

Electrodos para la Rehabilitación de Hemiplejías

Jaime F Delgado Saa, Ing. Electrónico, Especialista en redes de computadoras

Fundación universidad del Norte, Barranquilla, Atlántico, Colombia, jadelgado@uninorte.edu.co

Carlos A Jaimes Aguilar, Ing. Electrónico

Fundación universidad del Norte, Barranquilla, Atlántico, Colombia, jadelgado@uninorte.edu.co

Ingrid Oliveros Pantoja, Magister en Microelectronica

Fundación universidad del Norte, Barranquilla, Atlántico, Colombia, jadelgado@uninorte.edu.co

Resumen

Este artículo muestra el diseño del primer prototipo desarrollado en la universidad del norte que posibilita la aplicación de la técnica conocida como Estimulación Eléctrica Funcional, esto, con el fin de permitir la apertura y cierre de la mano en personas incapacitadas. Estas lesiones son debidas principalmente a accidentes cerebro-vasculares que pueden impedir la correcta comunicación entre el sistema nervioso central y el periférico. El dispositivo consta de dos electrodos, control de intensidad de estimulación, pantalla para la visualización del estado del dispositivo y selección de funciones, además, el dispositivo funciona con baterías, con el fin de evitar los riesgos de trabajar con la alimentación pública domiciliaria haciendo al mismo tiempo transportable el dispositivo.

Palabras clave

Electrodos, Hemiplejia, Estimulación Eléctrica Funcional

1. Introducción

Las lesiones cerebro-vasculares se presentan en el ser humano sin discriminación de sexo, raza o edad, las causas suelen ser de diversos orígenes. Cuando se presentan dichas lesiones, es posible que se presente pérdida total o parcial de la comunicación entre el sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico. Las hemiplejías son enfermedades causadas por accidentes cerebro-vasculares[4] en las cuales la persona afectada pierde la capacidad de movimiento de un hemi-cuerpo, viéndose afectadas las extremidades superiores e inferiores del lado izquierdo o derecho dependiendo específicamente del caso que se presente. Este tipo de personas en el mayor número de los casos se recupera mediante la aplicación de terapias dirigidas por especialistas, por medio de las cuales se puede recobrar total o parcialmente la capacidad motora de los miembros afectados. En la actualidad dichas terapias se suelen realizar de manera manual por el especialista o empleando dispositivos estimuladores que por medio de impulsos eléctricos, producen reacciones motoras en los miembros afectados; cuando la estimulación se realiza buscando devolver una función motora, se denomina estimulación eléctrica funcional (FES en ingles), la cual en la actualidad es la técnica más empleada para lograr la excitación muscular en personas que han perdido una función motora específica. La FES hizo su aparición en los años 60 con el trabajo realizado por Liberson, que consistía en un sistema para la corrección de la caída del pie en personas hemipléjicas (Liberson et al., 1961). La FES se puede trabajar a nivel muscular, en las extremidades superiores e inferiores siendo la aplicación del trabajo presentado la estimulación de los miembros inferiores.

2. Descripción del sistema.

2.1 Señal de estimulación:

El dispositivo es un estimulador eléctrico, diseñado con el fin de permitir la apertura o cierre de la mano. Para lograrlo se emplearon corrientes Faradicas, que son trenes de impulsos suficientemente juntos de manera que no se presente contracción vibratoria, pero lo suficientemente separados como para permitir la repolarización de la membrana de la fibra muscular (Rodríguez, 2000).

