

MULTICIENCIAS, Vol. 15, Nº 1, 2015 (96 - 105)
ISSN 1317-2255 / Dep. legal pp. 200002FA828

Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora

Iñaki Aguirre Gil y María Balza

*Departamento de Control y Automatización, Escuela de Ingeniería de Sistemas,
Facultad de Ingeniería Universidad de Los Andes, Venezuela*

E-mail: iaguirre@ula.ve; mariavictoriabalza@gmail.com

Resumen

En el presente artículo se describe una aplicación de la ingeniería que permite ayudar a personas que presentan discapacidad motora. Se muestra el diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas. La estructura del exoesqueleto fue diseñada mediante un paquete de software y simulación en 3D y fue construido con acrílico. Se diseña e implementa una tarjeta para la adquisición y tratamiento de la señal mioeléctrica (amplificación y filtrado). Se emplean servomotores para el movimiento del exoesqueleto que poseen en su interior sensores de posición. El sistema se integra con un sistema de monitorización ubicado en un computador personal.

Palabras clave: exoesqueleto, electromiógrafo, discapacidad.

Design and Construction of Two Degrees of Freedom Exoskeleton Arm Controlled By Myoelectric Signals for Motor Rehabilitation

Abstract

This paper describes an engineering application that permits helping persons with a motor disability. It shows the design of an arm exoskeleton with two degree of freedom controlled by myoelectric signals. The exoskeleton structure was designed using a 3D software and simulation package and was built with acrylic. A signal acquisition card was designed and implemented for acquiring and processing the myoelectric signal (amplification and filtering). Servomotors with position sensors inside were used to move the exoskeleton. The system is integrated with a monitoring system located on a personal computer.

Keywords: exoskeleton, electromyography, disability.

1. Introducción

En el presente artículo se describe el diseño e implementación de un sistema que ayuda a personas con discapacidad motora. El prototipo que se describe a continuación permite mejorar la calidad de vida de estas personas, ofreciéndoles un sistema exoesqueleto, basado en el análisis de señales mioeléctricas (las cuales son proporcionadas por los músculos que la persona o paciente puede controlar), a fin de generar un movimiento en su extremidad inmóvil [5].

En muchos casos el sistema funcionaría como terapia para evitar el atrofiamiento del músculo afectado por falta de movilidad, utilizándose para rehabilitación de pacientes en actividades de repetición de movimientos. En otros casos el sistema funcionaría para permitir el movimiento de una extremidad que no obedece al movimiento a través del accionamiento de señales mioeléctricas controladas.

El prototipo desarrollado fue diseñado con el principio de ser un sistema de bajo costo, ya que las prótesis similares encontradas en el mercado mundial son extremadamente costosas, y en consecuencia esto es un limitante importante para las personas que puedan necesitarlas.

El término electromiografía (EMG) se refiere al registro de la actividad eléctrica generada por un músculo. La electromiografía, estudia la actividad eléctrica de los músculos del esqueleto y proporciona información muy útil so-

bre su estado fisiológico y el de los nervios que los activan [8], [11]. La electromiografía describe una técnica que se utiliza para medir la respuesta de un músculo o estímulo nervioso, y está basada en el registro de un diferencial de potencial eléctrico generado por el músculo cuando se contrae. Los potenciales desarrollados por los músculos son usados para generar alguna acción determinada. Los valores obtenidos de las señales electromiográficas son del orden de los microvoltios y tienen un rango de espectro de frecuencias entre 10 y 450 Hz [7], [10], [21].

Es muy importante la elección del tipo de sensor y de su ubicación para realizar la medición de las señales mioeléctricas. En este caso se utilizan electrodos de plata como sensores de medición y su ubicación debe ser precisa, ya que una escogencia errónea puede conllevar a obtener resultados no representativos de la actividad muscular en estudio [17].

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de un ente superficial mioeléctrico. Estas prótesis son, hoy en día, el tipo de miembro artificial con mayor grado de éxito de rehabilitación, presentan un mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión. Una prótesis mioeléctrica tiene el poder de un robot en forma de prótesis controlada por un músculo del paciente. El control mioeléctrico es un esquema de control, basado en el concepto que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una señal

eléctrica de pequeña magnitud (5 a 20 μV) que es creada por la interacción química en el cuerpo [1]. Éste tipo de prótesis mioeléctricas tienen la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren el movimiento general del mismo. Las prótesis mioeléctricas tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga y reemplazarla eventualmente [13], [17].

