

Clasificación de imaginación de movimiento mediante su similitud con el movimiento real en el electroencefalograma

Ruben I. Cariño-Escobar, Josefina Gutiérrez-Martínez, Jessica Cantillo-Negrete, Roberto A. Vázquez.

Resumen—La imaginación de movimiento es un proceso cognitivo que consiste en la planeación de un movimiento sin ejecutarlo. En la señal de electroencefalografía, esta planeación puede decodificarse y, usarse como señal de control para una interface cerebro-computadora. El movimiento y la imaginación de movimiento de las extremidades del cuerpo generan patrones similares en la señal de EEG en seres humanos, por lo que esta similitud podría usarse para clasificar entre dos tareas de imaginación de movimiento mano. En este trabajo se registraron 11 canales de electroencefalografía a 4 participantes, dos de ellos sanos y dos con enfermedad vascular cerebral, mientras realizaban ensayos de movimiento real e imaginación de movimiento de las manos. Se aplicó un filtrado espacial tipo laplaciano en los canales centrales C3, Cz y C4, después se obtuvieron representaciones tiempo-frecuencia de la señal filtrada, en las bandas alfa y beta, mediante transformada Wavelet, tanto para los ensayos de movimiento como para los de imaginación de movimiento. Se obtuvo el índice de similitud entre el promedio de las representaciones de movimiento y cada una de las de imaginación de movimiento. Se obtuvieron porcentajes de clasificación correcta superiores al nivel de aleatoriedad para tres participantes y un mejor desempeño en dos de los 4 sujetos, en comparación con la metodología basada en mapas auto-organizables.

I. INTRODUCCIÓN

Las interfaces cerebro-computadora (BCI, por sus siglas en inglés), son sistemas que decodifican las señales de electroencefalografía (EEG) y las convierten en señales de control para otros dispositivos, tales como, sillas de ruedas o prótesis robóticas.

Estos sistemas pueden ser útiles para la rehabilitación de pacientes con enfermedad vascular cerebral la cual es una patología que ocasiona secuelas que conllevan a una discapacidad motora, siendo esta la primera causa de discapacidad a nivel mundial [1]. Una de las secuelas más comunes de una enfermedad vascular cerebral es la hemiparesia, la cual impide al paciente utilizar las manos y piernas controladas por un hemisferio de su cerebro [2]. Existen diferentes estrategias para generar patrones decodificables en el EEG, una de ellas es la intención de

movimiento o imaginación de movimiento (IM) en la cual un sujeto realiza la misma planeación necesaria para mover su mano pero sin ejecutar el movimiento. Tradicionalmente, un sistema BCI se entrena para reconocer patrones de IM usando datos de EEG de un solo usuario, sin embargo, los patrones generados presentan variabilidad entre diferentes registros de un mismo sujeto, lo cual puede deberse a que en algunos ensayos el sujeto no realizó IM. A la fecha no existe una forma de verificar que los ensayos de IM hayan sido realizados correctamente. Existen diversos estudios que han descrito similitudes en los patrones de señales de EEG de seres humanos cuando realizan un movimiento real (MR) y cuando realizan IM [3] [4] [5], por lo que el MR podría ser usado para entrenar un sistema BCI, ya que a diferencia de la IM, es posible tener la certeza de que el usuario realizó el movimiento deseado. Holler et al. [6] registraron la señal de EEG a un grupo de 22 participantes sanos mientras realizaban IM y MR, y se encontró que 18 de los participantes presentaron cambios en la señal de EEG al realizar MR y que 8 de los 22 participantes mostraron patrones consistentes tanto para IM como para MR. En el trabajo de López-Larraz et al. [7] se propone utilizar la planeación antes de un MR para clasificar correctamente IM.

