculares mediante demixing inverso.

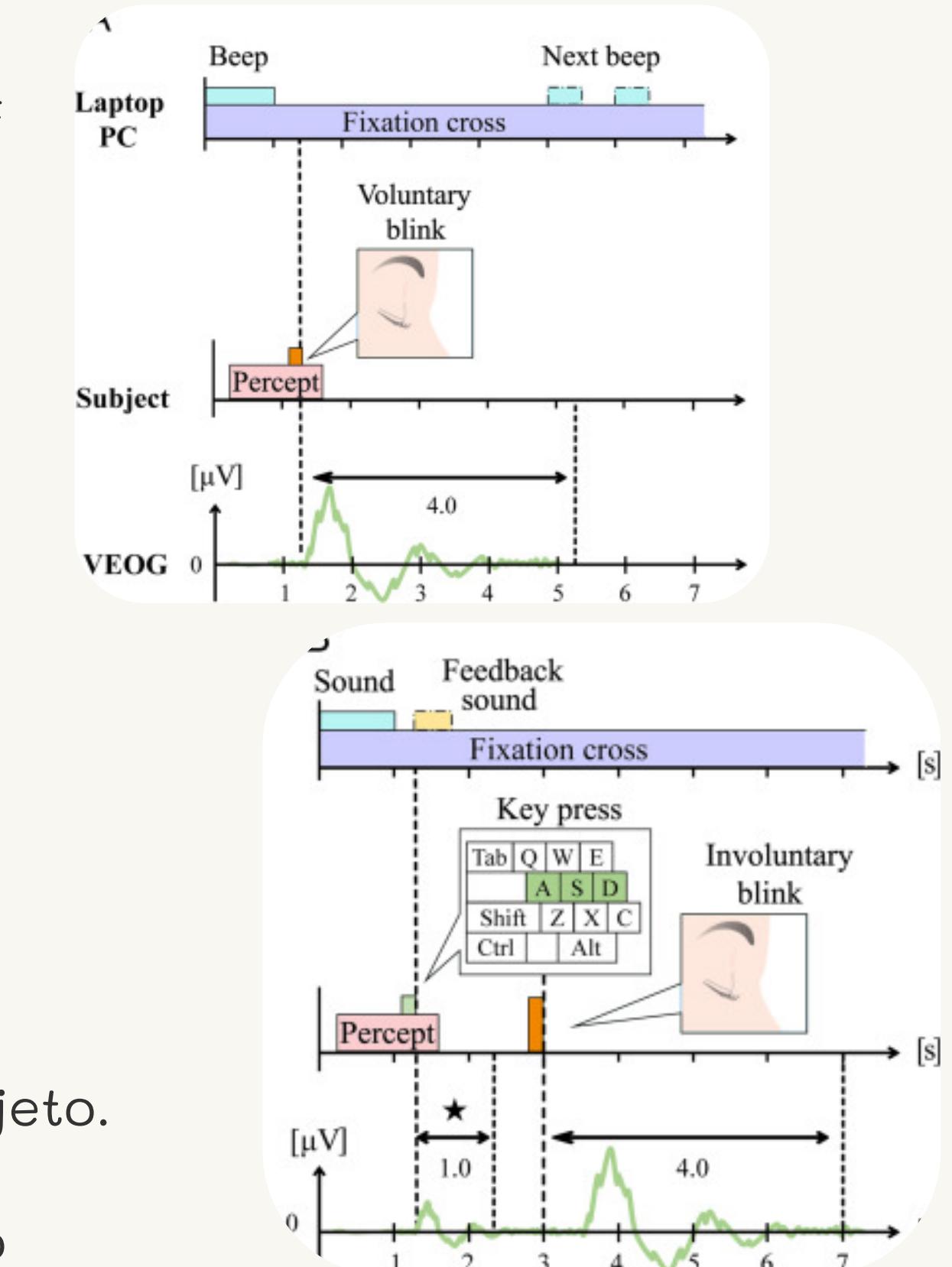
04

Dos experimentos: 1) parpadeo voluntario tras “beep” 20 ensayos/sesión, intervalos 5–6 s, 3 sesiones. 2) parpadeo involuntario mientras respondían sonidos (A, S, D). 3 sesiones/sujeto.