Las prótesis mioeléctricas han sido caracterizadas por tener altos costos de acuerdo a su aplicación exacta en el cuerpo humano. Sin embargo, muchos estudios han logrado ayudar a que estos costos sean reducidos mediante el uso de materiales y circuitos electrónicos de un menor nivel y con mayor accesibilidad en el mercado mundial, de manera tal que puedan beneficiarse muchas más personas.

El término exoesqueleto proviene de la palabra griega *exo*, que significa fuera, de manera opuesta al esqueleto humano normal, el cual sostiene el cuerpo desde adentro, un exoesqueleto sostiene al cuerpo desde afuera. Un exoesqueleto de brazo permite aumentar la fuerza y resistencia de un brazo con nula o baja movilidad [13], [22]. Este tipo de exoesqueleto simula una “prótesis” para personas con discapacidad pero sin desaparición del miembro [10].

2. Diseño del sistema exoesqueleto

El sistema exoesqueleto diseñado está orientado a un sistema de dos grados de libertad y que sea ajustable al movimiento de un brazo humano. Con el fin de lograr el objetivo propuesto en este apartado se describen las etapas que componen el sistema (Figura 1).

El sistema exoesqueleto requiere del diseño de un *software* que permita relacionar la adquisición de las señales

de los músculos con el movimiento del exoesqueleto, por tal razón se requiere acoplar los dos sistemas (*hardware* y *software*) para lograr el correcto funcionamiento del sistema como un todo.

2.1. Sensores de electromiografía

Los electrodos son sensores que entran en contacto con la superficie de la piel permitiendo registrar la señal mioeléctrica (EMG). En cuanto a las características de los electrodos, resulta de utilidad tomar en consideración las recomendaciones emitidas en Europa por *Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles* (SENIAM), resultando recomendados los electrodos de plata y que al realizar la medición se le aplique gel al paciente con la finalidad de obtener una mejor conductividad e impedancia [9]. En términos generales, se prefieren electrodos de forma circular y con un diámetro inferior a 10 mm [14] (Figura 2).

2.2. Adquisición de la señal electromiográfica

La señal electromiográfica es una señal muy pequeña y que posee mucho ruido, razón por la cual requiere de un tratamiento para acondicionar la señal. Entre las funciones de acondicionamiento usadas frecuentemente se encuentran la amplificación y el filtrado. La amplificación de una señal se utiliza para aumentar la amplitud de una señal mientras que el filtrado se emplea para desechar la señal no deseada.

En el caso de las señales mioeléctricas, estas tienen una amplitud entre 4 y 5 μV , razón por la cual es necesario realizar la amplificación de la señal entre 400 y 1000 veces la señal original, para ser procesadas en un computador. Si las señales son detectadas de manera superficial, es necesario utilizar una configuración diferencial de amplifica-

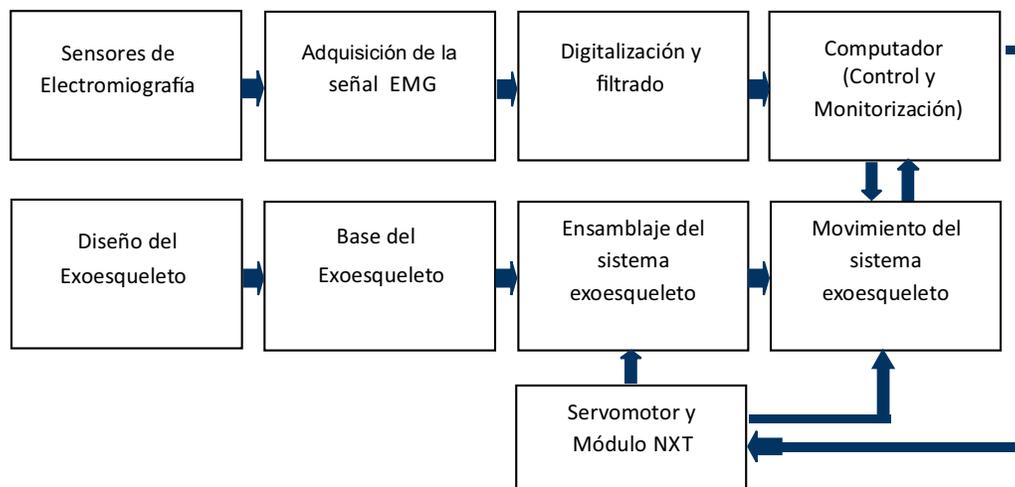


Figura 1. Arquitectura del sistema exoesqueleto.



