

## **Evaluación de la Relación Existente entre los Ajustes Posturales Anticipatorios APAs y Potenciales Relacionados con Eventos Motores**

**Luis Eduardo Rodríguez Cheu<sup>a</sup>, Wilson Alexander Sierra Arévalo<sup>a</sup>, Catalina Gómez<sup>b</sup>**  
([luis.rodriquez@escuelainq.edu.co](mailto:luis.rodriquez@escuelainq.edu.co), [wilson.sierra@escuelainq.edu.co](mailto:wilson.sierra@escuelainq.edu.co),  
[macatalina@gmail.com](mailto:macatalina@gmail.com) )

<sup>a</sup> **Laboratorio Análisis de Movimiento, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito. Bogotá, Colombia.**

<sup>b</sup> **Clínica Universidad de la Sabana. Bogotá, Colombia**

### **Resumen**

El principal objetivo de este trabajo es determinar una posible relación existente entre los Ajustes Posturales Anticipatorios y los Potenciales Relacionados con Eventos, específicamente entre el período de tiempo de presentación de uno de los tres componentes principales del Potencial Cortical Relacionado al Movimiento, el Potencial Motor, y el período de tiempo del inicio del movimiento visto desde cambios presentados en señales obtenidas desde una plataforma de fuerza y un sistema de marcadores reflectivos leídos por cámaras opto-electrónicas.

Dicha determinación fue realizada a partir del procesamiento de señales electrofisiológicas (Electroencefalografía y Electromiografía) así como de parámetros biomecánicos adquiridos de 20 participantes hombres, jóvenes, sanos, que contaran con una visión normal, sin antecedentes de trastornos neurológicos o musculares, los cuales se encontraban entre un rango de edades de  $21,70 \pm 1,17$  años, con masa de  $72,30 \pm 11,64$  kg, y altura de  $1,75 \pm 0,07$  m; los cuales llevaron a cabo la ejecución de la prueba "sit-to-stand", en la cual, se requería realizar un cambio de posición de sedente a bípedo desde una silla sin perder el equilibrio.

### **Abstract**

The main objective of this work is to determine a possible relationship between Anticipatory Postural Adjustments and Event-Related Potentials, specifically between the time period of presentation of one of the three main components of the Cortical Potential Related to Movement, the Motor Potential, and the time period of the onset of movement seen from changes sent in signals obtained from a force platform and a system of reflective markers read by opto-electronic cameras.

This determination was made from the processing of electrophysiological signals (Electroencephalography and Electromyography) as well as biomechanical parameters acquired from 20 male, young, healthy participants, who had normal vision, without a history of neurological or muscular disorders, which were between an age range of  $21.70 \pm 1.17$  years, with a mass of  $72.30 \pm 11.64$  kg, and a height of  $1.75 \pm 0.07$  m; who carried out the execution of the "sit-to-stand" test, in

which, it was required to make a change of position from sitting to bipedal from a chair without losing balance.

**Palabras clave:** Ajustes posturales anticipatorios, detección del inicio del movimiento, potencial cortical relacionado con el movimiento, Sit-to-stand.

**Key words:** Anticipatory postural adjustments, detection of the onset of movement, cortical potential related to movement, Sit-to-stand.

## 1. Introducción

El cuerpo humano se encuentra constantemente afectado por alteraciones (internas y externas) las cuales cambian su simetría postural y alteran su equilibrio, para ello, de manera que sea posible mantener la postura corporal estable, el Sistema Nervioso Central (SNC) y el Sistema Nervioso Periférico (SNP) utilizan dos tipos principales de ajustes en la actividad de los músculos del tronco y de las piernas, entre ellos, los Ajustes Posturales Anticipatorios (APAs) y los Ajustes Posturales Compensatorios (APCs) [1].

Los APAs, por un lado, representan aquellos cambios en los niveles de activación de los músculos posturales cuando se presenta una preparación a una acción asociada con la perturbación de la postura vertical. Diferentes estudios sugieren que estos cambios se reflejan típicamente 100 ms antes del inicio de dicha perturbación, y su estrategia corresponde a minimizar las alteraciones posturales a partir de la generación de determinadas fuerzas netas y momentos necesarios para controlar la posición del Centro de Masa (CM) del cuerpo, activando el tronco y los músculos de las piernas antes de una próxima perturbación corporal [2], de manera que sea posible restaurar el equilibrio y mantener el balance del cuerpo [3]. Sin embargo, cuando los APAs no son suficientes para mantener la posición del CM una vez que ya se ha producido una perturbación, el SNC, a partir de diferentes señales de realimentación sensoriales, permite activar otro tipo de ajustes, los APCs [2]. Este tipo de ajustes se presentan típicamente entre 70 a 300 ms después de la perturbación, y permiten ajustar el equilibrio ya perdido [1].