La herramienta más usada para visualizar los cambios generados en señales de EEG al realizar una tarea motora, son las representaciones tiempo-frecuencia (RTF), en las cuales se puede observar gráficamente la magnitud de la potencia espectral del patrón relacionado a la tarea motora realizada, el lapso temporal del mismo y en que banda de frecuencias sucedió. Para obtener la RTF se realiza la transformación de la señal de un canal de EEG, del dominio del tiempo al dominio de frecuencia. Uno de los métodos más usados para obtener representaciones tiempo-frecuencia es la transformada Wavelet [8]. En trabajos previos [9] [10] usaron mapas de EEG, similares a los de tiempo-frecuencia, para obtener una imagen representativa de los patrones de IM, y por medio de la correlación con imágenes de entrenamiento lograron clasificar IM.

En este trabajo se propone usar la similitud entre el movimiento real y la IM de las manos para clasificar entre IM de mano derecha e IM de mano izquierda. Para ello se plantea usar el promedio de la distancia euclidiana entre los píxeles de las representaciones tiempo-frecuencia de la señal de EEG obtenidas para cada clase, como medida para la discriminación entre clases.

Ruben Isaac Cariño Escobar pertenece a la Maestría en Ciencias área Cibertrónica de la Facultad de Ingeniería y realizó el proyecto dentro del curso(s) Procesamiento digital de imágenes (Email: rubencarino@hotmail.com). Dra. Josefina Gutiérrez Martínez y Dra. Jessica Cantillo Negrete pertenecen a la Subdirección de Investigación Tecnológica del Instituto Nacional de Rehabilitación.

El proyecto fue asesorado por el Dr. Roberto A. Vázquez que pertenece a la Facultad de Ingeniería de la Universidad La Salle, Distrito Federal.

II. CONCEPTOS BÁSICOS

A) Sistema de referencia internacional 10-20 para EEG.

Es una metodología reconocida internacionalmente cuyo fin es la reproducibilidad de estudios que involucren registros de EEG. Se basa en el concepto de posicionar electrodos en el cuero cabelludo con una separación equivalente al 10% o el 20% de la existente entre la frente y la zona posterior del cráneo del individuo al cual se le realiza el estudio de EEG. El sistema también establece los nombres que deben de recibir los electrodos usados para EEG, o también conocidos como canales, de acuerdo a su posición. Siendo Cz el electrodo localizado en la zona central del registro a la mitad de ambos hemisferios, C4 el colocado en la zona central pero en el hemisferio derecho, y C3 el colocado en la zona central pero en el hemisferio izquierdo [11].

B) Hemiparesia.

Debilidad en las extremidades superiores e inferiores de un mismo lado del cuerpo. En ocasiones se presenta en conjunto con debilidad en el rostro. Puede ser provocada por una enfermedad cerebro vascular.

C) Transformada Wavelet.

Procedimiento en el cual un fenómeno que se encuentra registrado en el dominio del tiempo, es representado en el dominio de la frecuencia y el tiempo. Para ello se usa una "wavelet" u ondeleta, la cual es un molde matemático con un tiempo finito y una forma de onda oscilatoria que decae rápidamente en el tiempo. Una de las wavelet más usada es la tipo "Morlet".

III. METODOLOGÍA

A) Tarea experimental.

Se registraron 11 canales de EEG de acuerdo al sistema internacional 10-20 [11] (T3, P3, C3, Cz, C4, P4, T4, F3, Fz, F4 y Pz), con un amplificador marca g.Tec modelo gUSBamp de 16 canales y 24 bits de resolución a una frecuencia de muestreo de 256 Hz, la cual fue seleccionada considerando que los cambios generados en la señal de EEG debido al movimiento o a la IM de las extremidades, se genera en el rango de frecuencia del ritmo alfa (8 a 13 Hz) y beta (14 a 30 Hz). La muestra consta de 2 sujetos sanos y 2 pacientes diagnosticados con enfermedad vascular cerebral, del tipo sub-cortical, con hemiparesia parcial de la mano derecha (contralateral al hemisferio cerebral de su lesión). Los voluntarios no presentaron alteraciones en el análisis cualitativo de su EEG, y todos firmaron un consentimiento informado autorizado por el comité de investigación del Instituto Nacional de Rehabilitación.

