

## **New strategies in proprioception's analysis for newer theories about sensorimotor control**

**Muñoz-Rodríguez, David<sup>a</sup>; Santiago-Praderas, Víctor<sup>b</sup>; García-Casado, Francisco Javier<sup>c</sup>; García-Masso, Xavier; González-García, Emilio<sup>e</sup> & Dunai, Larisa<sup>f</sup>**

<sup>a</sup> Escuela de Doctorado, Universitat Politècnica de Valencia, Spain – [damuorod@posgrado.upv.es](mailto:damuorod@posgrado.upv.es)

<sup>b</sup> CITG, Universitat Politècnica de València, Spain - [vsantiago@upv.es](mailto:vsantiago@upv.es)

<sup>c</sup> CI2B, Universitat Politècnica de València, Spain - [Jgarcia@ci2b.upv.es](mailto:Jgarcia@ci2b.upv.es)

<sup>d</sup> Departamento didáctica y expresión, Universitat de València - [Xavier.garcia@uv.es](mailto:Xavier.garcia@uv.es)

<sup>e</sup> Servicio de Neurofisiología Clínica, Hospital de Manises (València), Spain - [egonzalezg@hospitalmanises.es](mailto:egonzalezg@hospitalmanises.es)

<sup>f</sup> CITG, Universitat Politècnica de València, Spain – [ladu@upv.es](mailto:ladu@upv.es)

---

### ***Abstract***

*Human's motion and its mechanisms had become interesting in the last years, where the medicine's field search for rehabilitation methods for handicapped persons. Other fields, like sport sciences, professional or military world, search to distinguish profiles and ways to train them with specific purposes. Besides, recent findings in neuroscience try to describe these mechanisms from an organic point of view. Until now, different researches had given a model about control motor that describes how the union between the senses's information allows adaptable movements. One of this sense is the proprioception, the sense that has a quite big factor in the orientation and position of the body, its members and joints. For this reason, research for new strategies to explore proprioception and improve the theories of human motion is done by three different ways. At first, the sense is analyzed in a case-study where three groups of persons are compared in a controlled environment with three experimental tasks. The subjects belong to each group by the kind of sport they do: sedentary, normal sportsmen (e.g. athletics, swimming) and martial sportsmen (e.g. karate, judo). They are compared thinking about the following hypothesis, "Martial Sportsmen have a better proprioception than of the other groups's subjects, that is due to the*

*type of exercises they do or because a contact sportsman shows innately superior motor skills". The second via are records from encephalogram (EEG) while the experimental tasks are doing. These records are analyzed a posteriori with a set of processing algorithms to extract characteristics about brain's activity of the proprioception and the motion control. Finally, the study tries to integrate graphic tools to make easy to understand scientific results and allow exploring the brain activity through intuitive interfaces (e.g. space-time events, activity intensity, connectivity, specific neural networks or abnormal activity). In the future, this application could be a complement for doctors, researchers, sports center specialists and anyone who must improve the health and movements of handicapped persons.*

**Keywords:** *proprioception, EEG, assessment, rehabilitation, neuroengineering.*

---

## **Resumen**

*Existe un creciente interés sobre la motricidad humana y sus mecanismos en los últimos años, donde el campo de la medicina investiga métodos de rehabilitación para personas con movilidad reducida. Otros campos, como las ciencias del deporte, el mundo profesional o el militar, buscan discriminar entre perfiles y entrenarlos con fines específico. Además, recientes hallazgos en neurociencia intentan analizar estos mecanismos desde un punto de vista orgánico. Hasta ahora, diferentes investigaciones han conducido a un modelo del control sensorimotor, que describe cómo la interacción entre las diferentes vías sensoriales permite la motricidad adaptativa. En este campo, la propiocepción, que se define como el sentido de la orientación y posición del cuerpo, de sus partes y de las articulaciones que las unen, ha adquirido un papel relevante. Por esta razón, la búsqueda de nuevas estrategias para explorar la propiocepción y mejorar las teorías de la moción humana es abordada por tres vías distintas. La primera de ellas analiza la propiocepción en un caso estudio, en el que tres grupos de participantes son comparados en un entorno controlado de tres protocolos experimentales. Los tres grupos se distinguen por su entrenamiento deportivo: sedentarios, deportistas de carácter general (e.g. atletismo, natación) y deportistas marciales (e.g. karate, judo). La hipótesis de la*

*comparación es “Los deportistas marciales tienen una mejor propiocepción que los otros dos grupos, lo cual se debe al tipo de deporte que practican, o porque la gente con mejores habilidades terminan practicando dichos deportes”. La segunda aproximación son capturas de señales de electroencefalograma (EEG) mientras los sujetos ejecutan las tareas experimentales. Los resultados obtenidos son analizados a posteriori con diferentes algoritmos de procesado para extraer parámetros de la actividad nerviosa asociada a la propiocepción y al control motor. Por último, el estudio intenta integrar herramientas gráficas que faciliten entender los resultados científicos y explorar la actividad cerebral a través de interfaces intuitivas (e.g. eventos espacio-temporales, intensidad de la actividad, conectividad, rutas neuronales específicas o actividad anormal). En el futuro, esta aplicación podría ser un complemento para médicos, investigadores, asesores en centros deportivos de alto rendimiento o cualquier otro profesional que deba mejorar la salud y la movilidad para personas discapacitadas.*

**Palabras clave:** propiocepción, EEG, evaluación, rehabilitación, neuroingeniería.

---

## 1. Introducción

Desde diferentes campos de la ciencia ha surgido interés en explorar la motricidad humana. En concreto, el campo de la neurociencia busca la relación de la activación muscular con la actividad nerviosa de áreas específicas del encéfalo (Hasan, 1992; Ghez, Hening & Gordon, 1991). Dicha relación es llamada control sensorimotor. Aunque participe la visión y el sistema vestibular en gran medida, su principal fuente sensorial es la propiocepción (Clark, Røijezon & Treleaven, 2015). El término, acuñado por Charles Bill en la década de 1830, define *la percepción de uno mismo* y la orientación, posición y el movimiento de los miembros (Hillier, Immik & Thelis, 2015). La propiocepción ubica el cuerpo en un espacio tridimensional, y permite la planificación de la trayectoria más adaptada para las necesidades de los miembros, así como la continua corrección durante su ejecución.