Dichos mecanismos de ajustes posturales han sido estudiados desde hace medio siglo (principalmente los APAs), en donde se han utilizado diferentes métodos para su identificación y cuantificación, siendo la Electromiografía de Superficie (sEMG), en músculos de las piernas y el tronco (como lo son el gastrocnemio lateral, el gastrocnemio medial, el tibial anterior, el bíceps femoral, el glúteo medio, el músculo recto abdominal, entre otros) [3], la técnica más utilizada para su estudio. En dichos estudios, se ha demostrado que la latencia y la amplitud de la actividad muscular asociada a los APAs varía según diferentes factores, entre ellos, la manera y el momento en que se genera la perturbación, así como factores asociados a cada persona como lo son la edad o la presencia de algún tipo de enfermedad muscular o neurodegenerativa.

Razón por la cual, a lo largo del siguiente documento se propone realizar la determinación y evaluación de dicho tiempo T<sub>0</sub> a partir del análisis de señales de electromiografía y biomecánicas en

relación con señales cerebrales asociadas a la percepción de un evento externo (ya sea auditivo, visual u otro), las cuales son conocidas como Potenciales Relacionados con Eventos.

## **2. Desarrollo**

Teniendo en cuenta que las perturbaciones generadas para que se presenten los APAs pueden ser de tipo conocidas, y que estas son asociadas a algún tipo de señal de advertencia generada mediante el uso de herramientas ya sea visuales o auditivas, las cuales a su vez se asocian a los potenciales basados en eventos, se propone realizar un protocolo a partir del cual sea posible cuantificar de manera eficiente tanto los APAs como algún tipo específico de PREs.

A partir de esto, basado en la problemática mencionada (actualmente no existe un método unificado y certero de identificación del tiempo de inicio de una perturbación T0), se buscará identificar si el tiempo de presentación del componente PM del potencial PCRM, el cual, se asocia al momento de ejecución de un acto motor, se relaciona con el tiempo T0 obtenido des de las herramientas externas utilizadas en diferentes publicaciones (como los acelerómetros, o las plataformas de fuerzas), factor que de ser posible, eliminaría la necesidad de recurrir a dichas herramientas, además de hacer de la cuantificación y determinación de dicho T0, así como de los APAs un proceso unificado, más certero y menos costoso.

### **2.1 Metodología**

Con el fin de darle solución a los objetivos planteados y dado que actualmente no existen bases de datos que contengan información de señales electrofisiológicas y biomecánicas durante el protocolo a evaluar (prueba STS), se procedió a realizar un experimento con diferentes participantes, en total fueron reclutados veinte participantes hombres saludables, considerados como jóvenes según las etapas del ciclo de vida definidas por la Organización Mundial de la Salud (OMS) [4], con edades de  $21,70 \pm 1,17$  años, masa de  $72,30 \pm 11,64$  kg, y altura de  $1,75 \pm 0,07$  m, los cuales cumplían con los siguientes criterios de inclusión y exclusión.

Los participantes se sentaron en una silla fijada en una plataforma de fuerza. Se les indicó que adoptaran una postura erguida después de realizar un movimiento STS, en paralelo con el paradigma S1-S2. Los participantes permanecen sentados, con las extremidades superiores relajadas a lo largo del tronco, con las rodillas dobladas en un ángulo de  $90^\circ$  y los pies separados a la altura de los hombros. Se indicó a los participantes que vieran una pantalla colocada a 3 metros de distancia en la que se mostraban las dos señales visuales indicadores de acción. En respuesta a la segunda señal, el estímulo imperativo (S2) precedido aleatoriamente durante 2-4 segundos por el estímulo de advertencia (S1), se pidió a los participantes que se pusieran de pie lo más rápido posible sin perder el equilibrio. El mismo procedimiento se realizó 35 veces, con periodos de descanso de 30 segundos.