Los participantes se sentaron en un sillón cómodo frente a un monitor de una computadora, en el que se les daban las indicaciones de manera visual, y realizaron 120 ensayos de movimiento de mano derecha (MOVD), 120 ensayos de movimiento de mano izquierda (MOVI), 120 ensayos de imaginación de movimiento de mano derecha (IMGD), y 120 ensayos de imaginación de movimiento de mano izquierda (IMGI). Los ensayos se realizaron de manera aleatoria para

evitar la habituación de los sujetos. El protocolo experimental se basa en el paradigma propuesto por Pfurtscheller y colaboradores [12].

B) Procesamiento de la señal.

Para acondicionar las señales de EEG, se aplicó un filtro pasa-banda tipo Butterworth de orden 9 de 1 a 30 Hz, debido a que este rango de frecuencia contiene todos los componentes en frecuencia del ritmo alfa y beta del EEG los cuales son importantes para la discriminación de las tareas de movimiento, y un filtro rechaza-banda de 59 a 61 Hz, para asegurar la eliminación del ruido debido a la línea eléctrica.

Debido a la difusión del cuero cabelludo y de la piel, un electrodo mide una mezcla de señales de diversos grupos de neuronas, por lo que para una mejor clasificación de las señales de EEG es necesario realizar un filtrado espacial. En este trabajo se aplicó un filtrado espacial tipo laplaciano, el cual actúa como un filtro pasa altas, que resalta actividad focal de fuentes locales, reduciendo actividad distribuida, incluyendo aquella de fuentes distantes (por ejemplo, señal muscular, movimiento de ojos y parpadeos). Este filtro consiste en restar a la señal del electrodo de interés la media de las señales de sus cuatro vecinos más próximos [13]. Aquí se realizó un filtrado laplaciano solamente a los canales centrales C3, Cz y C4, los cuales están ubicados en la zona de la corteza cerebral encargada de las tareas motoras de la mano (ver Figura 1).

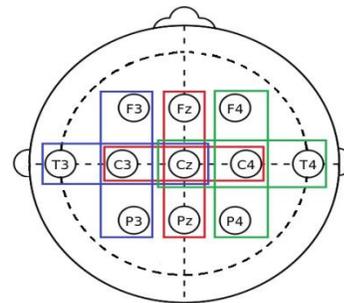


Figura 1. Electrodo de EEG registrados. En los recuadros se muestran las vecindades usadas para realizar el filtrado laplaciano a los tres canales centrales C3, Cz y C4.

Para cada ensayo y tarea, se obtuvieron representaciones tiempo-frecuencia (RTF) de las señales de EEG de todos los sujetos sanos y de los pacientes utilizando la técnica de análisis tiempo-frecuencia basada en la Transformada Wavelet tipo Morlet. Todos los análisis se realizaron de 1 a 7 s y de 1 a 30 Hz con una resolución de 0.5 Hz. Por lo tanto, se obtuvieron 120 imágenes de RTFs para cada una de las cuatro tareas realizadas por los sujetos. Todas las RTF fueron normalizadas a un periodo de referencia definido de 1.5 a 2.5 segundos, en el cual no se realiza ninguna tarea motora. La escala de las RTFs fue de $-200 \mu V^2$ a $200 \mu V^2$.

C) Procesamiento de las imágenes.

Se calculó el promedio de las RTFs correspondientes a MOVD y MOVI, al promediar los canales RGB, de los 3 canales de EEG (Cz, C4 y C3). Teniendo dos RTFs

resultantes, la RTF promedio de MOVD (denominada, PMOVD) y la RTF promedio de MOVI (denominada, PMOVI) para cada sujeto.