Para que pueda darse un patrón de movimiento determinado deben activarse de forma sincronizada varias áreas del encéfalo, formando un mapa topográfico auto-organizado de

control sensorimotor (Trappenberg, 2010). Diversos parámetros de este *mapa* son la amplitud de la señal nerviosa, los lugares donde se produce y la conectividad entre ellos. Si falla este mapa, y la propiocepción merma, aparecen temblor, movimientos bruscos, trayectorias poco acertadas y falta de fuerza. Debido a esto, hay una mayor posibilidad de lesiones óseas y articulares, artrosis e inmovilidad.

Las causas de pérdida de propiocepción son fatiga, traumatismos, dolor y efusión (Clark et al., 2015). Mientras que la fatiga y el dolor saturan las áreas cerebrales, los traumatismos dañan los propioceptores y los nervios de forma permanente. En el caso de la efusión, la liberación de líquido sinovial fuera de la cápsula articular desestructura la organización de los propioceptores, pudiendo inhibir la propiocepción de la extremidad. Dada la relativa facilidad con la que se puede perder la propiocepción y sus consecuencias, existe la necesidad de encontrar herramientas de evaluación para su diagnóstico y rehabilitación.

No obstante, tal y como señala Hillier et al. (2015), las técnicas de evaluación de propiocepción se limitan a casos clínicos donde los sujetos se encuentran muy discapacitados. Además, estas pruebas no dan una puntuación cuantitativa que permita la comparación entre individuos. Por ello, es necesario adaptar estas técnicas para proporcionar apoyo a investigadores y especialistas.

Por otro lado, en otros estudios sobre neurofisiología se han explorado algunos aspectos de la motricidad humana empleando electroencefalogramas (EEG). Existen trabajos sobre la ejecución de tiros libres de baloncesto (Chuang, Huang & Hung, 2013), neuroentrenamiento (Alkoby, Abu.Rmileh, Shriki & Todder, 2017), motricidad en casos de autismo (Cuevas, Cannon, Yoo & Fox, 2014) y sobre la influencia del dolor durante la ejecución en tareas motoras (Babiloni, Del Percio, Arendt-Nielsen, Soricelli, Romani & Rossini, 2014). Sin embargo, hay una ausencia de trabajos sobre evaluación de la propiocepción con EEG. Por esta razón, se plantea captar señales de EEG mientras se ejecutan técnicas de evaluación como medida objetiva y falseable de su actividad cerebral relacionada.

El objetivo principal es buscar herramientas adecuadas para medir la propiocepción tanto a nivel comportamental como a nivel neurofisiológico, y desarrollar aplicaciones con el fin de visualizar, manipular datos y tomar decisiones en base a resultados reales, como se puede ver en la figura 1. Se resume en los siguientes puntos:



Fig. 1 Objetivos y etapas para la obtención del modelo<sup>1</sup> (2017).

- Adaptar técnicas de evaluación desde la bibliografía y crear un entorno experimental.
- Emplear diferentes algoritmos de procesamiento de señal que permitan extraer parámetros de la actividad procedente de EEG.
- Comparar sujetos en un entorno experimental y con captura de EEG.
- Encontrar la conexión entre el comportamiento motor y los resultados en EEG.
- Desarrollar un modelo superficial capaz de clasificar a sujetos según sus cualidades motoras.

<sup>1</sup> Tras el análisis estadístico, haría falta un análisis factorial para relacionar los resultados.

- Diseñar una interfaz gráfica que permita visualizar estos resultados y asistir en la toma de decisiones.

## 2. Biología del control sensorimotor

La biología del control sensorimotor comprende las partes orgánicas que permiten propiopercebir y planificar movimientos como respuesta. Si ponemos como ejemplo la extensión de un brazo para alcanzar un objeto, el control sensorimotor traza una trayectoria desde la posición inicial del miembro. Para ello, ubica el brazo en el espacio tridimensional cuyas dimensiones son azimut (eje de abscisas), elevación (eje de ordenadas) y distancia. Este espacio sensorial sigue coordenadas polares donde las articulaciones del hombro y del codo forman polos (Ghez et al., 1991).

Los estímulos, de naturaleza mecánica, llegan a unas células sensoriales llamadas propioceptores, las cuales los transforman en señales nerviosas (Röijzen, Clark & Treleaven, 2015). En la tabla 1 aparecen resumidas. Las nuevas señales viajan por el sistema nervioso hasta llegar al encéfalo, donde pueden seguir dos vías ascendentes. La primera llega hasta el cerebelo y al núcleo cerebral subcortical (propiocepción inconsciente) y la segunda va hasta la capa más externa del sistema nervioso central, el neocórtex.

El neocórtex es la parte más representativa del encéfalo, con circunvoluciones y surcos que separan distintas zonas como un mapa topográfico. Dichas zonas son los cuatro lóbulos, frontal, parietal, temporal y occipital, como se muestra en la figura 2. Esta división responde también a agrupaciones de actividad, donde cada punto del *mapa auto-organizado* responde a una actividad nerviosa concreta. El sistema somatosensorial, que incluye la propiocepción, está en el lóbulo parietal. Por otro lado, en el lóbulo frontal se encuentran localizadas las funciones cognitivas superiores, como la planificación del movimiento consciente.

