

# SISTEMAS DE AYUDA PARA LA REHABILITACIÓN POST ACCIDENTE CEREBROVASCULAR

Florencia Arbó

Universidad de la República – Facultad de Ingeniería – Montevideo, Uruguay  
Seminario de Ingeniería Biomédica, 10 de julio de 2012. Tutores: Franco Simini, Cecilia San Román

**Resumen—** Este trabajo presenta dos dispositivos basados en estimulación eléctrica funcional, de ayuda para la rehabilitación en pacientes con dificultades motoras. En particular, el primer dispositivo trata la condición denominada “caída del pie”, que refiere a dificultades en el movimiento de las extremidades inferiores. Se presentan resultados en la utilización del mismo por pacientes que padecieron un accidente cerebrovascular y poseen este tipo de trastorno en la marcha. El segundo dispositivo se encuentra en etapa de estudio, y pretende ser utilizado para la rehabilitación en pacientes con dificultades en el movimiento de las extremidades superiores.

## I. INTRODUCCIÓN

Los accidentes cerebrovasculares (ACV) representan la segunda causa de muerte en el mundo. Los pacientes que sobreviven luego de este trastorno suelen tener dificultades motrices, que pueden afectar solamente un sector del cuerpo, o el cuerpo entero, dependiendo de la zona del cerebro que haya afectada. Sin embargo, existen diferentes equipos que ayudan disminuir estas dificultades, algunas de los cuales serán descriptos en este documento.

## II. DEFINICIÓN DE ACCIDENTE CEREBROVASCULAR (ACV) Y CLASIFICACIÓN

El término accidente cerebrovascular refiere al conjunto de manifestaciones clínicas que responden a una alteración de la función cerebral [2]. Esto es consecuencia de una modificación cuantitativa o cualitativa del aporte sanguíneo a una zona específica del cerebro, ya sea por la obstrucción o por la rotura de un vaso sanguíneo encargado de transportar nutrientes y oxígeno hacia el cerebro.

El accidente cerebrovascular producido por la obstrucción de un vaso sanguíneo se denomina isquémico. Ésta puede ocurrir formación de manera gradual de depósitos grasos o de un coágulo de sangre [1]. El ACV producido por la rotura de un vaso sanguíneo se denomina hemorrágico, pudiendo ocurrir un sangrado dentro del cerebro (hemorragia intracerebral) o en las envolturas cerebrales (hemorragia subaracnoidea).

Los ACV isquémicos representan el 80% de todos los accidentes cerebrovasculares. [1]

## III. SECUELAS DE UN ACV

El cerebro es el órgano encargado de controlar entre otras cosas el habla, la visión y el movimiento de los diferentes músculos del cuerpo humano.

Al producirse un ACV, un área del cerebro no recibe los nutrientes necesarios, provocándose la muerte instantánea o daño de las células cerebrales que la componen. Dependiendo de la localización del área afectada y de la extensión de la lesión, los pacientes sobrevivientes pueden sufrir diversos

trastornos psicológicos, psiquiátricos, en el movimiento, la visión y el habla.

A modo de ejemplo, trastornos en el movimiento pueden afectar solo el rostro, un brazo o una pierna, o bien todo un lado del cuerpo y de la cara. En el hemisferio izquierdo del cerebro, se encuentran las zonas que regulan el movimiento del sector derecho del cuerpo. Por esto, una persona que sufre un ACV en el hemisferio izquierdo demostrará parálisis del lado derecho de su cuerpo.

Específicamente en este documento se estudiará un dispositivo para la estimulación del pie, cuando ocurre la denominada caída de pie. Esta última refiere a una condición crónica causada por la debilidad o parálisis de los músculos que levantan el pie, haciendo que los dedos se arrastren por el suelo durante la marcha. Cuando ocurre la caída del pie, el nervio peroneo no recibe un estímulo, por lo que no se produce la flexión del pie por contracción de los músculos tibial anterior y peroneo. El paciente naturalmente intenta compensar esta situación, elevando más allá de lo normal su pierna y realizando un movimiento de cadera exagerado. Estos cambios en la marcha pueden llevar a una falta de equilibrio, dolor, fatiga y aumento de la ansiedad acerca de caminar. [4]

## IV. ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL

La estimulación eléctrica funcional (FES) también denominada neuroestimulación, se basa en el envío de impulsos eléctricos de baja tensión a un nervio específico, con el fin de generar un estímulo que provoque el movimiento de determinados grupos musculares. [4].