Figura 2. Electrodo para electromiografía utilizados.

dores. Esta configuración es necesaria ya que en el estudio de señales mioeléctricas, resulta imperativo rechazar el efecto de alteraciones causadas por el movimiento de otros músculos adyacentes al músculo en estudio y por efectos de inestabilidad de los electrodos. Es decir, el amplificador diferencial tendrá el efecto de detectar la diferencia de potencial entre los electrodos y rechazar señales externas. Por lo tanto, el amplificador debe presentar una alta razón de rechazo al modo común [5], [6], [14].

La Figura 3 muestra el circuito implementado para la adquisición de las señales mioeléctricas de los músculos y su construcción está basada en un amplificador de instru-

mentación y en una serie de filtros de Butterworth pasa alto y pasa bajo de segundo orden para garantizar el paso de frecuencias de 10 a 450 Hz. El circuito rectifica la señal, permitiendo ampliarla y depurarla, de tal manera, que pueda obtenerse un patrón para cada movimiento. El prototipo propuesto tiene dos grados de libertad, razón por la cual el circuito dispone de dos amplificadores independientes para dos entradas diferentes [3], [15], [16], [19]. El circuito está compuesto por amplificadores de instrumentación, amplificadores operacionales, condensadores y resistencias.

En la Figura 4 se muestra la tarjeta implementada como electromiógrafo. Un par de cables del mismo color, son las dos entradas para un amplificador y se colocan con los electrodos en el músculo braquiorradial del antebrazo. El siguiente par de cables del mismo color son las dos entradas para el otro amplificador y se colocan en el bíceps. El cable restante debe ir conectado a tierra, preferiblemente en un músculo relajado o de poca actividad. En este caso de estudio, se coloca en el músculo platisma, que se encuentra por encima de la clavícula. Los cables de salida del sistema son las salidas correspondientes de los dos amplificadores.

2.3. Módulo para la digitalización de la señal

En esta etapa se utiliza la tarjeta de adquisición de datos Labjack y se desarrollan las funciones para el proceso de adquisición de datos.

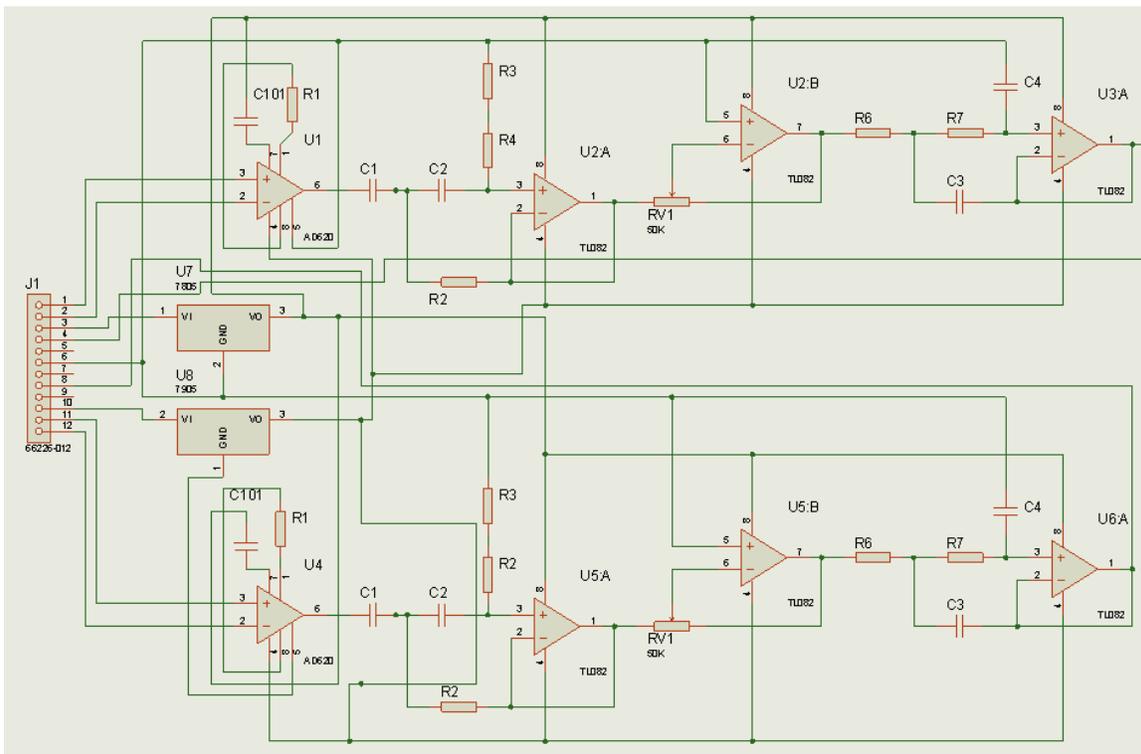


Figura 3. Circuito para la adquisición de señales mioeléctricas.