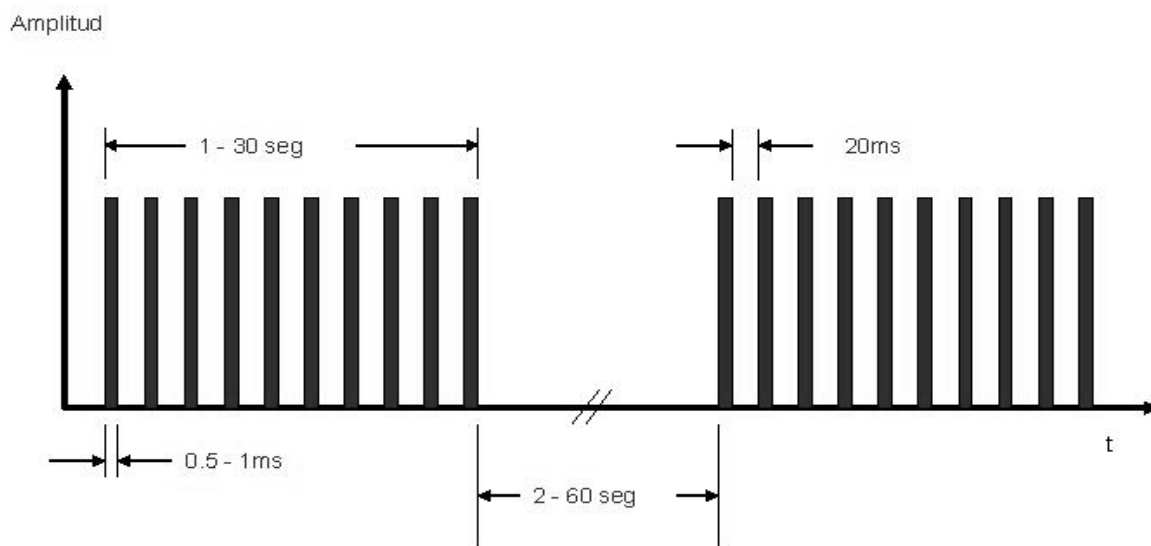


Figura 1: Forma de onda de la señal entregada por el estimulador

La figura 1 muestra la forma de onda utilizada para generar la contracción del músculo; se utilizan ráfagas de pulso cuya duración puede estar comprendida entre 1 y 30 segundos, seguidas de un periodo de descanso que puede variar entre 2 y 60 segundos. La programación del dispositivo garantiza que el periodo de descanso es el doble del periodo activo de la señal. La duración de los pulsos individuales es variable entre 0.5ms y 1ms, esto con el fin de emplear los tiempos correspondientes al punto útil nervioso y el vértice de escalón respectivamente. El punto útil nervioso es un punto en la curva I\T (intensidad vs. tiempo), el cual indica el ancho del pulso necesario si quiere estimular directamente el nervio, mientras el vértice de escalón entrega los parámetros correspondientes al ancho del pulso necesario si se quiere estimular el músculo y el nervio simultáneamente (Rodríguez, 2000). El tiempo entre pulsos es de 20ms con el fin de permitir la repolarización de la membrana de las fibras musculares. (Rodríguez, 2000)

2.2 Diagrama de bloques del sistema:

Fue utilizado el *Microcontrolador* 16F873 de Microchip, como "core" o núcleo del sistema y se encarga del manejo de la pantalla, el teclado, la generación de la señal, control de tiempo y el control del convertidor CD - CD.

La *Pantalla de cristal liquido* conforma la interfase visual del dispositivo, permite conocer el estado actual del mismo y visualizar los parámetros de operación ofreciendo al usuario un manejo cómodo y sencillo del dispositivo.

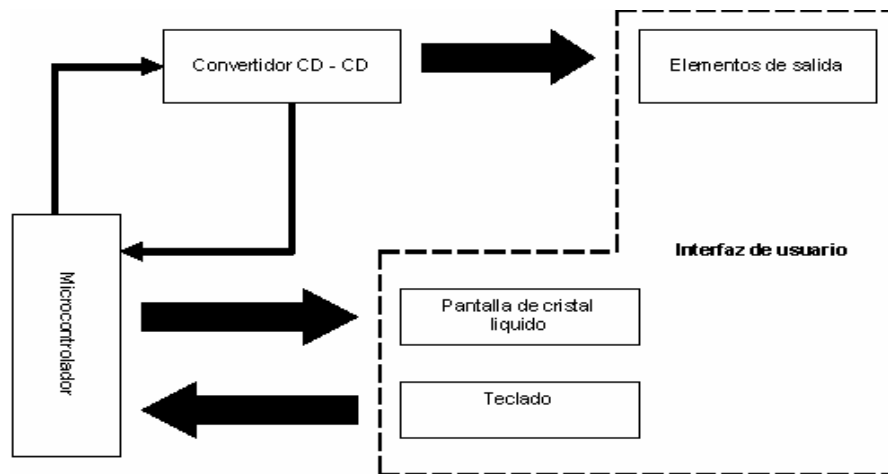


Figura 2: Diagrama de bloques del dispositivo.