05

Gestos oculares: Parpadeo voluntario, involuntario, no parpadeo

Parpadeos voluntarios e involuntarios detectados con EOG vertical y confirmados manualmente mediante grabación de videos.



# Base de datos

06

## Variables principales:

- Tipo de parpadeo: categórica (voluntario vs. involuntario).
- Canal EEG: categórica (14 posiciones según sistema 10-20).
- ICs clasificadas: categórica (neuronal vs. artefacto).
- Índices de clasificación: continuas (mMSE y curtosis).
- Amplitud de parpadeo: continua ( $\mu$ V, extraída de EOG y EEG).
- Duración del efecto: continua (en segundos, hasta 4 s).

07

## Comportamiento observado

- Los parpadeos afectan principalmente los canales frontales (Fp1, Fp2, F3, F4).
- Los ICs artfactuales se concentran en los primeros componentes (ej. IC1 e IC8).
- Los efectos de parpadeo persisten entre 2 y 4 segundos, dependiendo de la región (más corto en occipital).
- La clasificación automática con mMSE y curtosis permite identificar ICs artfactuales con alta precisión.

# Assessing the effects of voluntary and involuntary eyeblinks (2016)



08

**Table 2**

Averaged relative power of EEG signals measured from 14 scalp positions during voluntary and involuntary eyeblinking across 20 subjects.

	Delta (0.5–4.0 Hz)		Theta (4.0–8.0 Hz)		Alpha (8.0–13.0 Hz)		Beta (13.0–30.0 Hz)	
	Voluntary	Involuntary	Voluntary	Involuntary	Voluntary	Involuntary	Voluntary	Involuntary
Fp1	0.94 ± 0.057	0.93 ± 0.053	0.03 ± 0.026	0.03 ± 0.022	0.01 ± 0.013	0.01 ± 0.018	0.02 ± 0.023	0.02 ± 0.023
Fp2	0.94 ± 0.057	0.93 ± 0.054	0.03 ± 0.026	0.03 ± 0.022	0.01 ± 0.013	0.01 ± 0.018	0.02 ± 0.023	0.02 ± 0.024
F3	0.94 ± 0.057	0.93 ± 0.053	0.03 ± 0.026	0.03 ± 0.022	0.01 ± 0.013	0.02 ± 0.017	0.02 ± 0.023	0.02 ± 0.023
F4	0.94 ± 0.057	0.93 ± 0.061	0.03 ± 0.026	0.03 ± 0.023	0.01 ± 0.014	0.02 ± 0.024	0.02 ± 0.023	0.02 ± 0.028
T3	0.94 ± 0.058	0.93 ± 0.066	0.03 ± 0.026	0.03 ± 0.024	0.01 ± 0.015	0.02 ± 0.032	0.02 ± 0.024	0.02 ± 0.025
C3	0.94 ± 0.061	0.93 ± 0.067	0.03 ± 0.032	0.03 ± 0.022	0.01 ± 0.015	0.02 ± 0.039	0.02 ± 0.023	0.02 ± 0.023
Cz	0.94 ± 0.058	0.92 ± 0.073	0.03 ± 0.026	0.03 ± 0.024	0.01 ± 0.016	0.02 ± 0.042	0.02 ± 0.023	0.02 ± 0.028
C4	0.94 ± 0.060	0.92 ± 0.090	0.03 ± 0.026	0.04 ± 0.026	0.01 ± 0.020	0.02 ± 0.055	0.02 ± 0.024	0.02 ± 0.034
T4	0.94 ± 0.060	0.91 ± 0.097	0.03 ± 0.026	0.04 ± 0.032	0.01 ± 0.019	0.02 ± 0.047	0.02 ± 0.024	0.03 ± 0.044
P3	0.94 ± 0.062	0.92 ± 0.101	0.03 ± 0.028	0.03 ± 0.024	0.01 ± 0.020	0.03 ± 0.074	0.02 ± 0.024	0.02 ± 0.026
Pz	0.93 ± 0.063	0.91 ± 0.101	0.03 ± 0.027	0.04 ± 0.027	0.01 ± 0.022	0.03 ± 0.079	0.02 ± 0.025	0.02 ± 0.032
P4	0.93 ± 0.067	0.91 ± 0.118	0.03 ± 0.026	0.04 ± 0.028	0.01 ± 0.028	0.03 ± 0.083	0.02 ± 0.025	0.03 ± 0.037
O1	0.93 ± 0.069	0.90 ± 0.137	0.03 ± 0.027	0.04 ± 0.028	0.02 ± 0.026	0.03 ± 0.092	0.02 ± 0.027	0.03 ± 0.046
O2	0.93 ± 0.063	0.91 ± 0.128	0.03 ± 0.026	0.04 ± 0.032	0.01 ± 0.020	0.03 ± 0.086	0.02 ± 0.025	0.03 ± 0.045