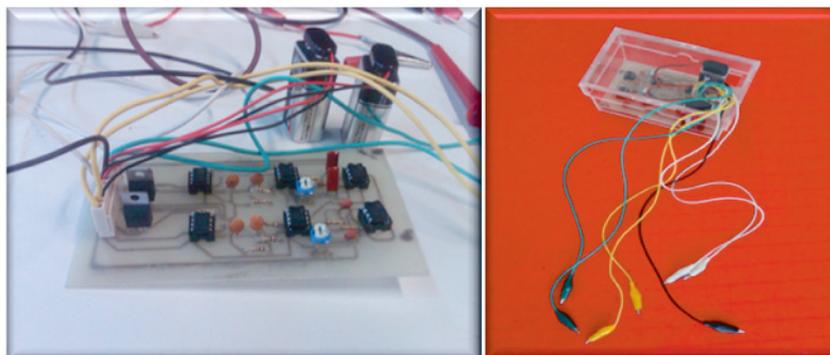


Figura 4. Electromiógrafo construido y caja protectora en acrílico

2.4. Módulo de diseño del exoesqueleto

El exoesqueleto está constituido por cuatro elementos básicos. La base del exosqueleto, el microprocesador, los servomotores y el computador.

Base del exoesqueleto. En la construcción del diseño físico del exoesqueleto, se utiliza el programa *Autodesk Inventor*, con él se diseñan las tres piezas que forman el brazo con dos grados de libertad. Los dos grados de libertad están ubicados uno en la muñeca del brazo y el otro en el codo del brazo. De esta manera, se diseña el exoesqueleto en acrílico de 2 mm de espesor, con medidas de 6 cm de alto, 10,5 cm de ancho y 11,3 cm de largo en la parte alta del brazo, 22 cm en antebrazo y 11,4 cm en la mano. El sistema se define a partir de una posición inicial en la cual las articulaciones se encuentran extendidas, y permite la flexión del codo y de la muñeca. La Figura 5, muestra las tres piezas que conforman la base del exoesqueleto y la unión de ellas vistas en 3D.

El microprocesador utilizado es el NXT de la casa Lego. El *Legó Mindstorm NXT* es un kit de robótica programable, introducido en el mercado a finales de 2006. Su componente principal, es un procesador en forma de bloque llamado NXT y es uno de los componentes que permiten el movimiento del exoesqueleto. Este bloque tiene la capacidad de proporcionar información de cuatro sensores (puertos de entrada) y controlar hasta tres motores (puertos de salida). La energía es suministrada por 6 baterías AA (1,5 V c/u) o por una batería recargable de Li-Ion, siendo esta última la utilizada para el sistema exoesqueleto [12].

Servomotor. Se utilizan tres servomotores que permiten al exoesqueleto la capacidad de moverse conectándolos al bloque del *Legó Mindstorm NXT*. Cada motor tiene un sensor de rotación integrado (*encoder*), lo cual permite medir el movimiento de los ángulos con bastante precisión. El servomotor pesa 80 gramos y permite establecer la velocidad requerida a la que se quiere realizar el movimiento, y tiene una potencia máxima de 20 N/cm. Los motores se conectan a los puertos de salida del bloque NXT,

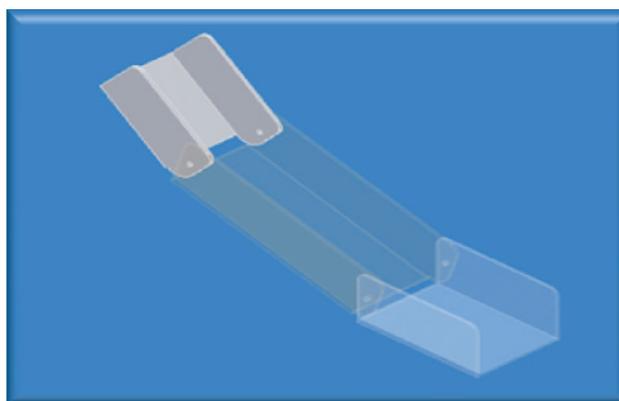


Figura 5. Exoesqueleto diseñado.

donde dos motores están conectados a los puertos A y C, los cuales se mueven en paralelo y se encuentran sincronizados, y el otro se conecta en el puerto B y es independiente de los otros dos servomotores [4].