En un principio, los dispositivos basados en FES tenían el cometido de reemplazar de forma permanente la función neuromuscular perdida. Actualmente a este enfoque se le agrega uno terapéutico, desarrollándose dispositivos utilizados en forma transitoria, capaces de mejorar la fuerza muscular y la capacidad de movimiento de las extremidades inferiores y superiores. [5]

La primer aplicación de FES fue desarrollada en 1960 por Kantowitz, con la finalidad de restablecer el movimiento de las extremidades inferiores en pacientes que habían sufrido un ACV o una lesión en la médula espinal. Kantowitz estimuló

a través de electrodos colocados en la piel, los cuádriceps y glúteos, notando que esta estimulación producía la extensión de las extremidades inferiores, posibilitando un movimiento similar a la marcha cuando se camina con “zancos”. Al mismo tiempo, Liberson creó un dispositivo de FES usado para corregir el trastorno del “pie caído”, utilizando una fuente de alimentación colocada en un cinturón, dos electrodos colocados en la piel de forma tal de estimular el nervio peroneo y un sensor colocado en el talón del paciente. La simulación era activada una vez que el talón perdía contacto con el suelo, y desactivada una vez que éste volvía a tener contacto. [5]

La mayoría de los dispositivos de FES utilizados en la actualidad basan su funcionamiento en las creaciones de Kantowitz y Liberson. [5]

A continuación se presentan un dispositivo aplicable para la rehabilitación del pie caído y de la dificultad de movimiento en las extremidades superiores.

#### A. DISPOSITIVO PROGRAMABLE APLICABLE PARA LA REHABILITACIÓN DEL “PIE CAÍDO”

La dorsiflexión del pie se produce por la contracción de los musculos tibial anterior y peroneo. Una representación de la electromiografía de la actividad del músculo tibial anterior durante la marcha se muestra en la figura A.1:

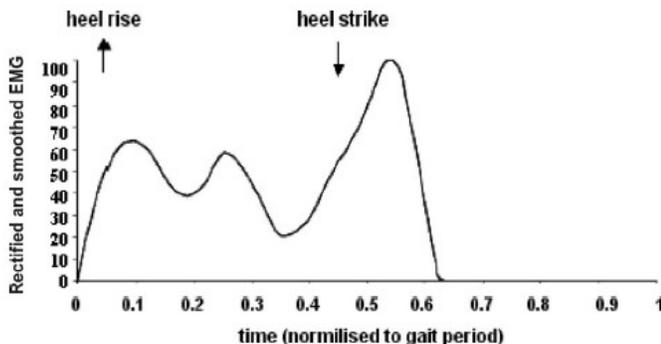


Figura A.1: Actividad típica del musculo tibial anterior durante la marcha. Heel rise y heel strike refieren respectivamente a los momentos en que el talón se despega del suelo y cuando vuelve a tomar contacto con éste. Figura extraída del artículo realizado por Sabut [6].

El objetivo de los creadores de este dispositivo [6], fue diseñar un estimulador neuromuscular de bajo costo, cuyo perfil de estimulación fuera lo más parecido posible a la actividad natural del músculo tibial anterior.

Los tres componentes principales para recuperar las funciones motoras luego de una lesión en el sistema nervioso central, tal como ocurre luego de un ACV son: un simulador, un sensor y electrodos implantables o superficiales.

El simulador diseñado es tal que consta de las siguientes funcionalidades:

- Doble canal de estimulación bipolar
- Generación de corriente en forma de pulsos
- Software encargado de controlar la forma de los pulsos generados, su amplitud y frecuencia, incluyendo una interfaz para el usuario de fácil uso
- Fuente de alimentación.

Un diagrama de bloques del simulador se muestra en la figura A.2. Las unidades principales del FES son un microcontrolador, un conjunto de elementos que regulan la alimentación del sistema, la interfaz que interactuará con el usuario y un bloque encargado de adecuar las señales a la salida del sistema.