El *Teclado* consta de cuatro botones que permiten al usuario desplazarse por los diferentes menús del dispositivo y un botón de “start” para inicio de sesión.

El *convertidor CD - CD* es el encargado de la generación de los niveles de tensión necesarios para la estimulación. Dado que el dispositivo debe ser portátil, se hace necesario el uso de baterías, evitando a la vez el uso de la red de distribución de energía y los riesgos que esta trae para el usuario del equipo. El convertidor se encarga de elevar el nivel de tensión de la batería de 12VDC a 150VDC usando la configuración “*Boost*” o elevadora con una corriente máxima de 45.0mA.

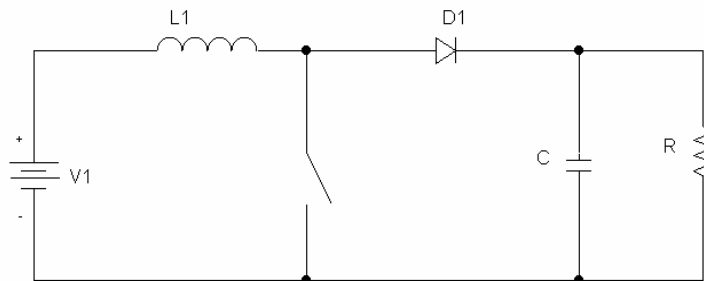


Figura 3: Esquema del convertidor CD – CD elevador.

En la figura 2 se muestra el esquema básico de un convertidor elevador, en el cual inicialmente el interruptor se cierra quedando la bobina L_1 en paralelo con la fuente de voltaje CD, de manera que el flujo de corriente a través de la bobina incrementará en el tiempo, es decir, la bobina almacena energía durante el tiempo que el interruptor permanece cerrado, cuando el interruptor se abre, la energía almacenada en la bobina es transferida al capacitor a través de D_1 , que tiene la función de evitar la descarga de C cuando el interruptor está cerrado. Este ciclo de carga y descarga de la inductancia se repetirá y la energía almacenada en el capacitor hará que aparezca entre sus terminales una diferencia de potencial. Con el fin de controlar esta diferencia de potencial se adiciona un lazo de retroalimentación que dependiendo del voltaje aplicado a la carga aumentará o disminuirá el tiempo que el interruptor permanece cerrado en cada ciclo, controlando de esta forma el nivel de energía almacenado en la inductancia que luego, como ya se ha explicado es transferido al capacitor. Para la implementación del convertidor CD – CD en el dispositivo, se utilizó como interruptor un transistor MOSFET de potencia por tener estos una velocidad de conmutación muy alta y un manejo de corriente superior con respecto a los BJT (Malvino, 1999). La señal de conmutación proviene del microcontrolador y es generado utilizando

PWM (PULSE WIDE MODULATION) el ciclo útil de la señal de conmutación es incrementado o disminuido dependiendo de si el voltaje de salida está, por debajo o por encima, respectivamente, del nivel deseado.

Finalmente, el bloque de *elementos de salida* está constituido por el control de intensidad, el cual fue implementado con una resistencia variable, y los electrodos de tipo carbonados de 8cm de diámetro, que tienen la función de llevar la señal de estimulación desde el dispositivo hasta el paciente de manera eficiente. Con el fin de mejorar el acople entre los electrodos y la piel se aplica gel conductor sobre la superficie de los electrodos evitando o disminuyendo molestias causadas al paciente propias de la estimulación eléctrica

2.3 Posicionamiento de los electrodos.

La colocación de los electrodos se realiza en el punto motor nervioso de los músculos extensor o flexor de los dedos dependiendo de la función que se requiera (apertura y cierre de la mano). El electrodo positivo se coloca en el punto nervioso motor y el electrodo negativo en la parte distal del músculo, como lo muestran las figuras 4 y 5.