Se seleccionó aleatoriamente una ventana de 1 s de longitud de PMOVD y PMOVI, solamente se seleccionaron ventanas en el intervalo de 3 a 6.5 segundos. La altura de la ventana también fue seleccionada de manera aleatoria, pudiendo tener una longitud desde 0.04 Hz (1 pixel) hasta 30 Hz (660 pixeles), solamente se seleccionaron ventanas en el rango de 2 Hz a 30 Hz, puesto que, de acuerdo a la literatura, los cambios de potencia generados debido a las tareas motoras se presentan en este rango.

En cada uno de los corrimientos de la ventana seleccionada se calculó la similitud con respecto a las RTF de IMGD e IMGJ de Cz, C3 y C4 en los mismos intervalos, por medio del promedio de la distancia euclidiana de los pixeles de ambas imágenes. Para el cálculo de la similitud se utilizó la siguiente ecuación. Donde S es la similitud entre la imagen “ x ” con respecto a la imagen “ y ”. Donde $x(i, j)$ y $y(i, j)$ son imágenes de $M \times N$ pixeles.

$$S(x, y) = \frac{1}{M \times N} \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N |x(i, j) - y(i, j)|$$

En la Figura 1 se observa un diagrama de la metodología propuesta. Se calculó el porcentaje de clasificación correcta (%CC) a partir de clasificar si una RTF de IMGD o IMGJ es más similar a la RTF promedio del movimiento derecho, o es más similar al movimiento izquierdo.

D) Comparación entre el desempeño del método propuesto y de mapas auto-organizados.

La metodología reportada en la literatura siempre incluye una etapa de caracterización y clasificación de la señal de EEG, aquí se decidió comparar el método propuesto contra un método basado en potencia espectral para extracción de características y de mapas-auto-organizados como clasificadores [14]. Se calcularon características de potencia espectral de las señales de EEG usando la transformada de Wavelet. Se obtuvo la potencia promedio, en los intervalos de 8-30 Hz y de 3.5 a 4.5 s de cada ensayo de IMGD e IMGJ, para los canales Cz, C4 y C3. Con las características obtenidas se entrenó y probó un mapa auto-organizado, usando un esquema de entrenamiento supervisado. Se seleccionaron aleatoriamente 80 ensayos para la etapa de entrenamiento y 40 para la etapa de prueba, el procedimiento se repitió 100 veces y después se promedió el porcentaje de clasificación correcta obtenido en cada repetición. Se obtuvo entonces el desempeño de la metodología propuesta y el de los mapas auto-organizados para clasificar la IMGD e IMGJ de todos los sujetos.

IV. RESULTADOS

En la Figura 2 se observan las RTFs promedio del movimiento de mano derecha e izquierda para el paciente 1 para los tres canales analizados. Se puede observar un patrón generado por el movimiento de las manos (color azul) después de la señalización de inicio del movimiento a los 3 segundos.

Y se puede observar la región (intervalo de frecuencia e intervalo temporal) que fue usada para encontrar similitudes con la IMGD e IMGJ.

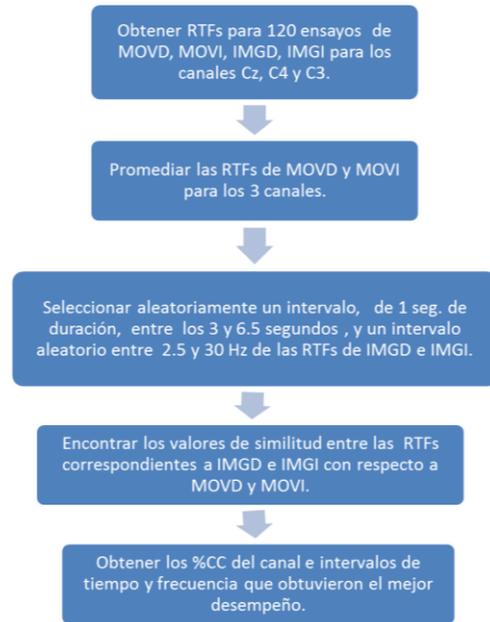


Figura 2: Diagrama a bloques de metodología usada para clasificar entre imaginación de mano derecha y mano izquierda.