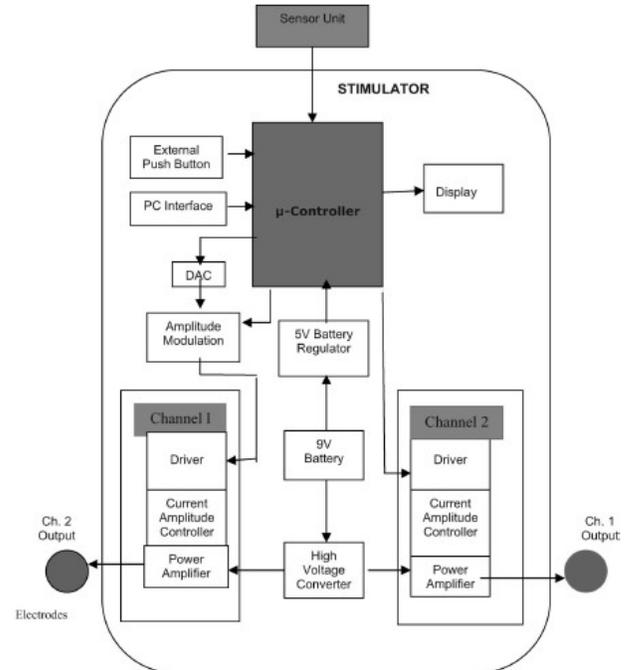


Figura A.2: Diagrama de bloques del simulador diseñado, extraído del artículo realizado por Sabut [6].

Los estímulos eléctricos son enviados a través de los dos canales que posee el dispositivo de FES. La información del modo de operación del dispositivo así como el tiempo del tratamiento y la amplitud de la corriente aplicada son mostrados a través de un display. Dicha amplitud puede ser modificada externamente a través de un potenciómetro, pudiendo llegar a un máximo de 70mA en cada canal. La unidad de salida (Channel 1 y Channel 2 en la figura 2) es la encargada de generar los pulsos de corriente. El conversor DAC es utilizado para convertir los valores digitales en analógicos, a partir de los cuales se generan estos pulsos.

El microcontrolador resulta ser la unidad principal del simulador. Es utilizado para generar una forma de onda similar a la actividad natural del músculo tibial anterior y pulsos rectangulares con la amplitud y frecuencia deseada, controlando al resto de las unidades que componen al dispositivo de FES. Se eligió utilizar el microcontrolador de 8 bits AT892051 que trabaja con niveles bajos de voltaje por lo que es apropiado para emplear en dispositivos que funcionan con baterías.

El dispositivo está diseñado para trabajar con un alto rango de voltajes para cumplir los requerimientos del tratamiento que se vaya a llevar a cabo. Para lograr tal rango, posee un

convertidor, que transforma los 9V generados por la batería en 5V, los cuales a su vez pueden ser convertidos a voltajes de entre 0V y 150V a través de un conversor DC/DC. El sistema de bloques atribuidos a la alimentación de energía fue implementado de modo seguro, evitando que el paciente sufra algún inconveniente. De todas maneras existe un pulsador que puede ser utilizado por éste en caso de emergencia, interrumpiéndose la actividad del dispositivo.

- **Formas de onda generadas por el simulador**

Como se mencionó anteriormente, uno de los objetivos de este dispositivo es generar una forma de onda similar a la de la actividad del músculo tibial anterior. Además de esta forma de onda, es capaz de generar pulsos rectangulares que son utilizados en otros tratamientos, o en el momento de verificar si los electrodos están colocados en el lugar correcto.

Esto se logró a través de dos algoritmos que son aplicables también a la rehabilitación de las funciones de la mano, o a la extensión de la rodilla.

La primera forma de onda, tiene una duración de 250-500 $\mu$ s, generándose el estímulo a una frecuencia de 40Hz.

El tren de pulsos rectangular, es generado de forma tal que el ancho de cada pulso sea de 300 $\mu$ s, con una frecuencia de estímulo de 40Hz, tal que se envíen ráfagas de pulsos durante 4s, mientras que en el segundo restante no se envíe ninguna señal.

- **Resultados de las pruebas realizadas al dispositivo en estudio**

Se realizaron dos pruebas para corroborar el correcto desempeño del FES utilizado. La primera de ellas se basó en un modelo equivalente simplificado de la piel, y la segunda fue realizada con un paciente que sufrió un ACV.

El modelo equivalente utilizado para la piel, fue una resistencia de 1k $\Omega$  en paralelo con un capacitor de 100nF. Se testeó el funcionamiento del FES al generarse la onda que representa la actividad normal del músculo tibial anterior y el tren de pulsos mencionados anteriormente en este documento. Las ondas obtenidas a la salida fueron visualizadas a través del osciloscopio digital SM2100. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 1, en la que se puede observar que la exactitud obtenida en las medidas fue en promedio del  $\pm$ 3%, lo que satisface en términos generales el funcionamiento del dispositivo.