**Tabla 1. Tipos de propioceptores**

| Lugar anatómico | Tipo                      | Estímulo                                     |
|-----------------|---------------------------|--|
| Músculo         | Huso muscular             | Longitud muscular                            |
|                 | Órgano tendinoso de Golgi | Velocidad del cambio en la longitud muscular |
| Articulación    | Terminación de Ruffini    | Fuerzas de tensión y compresión en todo el   |
|                 | Terminación de Mazzoni    |  |

|        |                         |  |
|--------|-------------------------|--|
|        | Terminación de Pacinian | rengo del movimiento articular                         |
|        | Terminación de Golgi    |  |
| Fascia | Terminación de Ruffini  | Fuerzas de tensión durante el movimiento articular     |
|        | Terminación de Pacinian |  |
| Piel   | Terminación de Pacinian | Deformación en la piel durante el movimiento articular |
|        | Terminación de Ruffini  |  |
|        | Terminación de Meissner |  |
|        | Terminación de Merkel   |  |

Fuente: Røijozen et al. (2015)

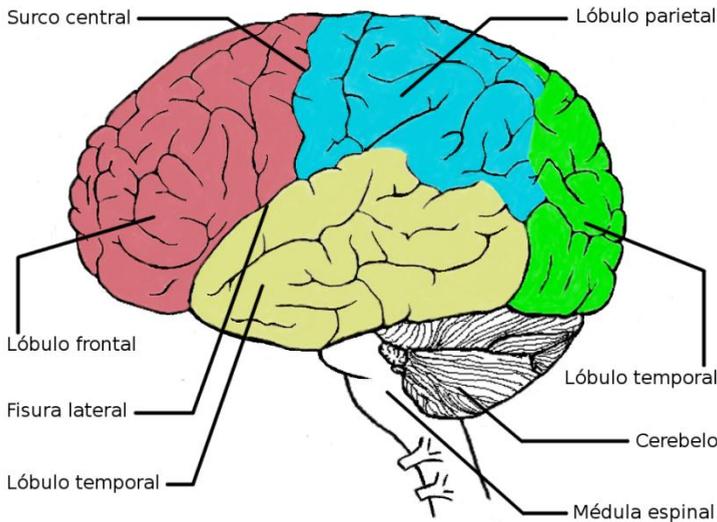
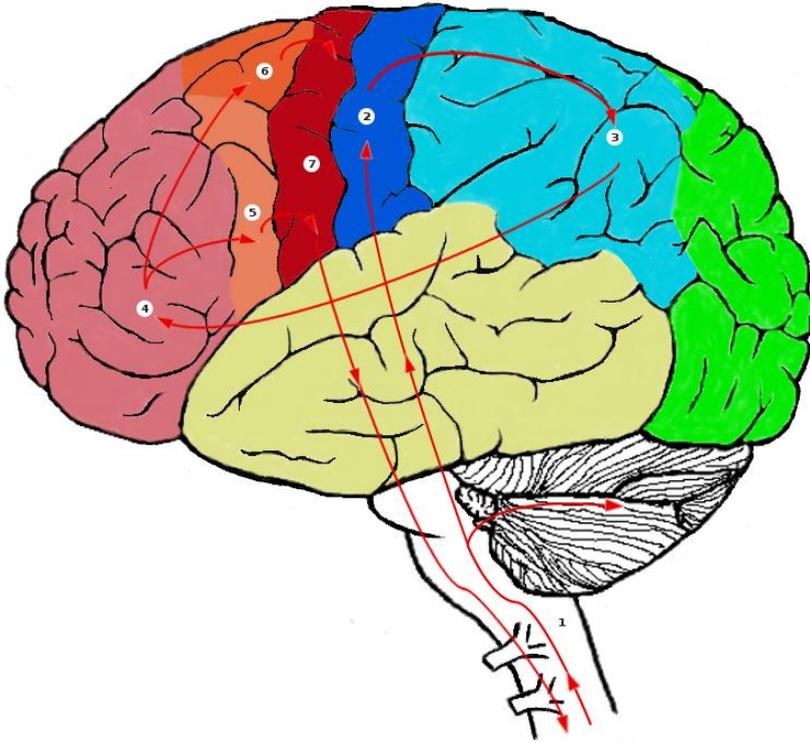


Fig. 2 Los cuatro lóbulos del neocórtex (2017).

Las señales que llegan hasta el neocórtex emergen en la superficie del cortex somatosensorial primario (Carlson, 2006). Como puede verse en la figura 3, la información viaja desde el cortex a su zona de asociación somatosensorial, donde aparece la *propiocepción consciente* (Clark & al., 2015). Tras esto, la información llega hasta lóbulo frontal, donde se empieza a planificar los futuros comandos de movimiento (Crossman & Neary, 2015). Los comandos se van programando conformen ascienden por la corteza premotora y el área suplementaria motora. Finalmente, la nueva información motora llega

al cortex motor primario, donde se manda los comandos de movimientos a los músculos para su ejecución. Al accionarse el cambio en el brazo, adquiere nuevas condiciones que reinician este ciclo, permitiendo corregir la trayectoria durante su ejecución y seguir planificando el movimiento más óptimo.



*Fig. 3 Flujo de información en el neocórtex<sup>2</sup> (2017).*

Se pueden resumir el funcionamiento del control sensorimotor en tres partes:

- La parte propioceptora en el lóbulo parietal
- La parte ejecutora de movimientos en el lóbulo frontal.

<sup>2</sup> 1) La información llega al encéfalo. Una parte va al cerebelo, mientras que otra parte del mensaje llega hasta la capa más superficial del cerebro. 2) La información emerge en el cortex somatosensorial primario del lóbulo parietal y pasa a ser procesada al área de asociación somatosensorial, 3). Desde aquí, la información llega hasta el cortex prefrontal 4), que comienza a planificar los comandos de los futuros movimientos. En el cortex premotor 5) se crean comandos de movimiento. En el área suplementaria motora 6) aparece actividad responsable de movimientos aprendidos y automatizados. Finalmente, 7), el cortex motor primario manda los comandos a los músculos correspondientes.

- La conexión nerviosa entre las dos anteriores.

Debido a que un estudio EEG únicamente puede captar las señales más superficiales del cerebro, sólo se tiene en cuenta la actividad consciente de la propiocepción descrita antes. Indagar a niveles subcorticales y explorar la propiocepción no consciente requiere técnicas invasivas.