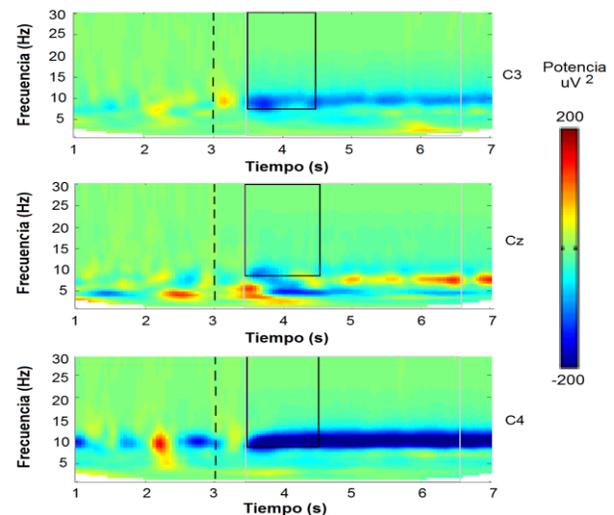


Figura 3: RTFs promedio para el movimiento de mano derecha y de mano izquierda, para los tres canales del paciente 2. El recuadro negro muestra el intervalo de tiempo y de frecuencias usados para la clasificación con el mapa auto-organizado. El recuadro gris muestra el intervalo de tiempo y frecuencias que podía ser seleccionado para la comparación entre MOVI y MOVD con IMGD e IMGJ para la metodología propuesta. La línea punteada representa el momento en el que se señaló al sujeto que iniciara el movimiento de la mano.

En la Figura 3 se pueden observar los porcentajes de clasificación correcta obtenidos utilizando la metodología planteada con el índice de similitud de la imaginación con el movimiento, y los mapas auto-organizados. Las barras azules son los %CC obtenidos con los mapas auto-organizados y las barras verdes son los obtenidos con el método propuesto. No

se calculó desviación estándar para el método propuesto porque únicamente se realizó una sola clasificación de los datos.

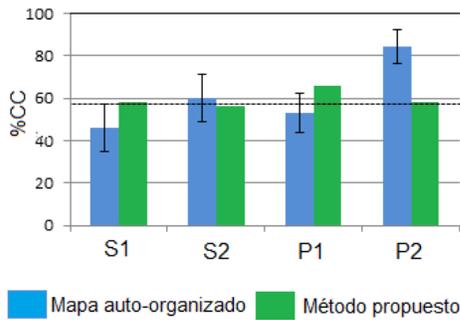


Figura 4: Porcentajes de desempeño del método propuesto y de los mapas auto-organizados. La línea es el nivel de aleatoriedad calculado para la clasificación. S1 es sujeto 1, S2 es sujeto 2, P1 es paciente 1, P2 es paciente 2.

En la Figura 4 se puede observar el pixel representativo de la frecuencia y el tiempo con el cual se obtuvo el mayor %CC para el paciente 1. Las coordenadas de dicho pixel son (960, 543). Esto quiere decir que a una frecuencia de 3 Hz y en el tiempo del ensayo de 6.2 segundos al comparar un solo pixel se obtiene un %CC del 66 %.