Parameters	Programmed	Measured	Percentage Error (%)
Pulse-width ( $\mu$ s)	680	700	2.9
Pulse-interval (ms)	27.2	27.4	0.7
Frequency (Hz)	36.8	36.5	0.8
Output voltage (assuming a 1 k $\Omega$ load)	41	30	26.8
Range (assuming a 1 k $\Omega$ load)			
Voltage (V)	–	0-72	–
Amplitude (mA)	–	0-72	–

Tabla 1: Resultados obtenidos al realizar pruebas con el modelo equivalente de la piel consistente en una resistencia de 1k $\Omega$  en paralelo con un capacitor de 100nF. La tabla ha sido extraída del trabajo realizado por Sabut [6].

La prueba realizada a pacientes que padecieron un ACV, constó de caminatas de entre 15 y 30 minutos diarios durante 4 semanas. En este caso también fueron testeadas ambas formas de onda.

Para realizar la prueba, se utilizaron electrodos superficiales colocados en la pierna de cada paciente, de modo de estimular el nervio peroneo y el músculo tibial anterior, produciendo contracciones musculares que imitan las acciones voluntarias normales. Se colocó un sensor en el talón para determinar cuando el pie está apoyado en el piso y cuando pierde contacto con éste, momento en el cual el dispositivo FES interrumpe la simulación.

Luego de cuatro semanas, los pacientes fueron re-evaluados considerando diferentes parámetros de la marcha, la amplitud de movimiento y valor RMS de la electromiografía del músculo tibial anterior, obteniéndose los resultados presentados en la Tabla 2, para las dos formas de onda que el dispositivo FES genera.

Parámetros medidos	Estimulación Tibial Anterior (ETA)			Estimulación Pulso Rectangular (EPR)		
	Pre-test	Post-test	cambio (%)	Pre-test	Post-test	cambio (%)
Velocidad (m/s)	0,55	0,7	27,2	0,51	0,62	21,5
Actividad músculo T.A, RMS (mV)	0,08	0,12	50%	0,08	0,11	37,5

Tabla 2: Resultados obtenidos luego de cuatro semanas en un paciente que padeció un ACV. Las primeras tres columnas corresponden a la estimulación por generación de onda similar a la actividad del músculo tibial anterior (ETA), mientras que las últimas tres columnas corresponden a la estimulación por sucesión de pulsos (EPR). Los datos fueron extraídos del artículo realizado por Sabut [6].

De la Tabla 2, puede observarse que la velocidad de la marcha fue incrementada en un 27.7% con ETA, mientras que utilizando EPR el incremento fue del 21.5%. El valor RMS correspondiente a la mejora de la actividad de músculo tibial anterior fue del 50% y 37.5% con ETA y EPR respectivamente, observándose mejoras en la marcha.

De estos resultados se tiene que para el tratamiento del pie caído resulta más efectivo la generación de estímulos a través de la forma de onda similar a la actividad normal del músculo tibial anterior.

#### B. INTERFAZ UTILIZADA EN UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON DIFICULTAD DE MOVIMIENTO EN LAS EXTREMIDADES SUPERIORES

El diseño en estudio [6], pretende ser una herramienta para la rehabilitación de pacientes con pérdida de la función motora del miembro superior debido a desórdenes neurológicos producidos por la ocurrencia de un ACV. Éste consta de tres

canales de FES diseñados de forma tal de estimular el movimiento de rotación del antebrazo y la flexión o extensión de la mano.

Los canales son controlados por un microcontrolador que recibe señales de control a partir de la interpretación de la actividad cerebral del paciente. De esta forma, es él mismo quien controla los parámetros de estimulación. A su vez, el sistema posee una interfaz de usuario, tal que el paciente puede encender o apagar cada uno de los canales de estimulación, además de controlar el nivel de contracción a aplicar.

La interfaz que envía las señales de control al microcontrolador fue implementada a partir del software BCI2000 el cual es un sistema creado para la investigación de interfaces cerebro-computadora (ICC). Estas Interfaces buscan establecer vías alternativas de comunicación y control de un dispositivo por una persona con algún grado de discapacidad motora.

El diseño creado se compone de los 5 bloques mostrados en la figura B.1.