# Base de datos

## Assessing the effects of voluntary and involuntary eyeblinks (2016)

10

### **Patrones, errores y relaciones antes de modelar**

#### **Patrones detectados**

- Parpadeos voluntarios e involuntarios tienen firmas distintas, especialmente en la banda delta.
- Los efectos se propagan de forma simétrica en eje antero-posterior, con mayor intensidad en regiones frontales.
- La influencia del artefacto disminuye con la distancia al ojo, como se observa en canales occipitales.

#### **Possibles errores o sesgos**

- Limitación en generalización: solo sujetos jóvenes y sanos, sin comorbilidades.
- No se evalúa la variabilidad interindividual en amplitud o duración de parpadeo.
- La clasificación automática depende de umbrales fijos, lo que podría no adaptarse a señales atípicas.
- La referencia para ICA se basa en parpadeo voluntario, lo que puede distorsionar señales con parpadeo involuntario.

#### **Relaciones relevantes**

- Correlación alta entre EOG y ICs artefactuales, útil para identificación automática.
- Interacción entre tipo de parpadeo y patrón espacial del artefacto, lo que sugiere necesidad de plantillas diferenciadas.
- La combinación ICA + wavelet permite preservar componentes neuronales, evitando pérdida de información cerebral útil



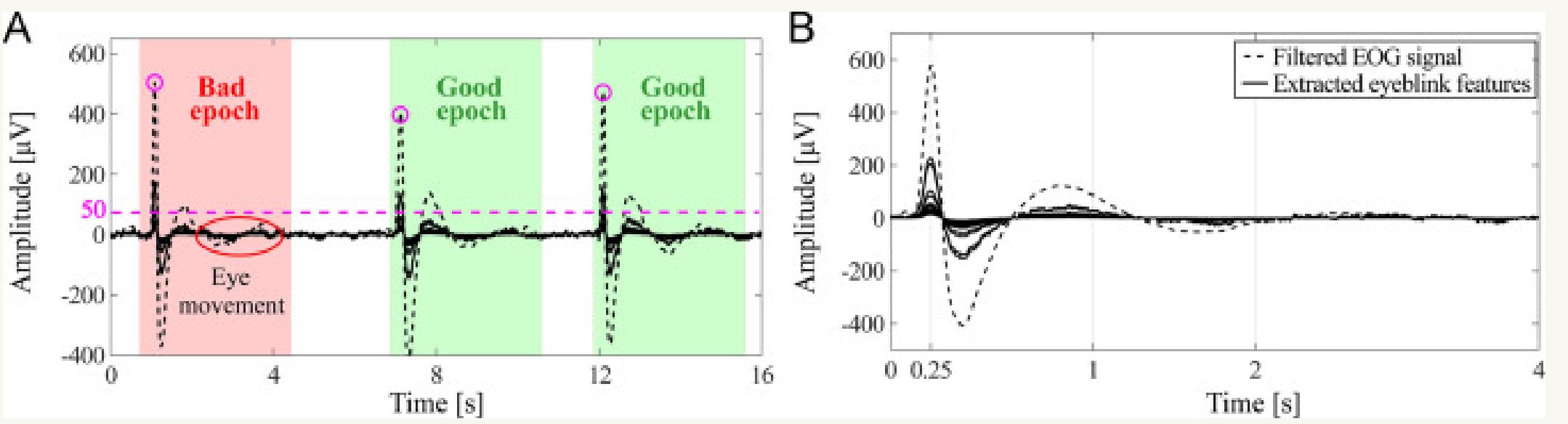
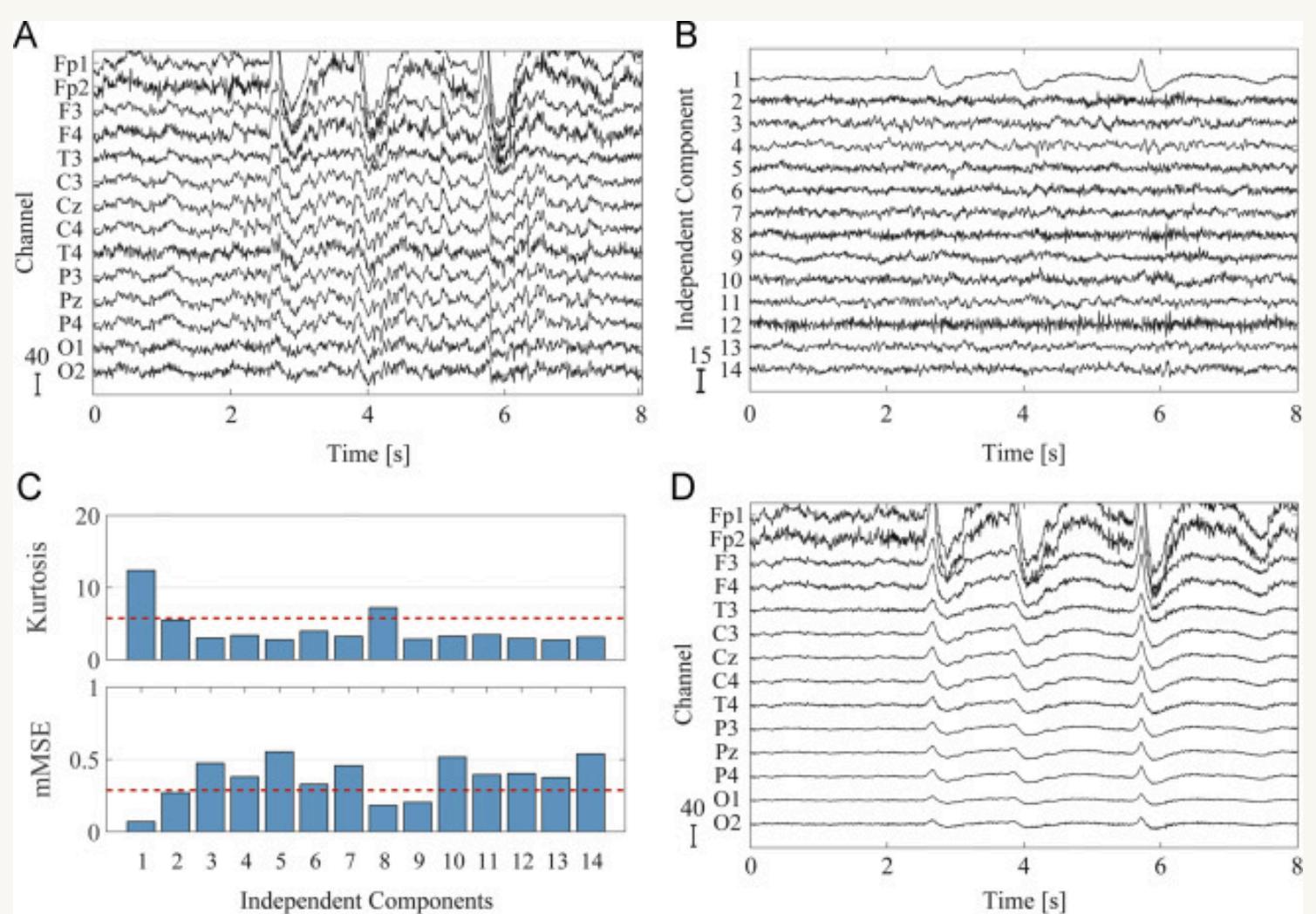
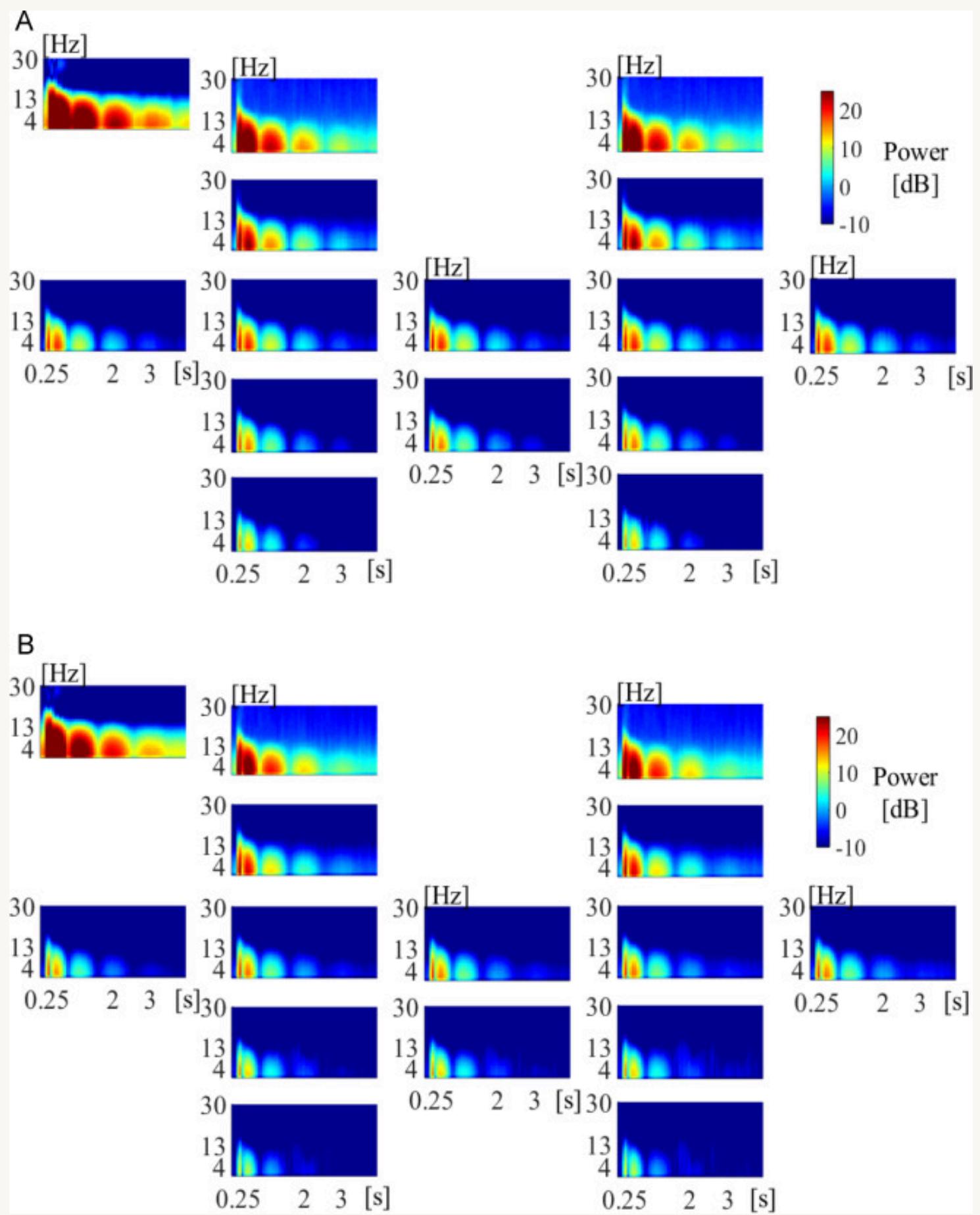