La adquisición de las señales de sEMG fue realizada con el fin de captar la actividad muscular asociada a los músculos Gastrocnemio Lateral (GL), Gastrocnemio Medial (GM) y Tibial Anterior (TA), de ambas piernas (Derecha (-D) e Izquierda (-I)), tal como se propone en diferentes publicaciones como [3], [5], [6] y [7]. Para ello, se llevó a cabo inicialmente una evaluación física de

manera que fuera posible realizar la correcta determinación de la ubicación de la barriga de los músculos en cuestión. Seguido a ello, se realizó un rasurado y una limpieza con alcohol de dichas superficies, y se procedió a colocar y fijar los electrodos en la dirección de las fibras musculares con el fin de registrar la mayor cantidad de unidades motoras. Finalmente, con el fin de comprobar que cada uno de los electrodos hubieran sido colocados correctamente sobre cada músculo se realizó una maniobra de conexión, en la cual se le pidió al participante que ejecutara una serie de movimientos, mientras se verificaba a través del software de adquisición de las señales (BTS-SMART-Capture) el cambio en la actividad muscular.

Una vez verificadas las pruebas de conexiones de cada uno de los músculos, se procedió a colocar sobre la cabeza del participante el sistema de adquisición de las señales de EEG. Una vez fue acomodado, con el fin de garantizar la adecuada impedancia entre los electrodos y la piel, fue aplicado gel electrolítico sobre los electrodos de interés, teniendo en cuenta que, como se busca realizar la determinación de los tipos de PREs asociados a anticipación, la preparación y ejecución de un movimiento, factores que se ha determinado son presentados en la corteza premotora dorsal, la corteza motora y la corteza somatosensorial primaria respectivamente, fueron utilizados los electrodos F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz y P4 [8], los cuales pueden ser observados en la Figura 1. El lóbulo de la oreja derecha A2 es utilizado como referencia para la medición de las señales. Finalmente, fueron medidas las impedancias de cada uno de los electrodos utilizados, garantizando así que existiese una buena conexión entre la piel y el equipo de EEG.

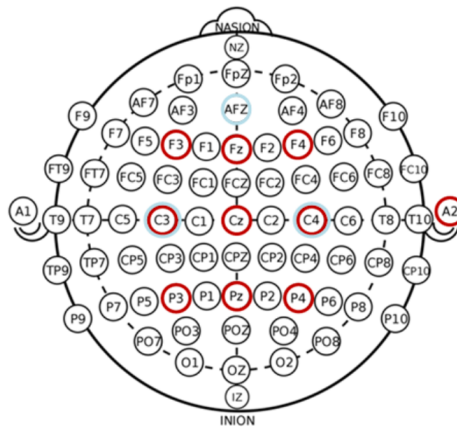


Figura 1: Electrodos usados durante el procedimiento, según sistema internacional 10-20 [26]

## 2.2 Resultados

La Figura 2 muestra los resultados de un solo sujeto aleatorio del EEG, la fuerza de reacción vertical del suelo y la señal de aceleración de la cabeza, como el tiempo en el que se presentaron T0mp, T0fz y T0acc, respecto a la señal S2. En general, las señales de EEG tenían una onda como la mostrada en la Figura 1, en donde es posible identificar los tres componentes principales de la onda de CPRM: el voltaje negativo asociado a la preparación del movimiento (CNV), el pico negativo,

asociado al movimiento. inicio (MP), y el aumento de voltaje producto de la culminación de la acción (MPP).

Los tiempos medios de  $T_{0mp}$  fue de  $0,38 \pm 0,07$  s, de  $T_{0fz}$  fue de  $0,48 \pm 0,06$  s, y de  $T_{0acc}$  fue de  $0,45 - 0,05$  s, concluyendo que la primera detección de movimiento fue viendo por el componente MP, seguida de la señal de aceleración que precede a los marcadores ubicados en los sujetos de la cabeza y finalmente de la señal obtenida a la plataforma de fuerza. Los tiempos medios de  $T_{diff}$  (fz - mp) fue de  $0,07s - 0,07s$  mientras que para  $T_{diff}$  (acc - mp) fue de  $0,10-0,10s$ . La prueba de permutación arroja un p-valor = 0,25, no obteniendo diferencia significativa entre las diferencias de tiempos, y concluyendo que es posible obtener la perturbación del tiempo de inicio por la CPRM.