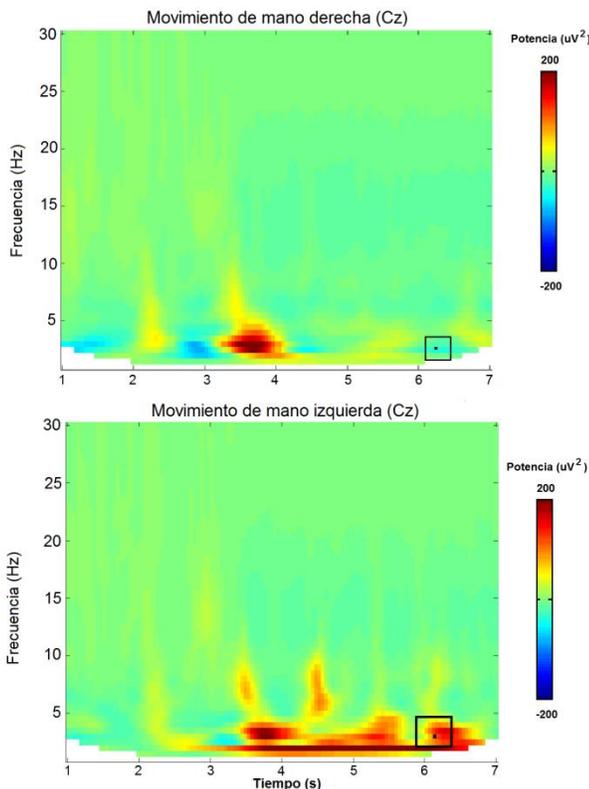


Figura 5: RTFs para el canal Cz del paciente 1 que presentó el mayor %CC usando el método propuesto, este desempeño se obtuvo usando un único pixel en las comparaciones.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Se puede observar de la Figura 3 que el sujeto que obtuvo mejor desempeño con la metodología fue el paciente 1, teniendo 66% de %CC para discriminar entre IMGD e IMGJ. El intervalo usado para obtener este desempeño en el

clasificador resultó ser un único pixel. La frecuencia en la cual se ubica este pixel es de 3.1 Hz lo cual corresponde a la frontera entre las ondas de EEG denominadas como delta y las theta. Las ondas delta son asociadas con el parpadeo y no tienen otra asociación confirmada con algún proceso cognitivo. Sin embargo existen estudios que correlacionan el número de parpadeos con la presencia de imaginación motora [15] [16] por lo cual lo que se podría estar observando es la diferencia entre parpadeos al realizar imaginación de movimiento y el realizar el movimiento, sin embargo no se ha llegado a un consenso en este aspecto. Las ondas theta están asociadas en roedores a la actividad motora, sin embargo no existen estudios suficientes para afirmar que esto es cierto para el caso de seres humanos. El tiempo en el cual se presenta este pixel es de 6.2 segundos, prácticamente el final del periodo en el cual la paciente realizó el movimiento de su mano.

El otro participante que resultó beneficiado por usar la metodología propuesta fue el sujeto 2, el cual obtuvo un aumento del 12% en su %CC con respecto al procesamiento tradicional. Sin embargo este desempeño apenas fue suficiente para alcanzar el nivel práctico de aleatoriedad para el clasificador.

El paciente 2 presentó una gran caída en su desempeño al usar la metodología propuesta, esto puede deberse a que su PMOVI y su PMOVD son muy similares, por lo que no existe una diferencia significativa en un momento del ensayo o en una banda de frecuencia que pueda ser útil para discriminar entre IMGD e IMGJ.

El sujeto 1 presentó un desempeño muy similar para la metodología propuesta que para el SOM, por lo que este sujeto pudo no haber realizado la tarea de IMGD e IMGJ o puede pertenecer al 30% de usuarios en los que no se puede detectar con EEG patrones específicos de alguna tarea mental [17].

VI. CONCLUSIONES

Usar la similitud entre imaginación del movimiento de las manos con el movimiento real, podría presentar una nueva forma de extracción de características y clasificación para una interfaz cerebro-computadora. Esta metodología podría facilitar la identificación de patrones de imaginación de movimiento en la señal de EEG, ya que se identifica por medio de su comparación el movimiento real de la mano, que a diferencia de la imaginación, se tiene la certeza de que es realizado.