Fig. 4. (A) Peak detection using a hard threshold (pink dashed line) and epoch selection by visual inspection. Right two epochs are selected as exemplary signals that have only blink effects in the epochs. (B) A filtered vertical EOG signal (black dashed line) and extracted eyeblink features in EEG signals (black solid lines) that first positive peaks of amplitude are aligned at time 0.25 s (64th sampling point). (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)



Separation of EEG data including voluntary eyeblinks by wavelet-enhanced ICA. (A) An 8-s EEG signals. (B) ICs of the 14-channel signals. (C) Calculated kurtosis, mMSE (blue bars), and thresholds (red dashed lines) with 95% CI for the mean for both markers in regard to 14 ICs. The first IC was classified as an artifactual component using the markers. (D) Extracted voluntary eyeblink features of 14-channel signals.



Grand means of spectrograms for VEOG and EEG channels for voluntary eyeblink features. (B) Grand means of spectrograms for VEOG and EEG channels for involuntary eyeblink features.

# Multimodal Sensor Fusion for EEG-Based BCI Typing Systems (2025)

01

21 sujetos sanos, edad promedio  $23.6 \pm 3.1$  años, sin discapacidades.

02

- EEG: DSI-24, 24 canales,  $fs = 300$  Hz, banda 0.003–150 Hz, ref. A1/A2, tierra A1.
- Eye tracking: Tobii Pro Nano,  $fs = 60$  Hz.

03

- Datos estructurados en formato de organización BIDS 1.7.0.
- Plataforma BciPy para presentación, registro y análisis.

04

Símbolos presentados en forma matricial y resaltados aleatoriamente.

- Estímulos: 26 letras, espacio y retroceso.
- Frecuencia de presentación: 4 Hz.
- Secuencia: 1 s objetivo → 0,5 s fijación → presentación de 10 caracteres → 2 s pantalla en blanco.

05

Gestos oculares: Mirada fija y no, izquierda, derecha, arriba, abajo

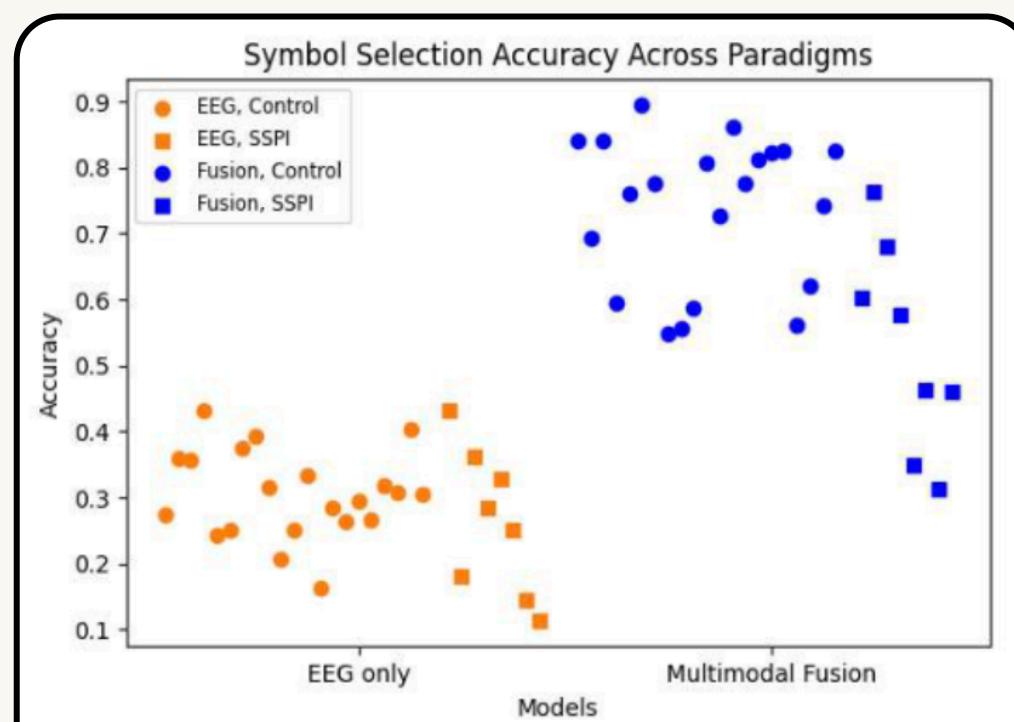
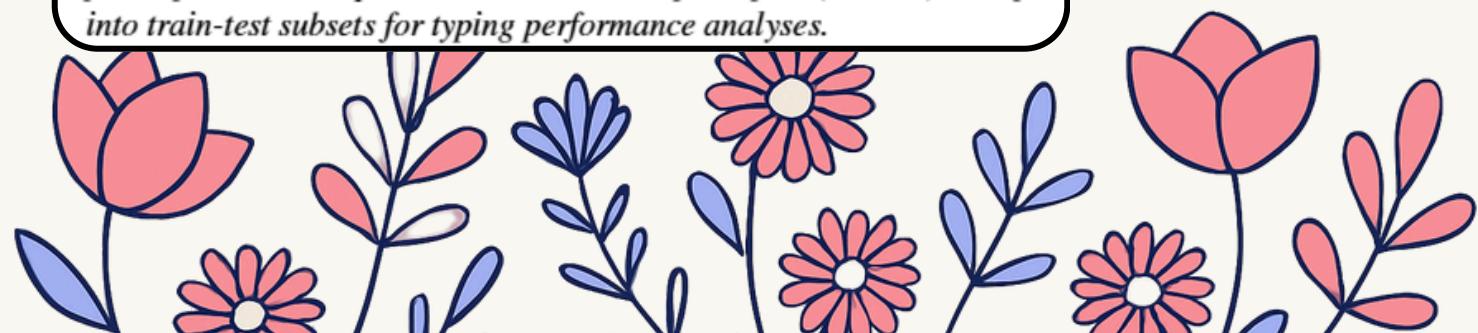