### **3. Materiales y métodos**

#### **3.1. Muestra**

El muestreo para alistar a los sujetos que se ha llevado a cabo es aleatorio y sin reemplazo. Se solicitan voluntarios a través del hospital de Manises, la Universidad Politécnica de Valencia o diferentes clubes deportivos. También se han solicitado voluntarios a través de la radio, intentando abarcar una mayor difusión. Tras recibir las solicitudes, se evalúa si los individuos reúnen las características mínimas para entrar en el experimento. El individuo debe estar en una edad entre 18 y 65 años y no tener ningún problema neurológico o físico que limite el movimiento.

Una vez que se ha hecho una lista de sujetos, se les adjudica uno de los tres grupos experimentales y se les consulta un día para pasar al ensayo.

#### **3.2. Grupos experimentales**

Según sus características deportivas, se adjudica a cada individuo uno de los siguientes grupos:

- Grupo sedentario. Comprende aquellas personas voluntarias que no hayan realizado ningún tipo tres horas semanales durante los últimos 3 años.
- Grupo deportista general. Engloba a aquellos voluntarios que hayan practicado por lo menos 3 horas semanales durante los tres últimos 3 años. Incluye cualquier deporte que no tenga contacto físico contra un oponente, ninguna característica marcial, ni combates entre individuos.
- Grupo deportista marcial. Son aquellos voluntarios que hayan practicado por lo menos 3 horas semanales durante los tres últimos 3 años cualquier deporte que incluya actividad de combate. En caso de que existiese alguna duda en ubicar a un determinado voluntario el equipo investigador evaluará individualmente el caso para adjudicarle el grupo que más se ajuste a su perfil.

La elección de estos tres grupos se debe a la hipótesis de que existen diferencias tanto comportamentales como neurofisiológicas entre individuos. Tanto porque los practicantes

de artes marciales desarrollan mejores habilidades motoras o porque las personas más aptas acaban practicando durante más tiempo este tipo de deportes, un individuo de este grupo deberá tener mejores resultados.

Por otro lado, se busca la máxima homogeneidad en la muestra para facilitar la validación de los resultados. Para ello, se tratará que la muestra cumpla tres condiciones:

- Misma edad media entre los tres grupos.
- Mismo número de mujeres y hombres en los tres grupos.
- Mismo número de diestros y zurdos en los tres grupos

### **3.3. Medidas previas**

Debido a que la señal nerviosa que registra el EEG puede mostrar ruido, interferencias o desviaciones inesperadas, es normal encontrar dificultades para interpretar los registros. Por ello, como indica Smith, Reznik, Stewart & Allen (2017) y Alkoby et al. (2017), tomar un registro de EEG de dos minutos en reposo previo al experimento facilita la interpretación de los registros experimentales. En este registro previo muestra posibles asimetrías en la banda alfa del lóbulo frontal, donde se puede averiguar si el sujeto padece ansiedad, se encuentra deprimido o desmotivado. Estas circunstancias sirven para explicar desviaciones respecto a lo esperado.

Además, de forma paralela, se les pasa a los sujetos una encuesta para recabar información sobre información personal relativa al experimento (e.g. actividad en el trabajo) y sus expectativas del experimento (e.g. ansiedad, motivación).

### **3.4. Test y entorno experimental**

Se han extraído tres test de la bibliografía que midan propiocepción en distintos contextos. Ha habido sobre ellos un proceso de adaptación a las necesidades del experimento para que tengan un rango de puntuaciones que vaya desde 0 al 10.

El primero de los test es el de Postura (Roren, Mayoux-Benhamou, Fayad, Poiraudéau, Lantz & Revel, 2008), el cual mide la capacidad de mantener y recuperar una postura. El sujeto debe posicionarse de pie y erguido en una postura lo más cómoda posible, con los pies separados a la altura de los hombros. Con un Wiimote® en la parte superior del pecho, el individuo debe recordar la postura para que cuando gire el tronco hacia uno de los lados, la trate de recuperar. El Wiimote, conectado a un ordenador por bluetooth, proporcionará una puntuación en base al error de la postura final respecto a la inicial.

Luego está el Test de Equilibrio (Clark et al., 2015). Separado en dos partes, mide la capacidad para mantener el equilibrio en base a la propiocepción. La primera parte consiste en mantenerse en equilibrio sobre una pierna en la Wiifit® durante un máximo de 10

segundos. La segunda parte, sobre la misma plataforma, los sujetos deberán cambiar el centro de gravedad siguiendo un patrón previamente aprendido.

Por último, el de Posición (Hillier et al, 2015), busca medir la capacidad de orientar una parte del cuerpo en base a otras. El sujeto se sienta frente a una pantalla de metacrilato de 60x40 cm<sup>2</sup> y graduada en 0,5 cm<sup>2</sup>. La pantalla está dividida por la mitad por una línea alineada con el eje de simetría del sujeto. En uno de los lados de la pantalla, se le coloca la mano en una posición determinada que deberá reproducir con la contraria. El error de una mano respecto a la de referencia dará un error como puntuación.

### 3.5. Material

La máquina de EEG y el gorro de electrodos han sido facilitados por el Hospital de Manises. La máquina de EEG pertenece al modelo Xltek® Brain Monitor Amplifier de la marca natus® neurology. El gorro de electrodos consta de 14 electrodos ubicados en los lóbulos frontal y parietal, en la configuración que aparece en la figura 4. Esta configuración sigue el sistema internacional 10-10 (Jurcak, Tsuzuki & Dan, 2006).

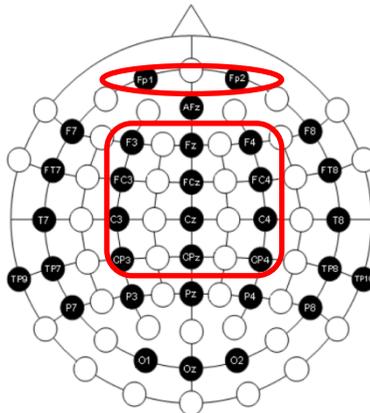


Fig. 4 Los catorce electrodos utilizados para el experimento del sistema 10-10.