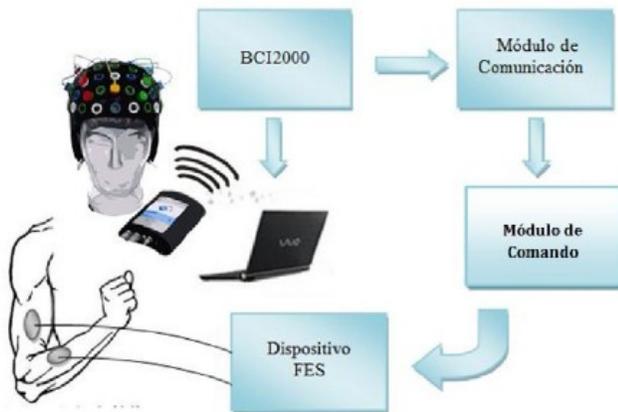


Figura B.1: Diagrama de bloques del sistema implementado por Arguissain [7].

A continuación se realiza la descripción de cada bloque.

### • Registro del Electroencefalograma (EEG)

A través de la utilización de un EEG, se obtiene la actividad eléctrica del cerebro relacionada con la intencionalidad de realizar un movimiento.

Al presentar un estímulo al paciente, se genera una actividad neuronal denominada Potenciales Evocados Relacionados a Eventos (ERP), relacionada con pequeñas variaciones características del EEG debidas a algún suceso sensorial, motor o cognitivo. Éstas constituyen un indicador del procesamiento subconsciente de esos sucesos.

Existen varios tipos de ERP ya conocidos, caracterizados por su variación de señal positiva o negativa y por el defasaje en el tiempo que presentan luego de la generación de un estímulo. Este dispositivo se basa en la detección del Potencial P300 que es una onda positiva que se presenta 300 ms luego del estímulo. La amplitud de la onda de P300 ha sido asociada con

la dificultad de la tarea y con la cantidad de información del estímulo.

Los datos del EEG son obtenidos mediante la colocación en la superficie cerebral de 10 electrodos distribuidos de manera apropiada. Para facilitar su correcto posicionamiento, se utiliza una gorra g.GAMMAcap y un conjunto de fajas ajustables g.GAMMAcapBELT.

Las señales obtenidas son enviadas al software BCI2000, el cual se encarga, entre otras cosas, de realizar el procesamiento digital de éstas.

### • Procesamiento de la señal y presentación de estímulos

El software BCI2000 es el encargado de adquirir las señales provenientes del EEG, acondicionarlas y procesarlas. Dentro de esta última función, se encuentra la tarea de realizar la traducción de la señal de entrada, para que pueda ser interpretada la acción que el paciente quiere realizar. Además, este software es el encargado de manejar los estímulos visuales de acuerdo al paradigma P300 creado por Donchin [8].

Donchin propuso utilizar la generación de la onda P300 como forma de deletrear palabras. Creó una matriz con varias letras del abecedario. Las filas y columnas de esta matriz se iluminan por breves instantes y al azar en la pantalla de una computadora. Se le pide al paciente que focalice su atención en un símbolo en particular pero solo cuando su fila o columna se ilumine. Como este es un evento poco probable, el cerebro genera una onda P300. El software encuentra la intersección entre la fila y columna, ubicando la letra en la que el paciente pensó.

En este caso, la matriz utilizada se muestra en la figura B.2:

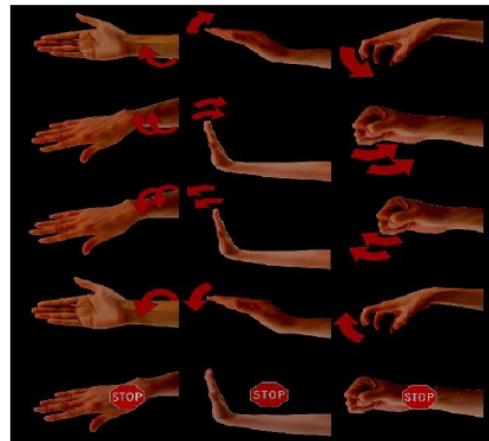


Figura B.2: Matriz de estimulación visual que se le presenta al paciente. Concetrándose en una imagen el sistema responde con el movimiento correspondiente. La imagen ha sido tomada de Arguissain [7].