Figure 1: Performance analysis of EEG only (orange) and Multimodal Fusion (blue) models for 21 control (circle) and 8 SSPI (square) participants. The sequential data is bootstrap sampled ( $N=100$ ) and split into train-test subsets for typing performance analyses.

*EEG + eye-tracking mejora significativamente la precisión en la selección de símbolos en comparación con usar solo EEG*



# Multimodal Sensor Fusion for EEG-Based BCI Typing Systems (2025)

08

## **Patrones, errores y relaciones antes de modelar:**

### **Patrones observados:**

- La fusión EEG + seguimiento ocular mejora consistentemente la precisión.
- El grupo control se beneficia más, aunque el grupo SSPI también mejora.
- A mayor edad, menor precisión, posiblemente por factores neurofisiológicos o de atención.

### **Errores y sesgos potenciales:**

- Muestra pequeña en SSPI ( $n=8$ ).
- Diferencias en el entorno de adquisición (laboratorio vs. hogar).
- Falta de datos sobre género y comorbilidades.
- No se evalúa cuánto aporta cada modalidad por separado.

### **Relaciones relevantes:**

- Las señales EEG y de mirada tienen dependencias temporales y espaciales.
- El efecto de la fusión varía según el tipo de participante.
- La calidad de señal podría estar relacionada con la precisión, pero no se analiza.



# Multimodal Sensor Fusion for EEG-Based BCI Typing Systems (2025)

09

## **Resultados cuantitativos**

- **EEG solo:** precisión media de 0.30 en controles y 0.26 en SSPI.
- **Fusión multimodal:** precisión media de 0.73 en controles y 0.53 en SSPI.
- La fusión mejora notablemente el rendimiento en ambos grupos, con mayor variabilidad en SSPI, lo que sugiere diferencias individuales en respuesta al sistema.

10

## **Recomendaciones antes de su aplicación en modelos o hipótesis:**

- Normalizar por edad y condiciones de adquisición para evitar sesgos.
- Explorar correlaciones entre precisión y características individuales (edad, movilidad ocular, calidad de señal).
- Validar robustez del modelo en condiciones ruidosas (como entornos domésticos).
- Analizar errores de clasificación por símbolo para detectar sesgos en la matriz SCP.



**GRACIAS**

# Bases de datos

- [1] S. Kanoga, M. Nakanishi, and Y. Mitsukura, “Assessing the effects of voluntary and involuntary eyeblinks in independent components of electroencephalogram,” *Neurocomputing*, vol. 193, pp. 20–32, 2016. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2016.01.057>
- [2] B. Celik, T. Memmott, G. Stratis, D. Erdoganmus et al., “Multimodal Sensor Fusion for EEG-Based BCI Typing Systems,” in Proc. 11th Int. Brain-Comput. Interface Meeting, Banff, Canada, Jun. 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3217/978-3-99161-050-2-196>