El resto de material necesario consiste en el wiimote, wiifit y la pantalla de metacrilato antes mencionado.

### 3.6. Material informático

Se emplea Matlab para realizar el procesado de las señales de EEG y Command R para el análisis estadístico a todos los niveles. Para la obtención de las puntuaciones comportamentales del wiifit se usa labview, y para las del wiimote se emplea Unity 3D y C#.

#### **4. Técnicas de procesamiento aplicada a EEG**

El equipo de EEG del Hospital de Manises capta los potenciales de acción derivados de los procesos neurofisiológicos del neocórtex y los exporta en ficheros .txt. Estos son introducidos en Matlab para ser analizados por distintos algoritmos de procesamiento de señal.

Por un lado, se aplican técnicas de análisis espectral, que permiten analizar cómo se distribuye la energía de la señal en frecuencia. El EEG tiene diferentes “bandas”, definidas por la frecuencia de las ondas; ondas delta (lentas) de menos de 4 Hz; bandas theta de 4-8 Hz, las alpha de 8 a 12 Hz, las beta de aproximadamente 14-30 Hz y las gamma de 30-80 Hz. La actividad de estas bandas refleja diferentes procesos cognitivos, y gracias al análisis espectral estas bandas pueden estudiarse por separado. En muchos estudios se emplea parámetros derivados de la potencia en la banda alfa, como ERD (event-related desynchronization) una medida de cómo ha cambiado la potencia en un punto respecto al momento previo a un suceso (Babiloni et al., 2014), o la asimetría entre hemisferios en el correspondiente punto (Smith, Reznik, Stewart & Allen, 2017). Por otro lado, están los estudios de coherencia, acoplamiento y sincronización que miden la conectividad entre electrodos, esto es, la transmisión de información entre distintas áreas, así como su dirección e intensidad (Korzeniewska, Fry & Smith, 2003).

#### **5. Aplicaciones e interfaces visuales**

Actualmente, hay varias aplicaciones desarrolladas destinadas exclusivamente para tratar señales provenientes de EEG. Por un lado, las herramientas EEGLAB (Delorme & Makeig, 2004) y ERPWAVELAB (Morup, Hensen & Arnfred, 2007) reúnen bibliotecas con diferentes algoritmos de procesamiento de neuroseñales en Matlab. A parte de estas dos herramientas, existe también Brainstorm, también para Matlab. Presenta la ventaja de proporcionar facilidades gráficas para representar los resultados sobre modelos 2D y 3D del encéfalo.

Nuestra aplicación pretende ofrecer las herramientas de procesamiento y visualización para cualquier fichero con datos sobre EEG aplicado al control motor, fuera de Matlab. De este modo, los inputs son pre-procesados con algoritmos automáticos de eliminación de errores y artefactos, como AAA (*Automatic Artifact correction Algorithms*, Smith et al. 2017). Una segunda etapa del proceso, reúne los algoritmos más modernos sobre extracción de características, como nivel de actividad, asimetría, ERD y conectividad. La tercera etapa, de post-procesado, clasifica estas características a través de redes neuronales, mapas auto-organizados y árboles de decisión. Por último, presenta al usuario la visualización de los resultados en diagnóstico y pronóstico.

## 6. Resultados preliminares

Previamente a este trabajo, se realizó un TFM llamado “Caracterización y procesado de señales de EEG para el estudio de la propiocepción en el control sensoriomotor, dentro del campo de la neurociencia deportiva y aplicada a la toma de decisiones”, en el que se exploraban conceptos previos a los presentes aquí. Se evaluaron a 8 pacientes en otra versión de los test experimentales, tras lo cual se hizo un procesado de EEG rudimentario. La composición de la muestra experimental se muestra en la tabla 2 y se representa un ejemplo en la figura 5.

**Tabla 2. Muestra experimental previa**

| <b>Grupo</b> | <b>Número</b> | <b>Hombres</b> | <b>Mujeres</b> | <b>Edad media</b> |
|--------------|---------------|----------------|----------------|-------------------|
| Sedentario   | 3             | 1              | 2              | 36.67             |
| Deportista   | 2             | 2              | 0              | 33.5              |
| Marcial      | 3             | 2              | 1              | 27.33             |



*Fig. 5 Voluntario en la prueba de equilibrio (2017).*

Los resultados de los test se detallan en la tabla 3, donde se puede observar la puntuación media de los tres grupos para cada prueba. Se puede apreciar que, salvo para el Test de Equilibrio, el grupo marcial obtuvo mejores puntuaciones medias.

**Tabla 3. Resultados comportamentales previos**

| <b>Grupo</b> | <b>Postura</b> | <b>Equilibrio</b> | <b>Posición</b> |
|--------------|----------------|-------------------|-----------------|
| Sedentario   | 5.88           | 3.73              | 4.61            |
| Deportista   | 6.33           | 5.45              | 1.93            |
| Marcial      | 10             | 5.13              | 7.01            |

Para el procesado de señal se explotó la potencia en distintas bandas a través del Periodograma de Welch, con ventana de Hamming y un solapamiento del 50 %. Se observó una diferencia significativa en la banda alfa, como en los otros trabajos sobre control sensorimotor, por lo que el análisis estadístico se hizo sobre esta banda. En concreto, se

realizó un análisis multivariante no paramétrico de Kruskal-Wallis con una prueba post-hoc de Tukey Kramer para observar en qué canales había una actividad diferente. Los resultados se pueden observar en las figuras 6-14.

En dichas figuras, se detallan los resultados obtenidos en las pruebas realizadas. Las filas (1 – 14), representan los electrodos del gorro de la figura 4, mientras que las columnas indican valores estadísticos que cuantifican los rangos de las mediciones. Cuando dos barras se solapan, por ejemplo, el caso de la figura 5 en deportistas marciales con los electrodos 3 y 5, no hay diferencia estadística significativa entre ellas. En caso de que no haya solapamiento, existen diferencias importantes, como es el caso de los electrodos 3 y 5 respecto a los demás en los deportistas marciales de la figura 5.