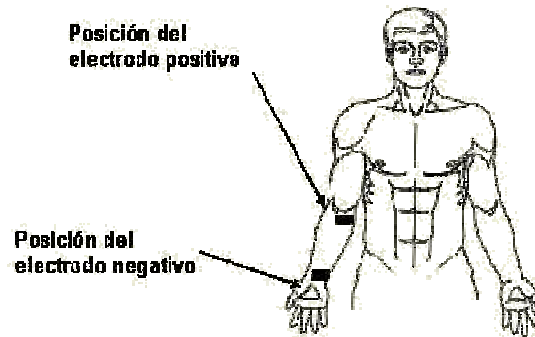


Figura 4: Posicionamiento de los electrodos para cierre de la mano.

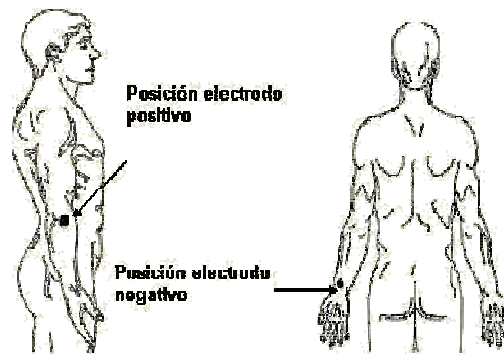


Figura 5: Posicionamiento de los electrodos para apertura de la mano.

3. Resultados.

Al finalizar el proyecto se obtuvo un estimulador eléctrico con las siguientes características:

- Monocanal.
- Portátil
- Control sobre los parámetros de estimulación.
- Visualización y fácil manipulación de los parámetros de estimulación.



Figura 6: Dispositivo desarrollado y electrodos.

Se realizaron pruebas sobre personas sanas, puesto que en estas, como en los pacientes hemipléjicos se debe cumplir que las fibras nerviosas se encuentren en buen estado.

Las pruebas consisten en constatar las funciones de apertura y cierre de la mano y medir el nivel de corriente necesario para obtener la flexión o extensión de los dedos. Las siguientes graficas, muestran los resultados obtenidos para un grupo de 10 personas con edades entre 18 y 64 años de edad.

La figura 5 muestra el número de personas que lograron el movimiento de cerrar la mano completamente con los niveles de corriente correspondiente a esto. Esta gráfica nos muestra que la mayoría de las 10 personas que fueron objeto de las pruebas, un 60%, respondió a un nivel de corriente de 18.07mA, un 30% a un nivel de 26mA y sólo un 10% de la población respondió a un nivel de 4.54mA.

Aunque el número de la muestra no permite sacar conclusiones determinantes, se puede notar que:

Las personas de mayor edad que se tuvieron en cuenta en la muestra (41,48 y 65 años de edad), respondieron a un mayor nivel de corriente para lograr el cierre total de la mano.

El 60% de la población respondió a un nivel de corriente de 18.07mA, y corresponde a personas cuya edad oscila entre los 18-22 años; solo el 10% de las personas en las cuales se probó el dispositivo respondieron a un nivel de corriente mucho menor, en este caso de 4.54mA. Cabe anotar que la edad de esta persona es de 22 años y un peso de 48Kg.

Se realizó una ficha para cada una de las personas y se obtuvieron los siguientes resultados:

Las personas en las cuales se probó el dispositivo, presentaron, en su mayoría, respuesta motora a partir de un nivel de 4.54mA, un nivel relativamente bajo de corriente, y medida que se aumenta la corriente la respuesta motora es aun mayor; logrando una contracción total con una corriente promedio de 19.09mA, con un mínimo de 4,54mA y un máximo de 26mA el cual es un nivel de corriente relativamente bajo y con el cual no existe riesgo de daño al paciente por motivos de quemaduras. Es importante anotar que con los niveles de corriente con los cuales se logro la contracción total de la mano no se causo ningún tipo de molestia en las personas, tales como dolor o picazón y la aplicación de gel conductor fue determinante en este aspecto.

La respuesta a los niveles de corriente para la apertura de la mano fue la siguiente: un 10% tuvo una reacción total de apertura de la mano aun nivel de corriente de 4.54mA, otro 10% a 11.27mA, un 20% tuvo a un nivel de 26mA y finalmente un 60% respondió a una corriente de 18.07mA.