Con esta metodología se podrían obtener patrones más consistentes en la señal de EEG con un menor número de ensayos, con ello se podría disminuir el tiempo de diseño y facilitar el acceso para el tratamiento de pacientes con esta tecnología. Sin embargo para el método propuesto se debe de encontrar el rango de frecuencias y el intervalo temporal, después del inicio de la imaginación de movimiento, en el cual puede discriminarse mejor entre dos tareas. En este trabajo se propuso un método aleatorio, sin embargo métodos

de optimización, como un algoritmo genético, podrían presentar una convergencia más rápida a una solución cercana a la global. Esta metodología podría no proporcionar un mejor reconocimiento de imaginación de movimiento para todos los pacientes usuarios de un BCI pero si podría permitir que algunos de los potenciales usuarios puedan usar el sistema, por lo cual la metodología propuesta puede ser valiosa para la rehabilitación de pacientes con parálisis parcial de mano.

Como trabajo futuro se planea extender la muestra e intentar obtener la similitud por medio de otras técnicas de discriminación como la distancia de Mahalanobis o algoritmos de correlación de píxeles.

REFERENCIAS

- [1] A. S. Go, D. Mozaffarian, V. L. Roger, et al., "Executive summary: heart disease and stroke statistics-2013 update: a report from the American Heart Association," *Circulation*, vol. 127, pp. 143-152, 2013.
- [2] M. Binder, N. Hirokawa, U. Windhorst, "Encyclopedia of Neuroscience", *Springer*, pp. 1823, 2009.
- [3] M. Rodriguez, C. Llanos, Malechka, M. Sabate, "The kinematics of motor imagery: Comparing the dynamics of real and virtual movements," *Neuropsychologia*, vol. 47, no. 2, pp. 489-496, 2009.
- [4] M.T. Carrilo-de-la-peña, S. Galdo-Alvarez, C. Lastra-Barreira, "Equivalent is not equal: Primary motor cortex (MI) activation during motor imagery and execution of sequential movements," *Brain Research*, vol. 1226, pp. 134-143, 2008.
- [5] S. Kraeutner, A. Gionfriddo, T. Bardouille, S. Boe, "Motor imagery-based brain activity parallels that of motor execution: Evidence from magnetic source imaging of cortical oscillations", *Brain Research*, vol. 1588, pp. 81-91, 2014.
- [6] Y. Holler, J. Bergmann, M. Kronbichler, J. Sophia, E. Verena et al, "Real movement vs. motor imagery in healthy subjects", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 87, 35-41, 2012 .
- [7] E. López-Larraz, L.Montesano, A. Agudo, J. Minguez, "Continuous decoding of movement intention of upper limb self-initiated analytic movements from pre-movement EEG correlates", *J. Neuroengineering and rehabilitation*, 11:153, 2014.
- [8] H. Shima, T. Nakayama, "Higher Mathematics for Physics and Engineering", *Springer*, pp. 449-480, 2009.
- [9] A. Ubeda, E. Iañez, J. Asorin, "Classification method for BCI based on the correlation of EEG maps", *Neurocomputing*, vol. 114, 98-106, 2013 .
- [10] A. Ubeda, "Endogenous brain-machine interface based on the correlation of EEG maps", *Computer methods in programs and medicine*, vol. 112, No. 2, 302-308, 2013.
- [11] R. Oostenveld, P. Praamstra, "The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements", *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, pp. 713-719, 2001.
- [12] G. Pfurtscheller, "Motor imagery and direct brain-computer communication", *Proc IEEE*, vol. 89, No 7, 1123-1134, 2001.
- [13] B. Hjort, "An on-line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 39, pp. 526-530, 1975.
- [14] T. Kohonen, "Essentials of the self-organizing map," *Neural Networks*, vol. 37, pp. 52-65, 2013.
- [15] E.Heremans, B.Smits-Engelsman, K.Caeyenberghs, etal, "Keeping an eye on motor imagery: the role of eye movements during motor imagery training", *Neuroscience*, vol. 195, 37-44, 2011.
- [16] E.Heremans, "The eyes as mirror of our thoughts: Quantification of goal-directed movements through eye movement registration", *Behavioural Brain Research*, Vol. 187, No. 2, 351-360, 2008.
- [17] C. Guger, "How many people are able to control a P-300-based brain computer interface (BCI)?", *neuroscience letters*, vol. 462, No. 1, 94-98, 2009.