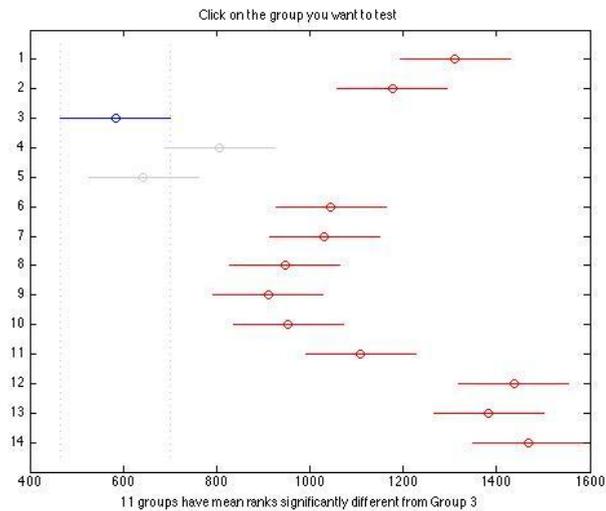


Fig. 6 Resultados neurofisiológicos para la prueba de postura en el grupo de deportistas marciales<sup>3</sup>.

<sup>3</sup> Cuando dos barras se solapan (electrodos 3 y 5) no hay diferencia estadística significativa entre ellas. Si no hay solapamiento, existen diferencias significativas (electrodos 3 y 5 respecto a los demás).

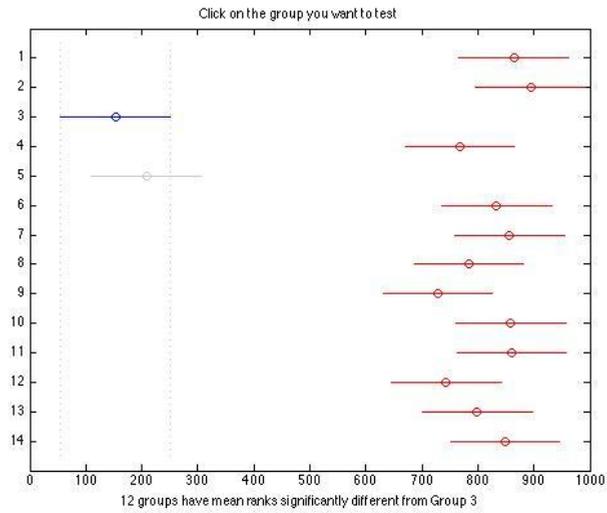


Fig. 7 Resultados neurofisiológicos para la prueba de postura en el grupo de deportistas generales

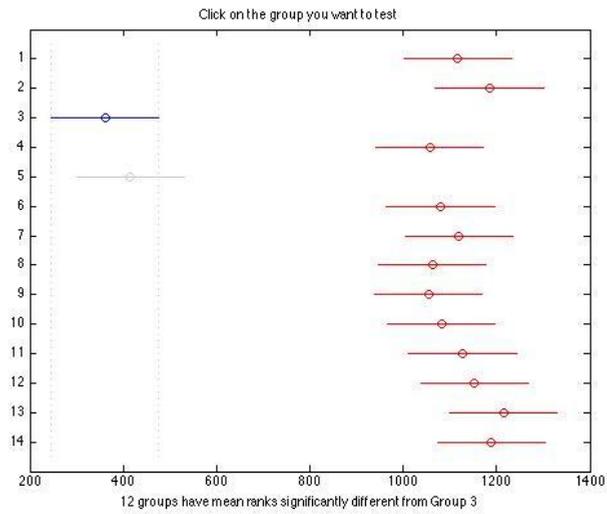


Fig. 8 Resultados neurofisiológicos para la prueba de postura en el grupo de no deportistas.

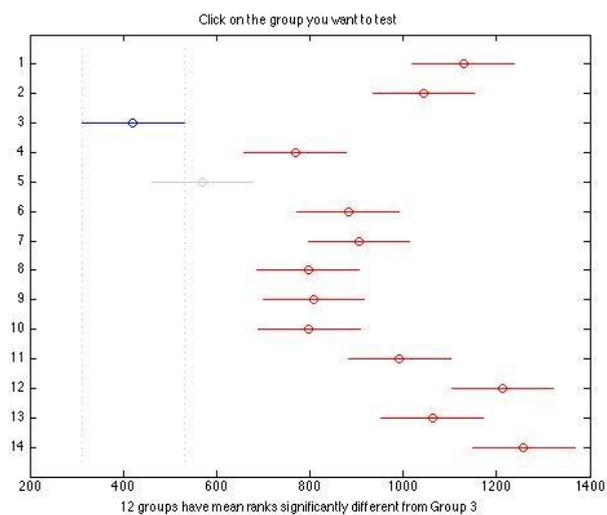


Fig. 9 Resultados neurofisiológicos para la prueba de equilibrio en el grupo de deportistas marciales.

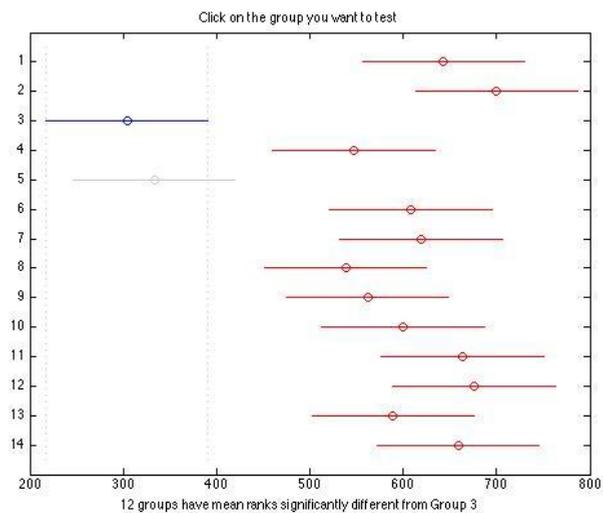


Fig. 10 Resultados neurofisiológicos para la prueba de equilibrio en el grupo de deportistas generales.