La respuesta es muy parecida a la obtenida con los niveles de corriente empleados para el cierre de la mano sin embargo a diferencia de ésta el 20% que respondió a un nivel de corriente de 26mA (nivel de corriente de mayor amplitud) no es de una edad tan avanzada como en el caso anterior. En promedio el nivel de corriente es de 17.62, con un mínimo de 4.54 y máximo de 26mA, que como se mencionó

anteriormente no representan ningún riesgo para la salud humana ya que esta muy por debajo del nivel máximo recomendado.

Vale la pena anotar que el nivel de corriente mas bajo apreciado corresponde nuevamente la paciente N° 8 quien presenta 22 años de edad con el menor peso del grupo seleccionado, 48Kg.

Se realizaron también pruebas de funcionamiento en pacientes hemipléjicos con la colaboración del C.A.R.I (Centro de Atención y rehabilitación integral). Se verificaron las funciones de apertura y cierre en dos pacientes, sin embargo no fue posible realizar estas pruebas de manera minuciosa, pues por la condición médica de los pacientes se imposibilita la medición constante de los niveles de corriente. No obstante, fue posible determinar que en el caso del paciente N°1 (el cual presenta disfunción de su brazo izquierdo debido a una lesión cerebro-vascular) no se presenta reacción motora para intensidades inferiores a 20mA, llegando al cierre de la mano en niveles cercanos a los 35mA.

3. Conclusiones y recomendaciones.

Se diseño el dispositivo estimulador que cumplió con los objetivos planteados de permitir el cierre y apertura de la mano mediante la aplicación de estimulación eléctrica, y se pudo determinar en las pruebas realizadas que el nivel de estimulación requerido depende de las características físicas del paciente (peso, contextura, edad) a tratar, no obstante, se observo, que no en todos los casos se sigue un patrón que permita determinar la dosis requerida.

Este tipo de situaciones encontradas podrán dar pie a nuevos proyectos en los que se podrá diseñar equipos que permitan medir, específicamente, parámetros como bioimpedancia, que aunque depende, entre otros, del estado emocional del paciente, permitirá establecer dosis aproximadas.

Como se ve en el diagrama de bloques, la circuitería es en términos electrónicos sencilla, no obstante se hace necesario, para futuros proyectos, mejorar la eficiencia del convertidor tipo Boost, lo que permitiría disminuir el tamaño del dispositivo y uso de baterías de menor capacidad y por lo tanto de menor tamaño.

El diseño de este tipo de dispositivos podrá integrarse con otras tecnologías que permitan a voluntad del paciente la activación del mismo de manera que se convierta no solo en un instrumento para la realización de terapias, sino también en un instrumento de uso cotidiano que permita en cierto grado devolver al paciente capacidad motora en alguno de los miembros afectados.

4. Referencias.

Rodriguez, M. (2000). *Electroterapia en fisioterapia*, Médica Panamericana, Madrid

Malvino, A (1998). Principios de electrónica, sexta edición, Mcgraw-Hill/Interamericana de España S.A.U, España.

Liberson W.T, Holmquest H. J., Scot D., Dow M. (1961) "*Functional Electrotherapy: Stimulation of the Peroneal Nerve Synchronized with the Swing Phase of the Gait of Hemiplegic Patients*". Physical Medicine and Rehabilitation. Vol. 42, pp 101- 105.

5. Información biográfica.

Ing. Jaime DELGADO SAA. Ingeniero electrónico, especialista en redes de computadoras, miembro del grupo de investigación en bioingeniería de la Universidad del Norte, profesor catedrático y director de

proyectos de grado en el área de bioingeniería en el programa de ingeniería eléctrica y electrónica de la Universidad del Norte.

Ing. Carlos JAIMES AGUILAR. Ingeniero electrónico, miembro del grupo de investigaciones en bioingeniería de la Universidad del Norte.

Ing. Ingrid OLIVEROS PANTAJA. Ingeniero electricista de la Universidad del Norte, Magíster en microelectrónica. En la actualidad se desempeña como profesora de tiempo completo de la Universidad del Norte, coordinadora del programa de ingeniería eléctrica, coordinadora del grupo de bioingeniería y coordinadora de la especialización en electrónica industrial.