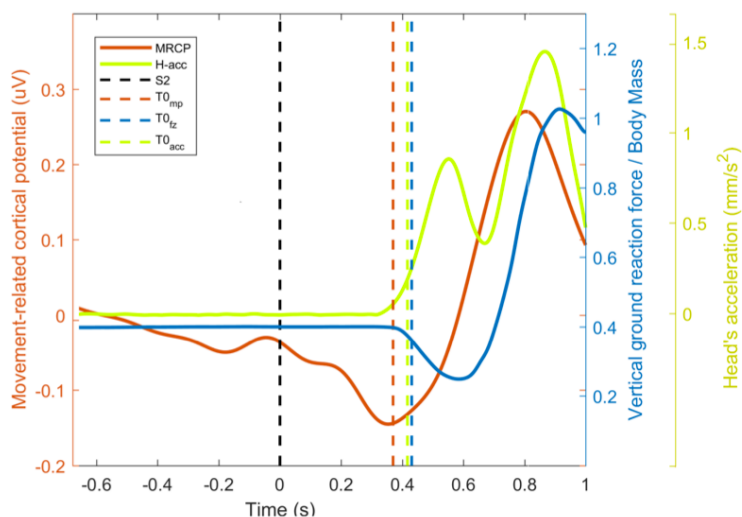


Figura 2: Potencial cortical relacionado con el movimiento (MRCP), fuerza de reacción vertical del suelo (Fz) y señales de aceleración de la cabeza (H-acc) de un solo sujeto aleatorio. Presentación temporal de: la señal imperativa S2 (línea negra), el componente de potencial motor del potencial cortical relacionado con el movimiento ( $T_{0mp}$  - línea roja), el cambio de fuerza inicial definido como el 5% de deflexión desde la línea de base ( $T_{0fz}$  - azul línea), y el primer momento de aceleración definido como el 5% de la línea de base ( $T_{0acc}$  - línea verde).

### 3. Conclusiones

A lo largo del proyecto realizado fue posible determinar un protocolo para identificar el tiempo de inicio de una perturbación inducida internamente, a partir de la determinación de potenciales cerebrales asociados a la ejecución de un movimiento. Método que facilita el estudio de los APAs, haciendo de este un proceso más exacto, sencillo y menos costoso. A partir de ello, fue posible determinar los tiempos de presentación de los APAs en personas jóvenes saludables, los cuales pueden servir como método diagnóstico en el estudio del estado de dichos APAs en personas jóvenes, de tercera edad y deportistas.

Según la revisión de literatura realizada, fue posible determinar que actualmente no existen protocolos de métodos de cuantificación del inicio del movimiento asociada a los APAs visto simultáneamente desde diferentes señales electrofisiológicas (EEG y sEMG), hecho que impulsa a seguir trabajando con la metodología implementada, y así poder seguir ampliando el conocimiento existente en el tema en cuestión.

**Referencias**

- [1]. B. Chen, Y. J. Lee y A. S. Aruin, «Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object», *Experimental Brain Research*, vol. 233, n.o 11, págs. 3087-3096, 2015, issn: 14321106. doi: 10.1007/s00221-015-4377-7. arXiv: 15334406.
- [2]. A. S. Aruin, N. Kanekar e Y. J. Lee, «Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations», *Neuroscience Letters*, vol. 591, págs. 182-186, 2015, issn: 18727972. doi: 10.1016/j.neulet.2015.02.050.
- [3]. M. J. Santos, N. Kanekar y A. S. Aruin, «The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis», *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, n.o 3, págs. 388-397, 2010, issn: 10506411. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.06.006. arXiv: NIHMS150003.
- [4]. PRESCOLAR, ESCOLAR, ADOLESCENTE, ADULTO SANO Y TRABAJADOR. dirección: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/prescolar.pdf> (visitado 07-08-2018).
- [5]. A. S. Aruin, N. Kanekar, Y. J. Lee y M. Ganesan, «Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise», *Experimental Brain Research*, vol. 233, n.o 2, págs. 649-655, 2014, issn: 14321106. doi: 10.1007/s00221-014-4144-1.
- [6]. M. Klous, P. Mikulic y M. L. Latash, «Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments», *Journal of Neurophysiology*, vol. 105, n.o 5, págs. 2275-2288, 2011, issn: 0022-3077. doi: 10.1152/jn.00665.2010.
- [7]. Y. J. Lee y A. S. Aruin, «Three components of postural control associated with pushing in symmetrical and asymmetrical stance», *Experimental Brain Research*, vol. 228, n.o 3, págs. 341-351, 2013, issn: 00144819. doi: 10.1007/s00221-013-3567-4.
- [8]. A. Shakeel, M. S. Navid, M. N. Anwar, S. Mazhar, M. Jochumsen e I. K. Niazi, «A Review of Techniques for Detection of Movement Intention Using Movement-Related Cortical Potentials», vol. 2015, 2015. doi: 10.1155/2015/346217.