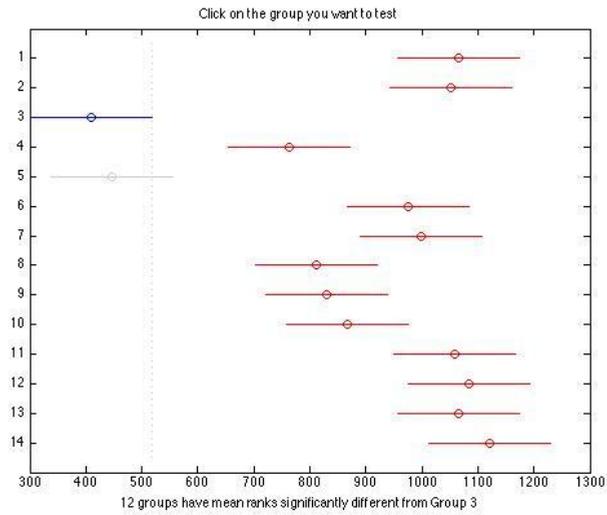


Fig. 11 Resultados neurofisiológicos para la prueba de equilibrio en el grupo de no deportistas.

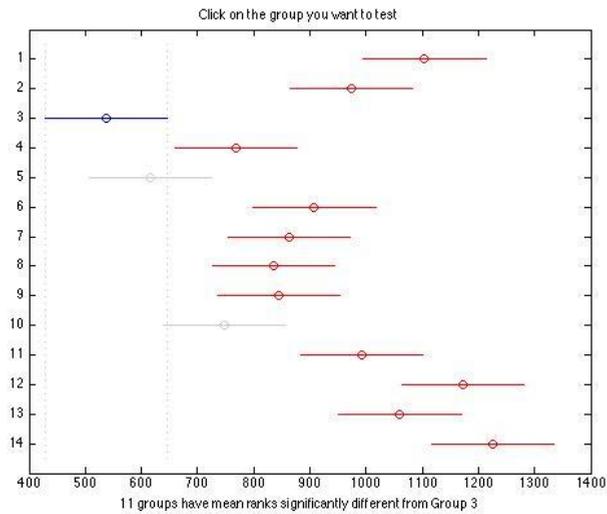


Fig. 12 Resultados neurofisiológicos para la prueba de posición en el grupo de deportistas marciales.

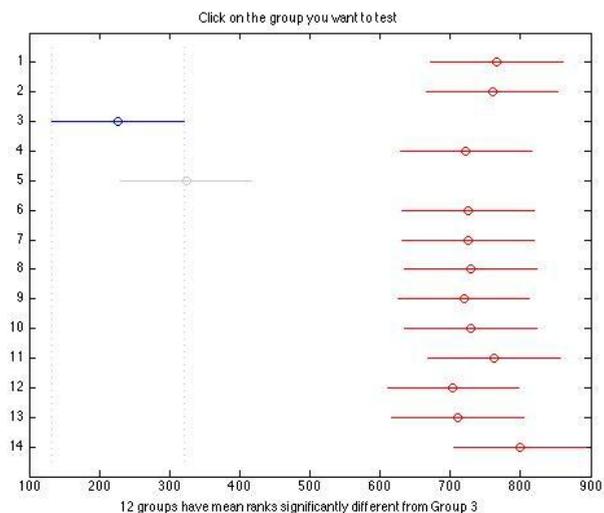


Fig. 13 Resultados neurofisiológicos para la prueba de posición en el grupo de deportistas generales.

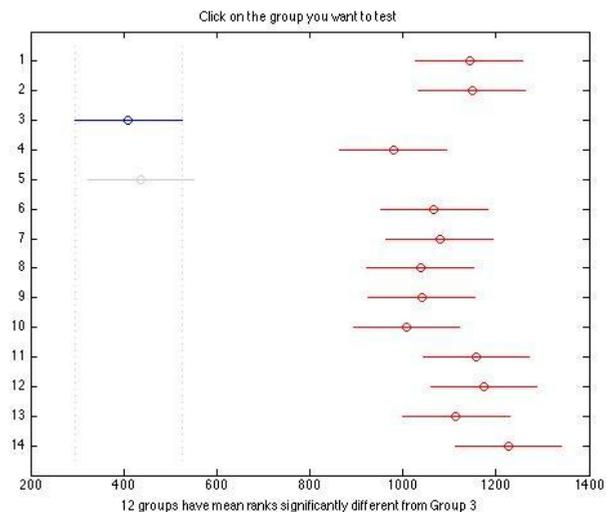


Fig. 14 Resultados neurofisiológicos para la prueba de posición en el grupo de no deportistas.

Puede comprobarse que en los test de postura y de posición, la actividad de los deportistas marciales es heterogénea en comparación con los otros dos grupos, en paralelo a lo que se

observó en los resultados comportamentales. Estos resultados son un primer indicio para afirmar una que la actividad neurofisiológica es distinta en el grupo marcial, y que hay una correspondencia entre respuesta comportamental y neurofisiológica.

Estos resultados deben tomarse con precaución. En primer lugar, la muestra es muy pequeña y está sesgada en sexo y edad. En segundo lugar, el material de los test estaba desactualizado, por tanto, sus resultados son menos fiables de lo que pueden ser ahora. En tercer lugar, puede observarse en los resultados neurofisiológicos que aparecen siempre dos electrodos con actividad distinta, lo que indica un problema con estos dos canales. Todas estas observaciones se han usado para mejorar el trabajo presente.