Cada columna de la matriz corresponde a uno de los canales del dispositivo FES. Por cada canal el paciente puede elegir entre cinco acciones:

-aumentar la contracción de manera lenta: el ancho del pulso de estimulación se aumenta linealmente en un lapso de 5 segundos.

- aumentar la contracción de forma rápido: similar a la acción anterior pero con una duración de 4 segundos.
- disminuir la contracción lentamente: se disminuye el ancho del pulso del estímulo de forma lineal en un lapso de 5 segundos.
- disminuir la contracción rápidamente: similar a la acción anterior pero en un lapso de 4 segundos.
- detener contracción: apaga el canal.

La duración de los estímulos fue configurada de acuerdo a la preferencia de cada paciente.

La señal ya traducida se envía al módulo de comunicación.

- **Módulo de comunicación**

Este módulo es una aplicación programada en C++ que se encarga de ser la vía de comunicación unidireccional entre el software BCI2000 y el módulo de comando.

- **Módulo de comando y módulo de estimulación eléctrica**

El primer bloque está formado por un microcontrolador PIC18F4550 de Microchip, que recibe los comandos de control y los interpreta, generando los pulsos para el dispositivo FES y actualizando la duración de los mismos.

El módulo de estimulación eléctrica consta de un dispositivo FES de 3 canales, diseñado en forma modular.

Cada módulo posee una etapa de potencia controlada por el microcontrolador. Éste último genera los pulsos de estimulación de ancho entre 50us y 400us, rango correspondiente a 5 niveles definidos de modo tal de realizar a estimulación de acuerdo a las preferencias del paciente. La frecuencia a la que se generan estos pulsos se estableció en 26,15 Hz.

Adicionalmente, cada canal consta de un control analógico para que el usuario pueda variar manualmente la intensidad eléctrica de cada pulso.

El diseño en estudio aún no ha sido probado en pacientes víctimas de un ACV, por lo que no se presentarán resultados de la evolución en un tratamiento con el dispositivo como en el caso anterior.

## V. CONCLUSIONES:

La utilización de dispositivos de FES resulta ser sumamente útil en la rehabilitación de pacientes con alguna dificultad motora. En particular, para el dispositivo utilizado en la condición pie caído, las mejoras en la marcha rondan el 30%, lo cual para un paciente puede representar independencia a la hora de movilizarse por si mismo.

La utilización de interfaces cerebro-computadora, resulta ser una aplicación sumamente interesante en pacientes con paraplejía, pudiendo controlar su tratamiento a través del pensamiento.

En lo personal, pienso que esta debe ser un área de investigación dentro de la ingeniería biomédica en Uruguay, teniendo en cuenta que la rehabilitación con dispositivos de

este tipo no sustituye la fisioterapia, pero puede lograr resultados sumamente satisfactorios, además de ser accesibles en cuanto a su precio.

## VI. REFERENCIAS

- [1] National Stroke Association, EEUU, “Types of stroke”, consultado el 23 de Junio de 2012. [On line]. Disponible en: <http://www.stroke.org>
- [2] M. Pebets y Col, “Neurología Clínica”, Facultad de Medicina, Universidad de la República.
- [3] Fundación Christopher y Dana Reeve, EEUU, “Accidente Cerebrovascular (Stroke)”, consultado el 23 de junio de 2012. [On line]. Disponible en: <http://www.christopherreeve.org>
- [4] Neurostream Technologies, “Foot Drop: a type of Gait Disorder”, “Neurostimulation Devices”, consultados el 23 de Junio de 2012. [Online]. Disponibles en: <http://www.neurostream-technologies.com>
- [5] T.A. Thrasher, M.R. Popovic, “Functional Electrical Stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation”, *Annales de Re'adaptation et de Me'decine Physique* 51, Mayo 2008, pp 452–46
- [6] S. K. Sabut, R. Kumar, M. Mahadevappa, “Design of a programmable multi-pattern FES system for restoring foot drop in stroke rehabilitation”, *Journal of Medical Engineering & Technology*, Vol. 34, No. 3, Abril 2010, pp. 217–223
- [7] F. G. Arguissain, D. A. Giménez y C. B. Tabernig, “Diseño y Desarrollo de una Interfaz ICC-FES como Herramienta de Rehabilitación Neurológica”, Facultad de Ingeniería, Universidad de Entre Ríos.
- [8] E. Donchin, L.A Farwell, “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, December 1988, pp. 510–523