## **7. Conclusiones**

Esta revisión propone unos objetivos muy ambiciosos. Teniendo en cuenta que siempre se espera conseguir una aplicación innovadora y con aplicaciones reales, aun a largo plazo, nos encontramos con varios puntos en contra. El más obvio es toda la ciencia base a desarrollar en forma de aceptación-rechazo de las hipótesis que hemos visto a lo largo del texto, como son:

- La diferencia entre puntuación comportamental de los tres grupos.
- La diferencia en la actividad nerviosa entre los grupos.
- La relación entre actividad nerviosa y puntuación comportamental.
- La imposibilidad de saber si las diferencias, de haberlas, se debe a qué factores (capacidades innatas o entrenamiento, particularidades del deporte, edad, otros factores externos).

A todo ello se suma la dificultad existente de conseguir una muestra lo debidamente grande (posibles fluctuaciones e insuficiencia de número de voluntarios), y si ésta está libre de sesgos.

Además, el desarrollo de los instrumentos tanto físicos como informáticos, tiene el inconveniente de ser novedosos, por lo que se les debe aplicar un tiempo de investigación que no se le va a dedicar a la investigación principal. Por otro lado, se debe demostrar la validez de los mismos como herramientas de medición más eficaces que las técnicas de las que se inspiran u otras similares. También se ha encontrado dificultad a la hora de calibrar los aparatos y describir los errores asociados, ya sea por insuficiencia de presupuesto (como el número de electrodos) o por las pocas referencias existentes.

Otro límite es, aun cuando se desarrolle una aplicación real a partir de la aceptación de nuestras hipótesis, si la llegamos a aceptar, el tamaño muestral, que condiciona la validez

del modelo. Y aunque la muestra sea del tamaño necesario, puede que la información no tenga la calidad suficiente para validar el modelo.

Como conclusión, a pesar de estas limitaciones, los resultados pueden suponer una ayuda para entender ciertos mecanismos de la motricidad humana. Sobre todo, las implicaciones de la propiocepción y del entrenamiento para crear distintos perfiles pueden resultar interesantes para distintos expertos del deporte y la rehabilitación. En el futuro, se espera contar con más medios para desarrollar el modelo y crear aplicaciones reales.

## 8. Referencias

- Alkoby, O., Abu-Rmileh, A., Shrinki, O., Todder, D. (2017). Can we predict who will respond to neurofeedback? A review of the inefficacy problema and existing predictors for succesful EEG neurofeedback learning. *Neuroscience*, xxx(2017), xxx-xxx. doi: 10.1016/J.neuroscience.2016.12.050
- Babiloni, C., Del Percio, C., Arendt-Nielsen, L., Soricelli, A., Romani, G.L., Rossini, P. M., Capotosto, P. (2014). Cortical EEG alpha rhythms reflect task.specific somatosensory and motor interactions in humans. *Clinical Neurophysiology*, 125(2014), 1936-1945. doi: 10.1016/j.clinph.2014.04.021
- Carlson, N. R. (Eighth Edition). (2006). *Physiology of Behavior*. Pearson.
- Chuang, L-Y., Huang, C-J., Hung, T-M. (2013). The differences in frontal midline theta power between successful and unsuccessful basketball free throws of elite basketball players. *International Journal of Psychophysiology*, 90(2013), 321-328. doi: 10.1016/j.ijpsycho.3013.10.002
- Clark, N. C., Róijezon, U., Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitaion. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy* 20 (2015) 378-387. doi: 10.1016/j.math.2015.01.009
- Crossman, A. R., Neary, D. (Fifth Edition). (2015). *Neuroanatomy*. Manchester: Churchill Livingstone.
- Cuevas, K., Cannon, E. N., Yoo, K., Fox, N.A. (2014). The infant EEG mu rhythm: Methodological considerations and best practices. *Developmental Review*, 34(2014), 26–43. doi: 10.1016/j.dr.2013.12.001
- Delorme, A, Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 134(2004), 9-21. doi: 10.1016/j.jneumeth.2003.20.009
- Ghez, C., Hening, W., Gordon, J. (1991). Organization of voluntary movement. *Current Opinion in Neurobiology*, 1991, 1:664-671.
- Hasan, Z. (1992). Role of proprioceptors in neural control. *Current opinión in Neurobiology*, 1992, 2:824-829

- Hillier, S., Immink, M., Thewlis, D. (2015). Assessing Proprioception: A Systematic Review of Possibilities. *Neural Repair*, Vol. 29(10), 933–949. doi: 10.1177/1545968315573055
- Jurcak, V., Tsuzuki, D., Dan, I. (2007). 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage*, 34(2007), 1600-1611. doi: 10.1016/j.neuroimage.2006.09.024
- Korzeniewska, A., Fry, B., Smith, C. R. (2003). Determination of information flow direction among brain structures by a modified directed transfer function (dDTF) method. *Journal of Neuroscience Methods*, 125(2003), 195-207. doi: 10.1016/s0165-0270(03)00052-9
- Morup, M., Hansen, L. K., Arnfred, S. M. (2006). ERPWAVELAB: A toolbox for multi-channel analysis of time-frequency transformed event related potentials. *Journal of Neuroscience Methods*, 161(2007), 361-368. doi: 10.1016/j.jneumeth.2006.11.008
- Röijezon, U., Clark, N. C., Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy* 20 (2015) 368-377. doi: 10.1016/j.math.2015.01.008
- Roren, A., Mayoux-Benhamou, M-A., Fayad, F., Poiraudou, S., Lantz, D., Revel, M. (2008). Comparison of visual and ultrasound based techniques to measure head repositioning in healthy and neck-pain subjects. *Manual Therapy*, 14(2009), 270-277. doi: 10.1016/j.math.2008.03.002
- Smith, E. E., Reznik, S. J., Stewart, J. L., Allen, J. J. B. (2017). Assessing and conceptualizing frontal EEG asymmetry: An updated primer on recording, processing, analyzing, and interpreting frontal alpha asymmetry. *International Journal of Psychophysiology*, 111(2017), 98–114. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2016.11.005
- Trappenberg, T. P. (Second Edition). (2010). *Fundamentals of Computational Neuroscience*. Oxford: Oxford University Press.