Computador. El computador captura todos los datos necesarios para realizar el procesamiento de la información, genera la señal de control, ejecuta el proceso de monitorización del prototipo y se comunica con el *Legó Mindstorm NXT* mediante *Bluetooth*. El computador envía la señal de control del movimiento del exoesqueleto y es realimentado con la señal de los sensores de posición (*encoders*) ubicados en los servomotores.

2.5. Ensamblaje del exoesqueleto

Una vez que se tienen las tres partes plásticas construidas del exoesqueleto, se procede al ensamblado. Se requieren adicionalmente de otros componentes tales como tornillos, remaches, engranajes, pistones y adaptadores, de tal forma que se puedan acoplar los servomotores a la base y obtener el movimiento deseado. El exoesqueleto con sus componentes se muestran en la Figura 6.

Una vez realizado el montaje, se dispone de cables para enviar las señales del bloque *Legó Mindstorm NXT* a los motores y estos a la base del exoesqueleto a fin realizar el

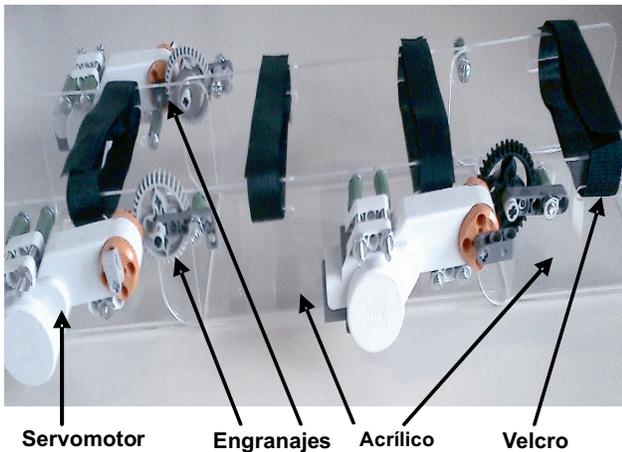


Figura 6. Exoesqueleto ensamblado.

movimiento requerido. La construcción de la base del exoesqueleto se diseña para dos grados de libertad, la flexión de la muñeca y del codo. El peso total del exoesqueleto corresponde a 1,04 Kg. El exoesqueleto utiliza cintas para ajustar el brazo a la base como se muestra en la Figura 6.

2.6. Módulo de movimiento del exoesqueleto

El sistema diseñado realiza la conexión de todos los procesos, programando todas las funciones en C++ y llamando en él a los subprocesos. En virtud de realizar el movimiento del exoesqueleto se diseñaron dos programas, uno que maneja el motor B, encargado del movimiento de la muñeca del exoesqueleto y otro, para los motores A y C encargado del movimiento del codo del exoesqueleto. Al ejecutar el programa principal se obtiene la señal mioeléctrica y se ejecuta el programa implementado en RobotC (lenguaje de programación entendido por el NXT y desarrollado por la Universidad Carnegie Mellon) correspondiente al movimiento de la articulación requerida. Los servomotores tienen la capacidad de moverse hacia delante y hacia atrás, dependiendo del valor de la variable. Luego de determinar la dirección de los motores, el sistema le asigna una velocidad e inicia el control del movimiento.

3. Modelado del sistema

Las Redes de Petri son una herramienta matemática que permiten modelar el funcionamiento lógico del sistema exoesqueleto [2], [18], [20]. En el modelo del sistema exoesqueleto se describen como interactúan los electrodos, electromiógrafo, tarjeta de adquisición de datos, digitalización de la señal electromiográfica, módulo NXT, servomotor y base del exoesqueleto para conformar el sistema exoesqueleto de dos grados de libertad controlado mediante señales mioeléctricas [5].

La lógica de funcionamiento del sistema como un todo se encuentra expresada mediante el modelo mostrado en la Figura 7, el cual está basado en los contenidos de las Tablas 1 y 2.

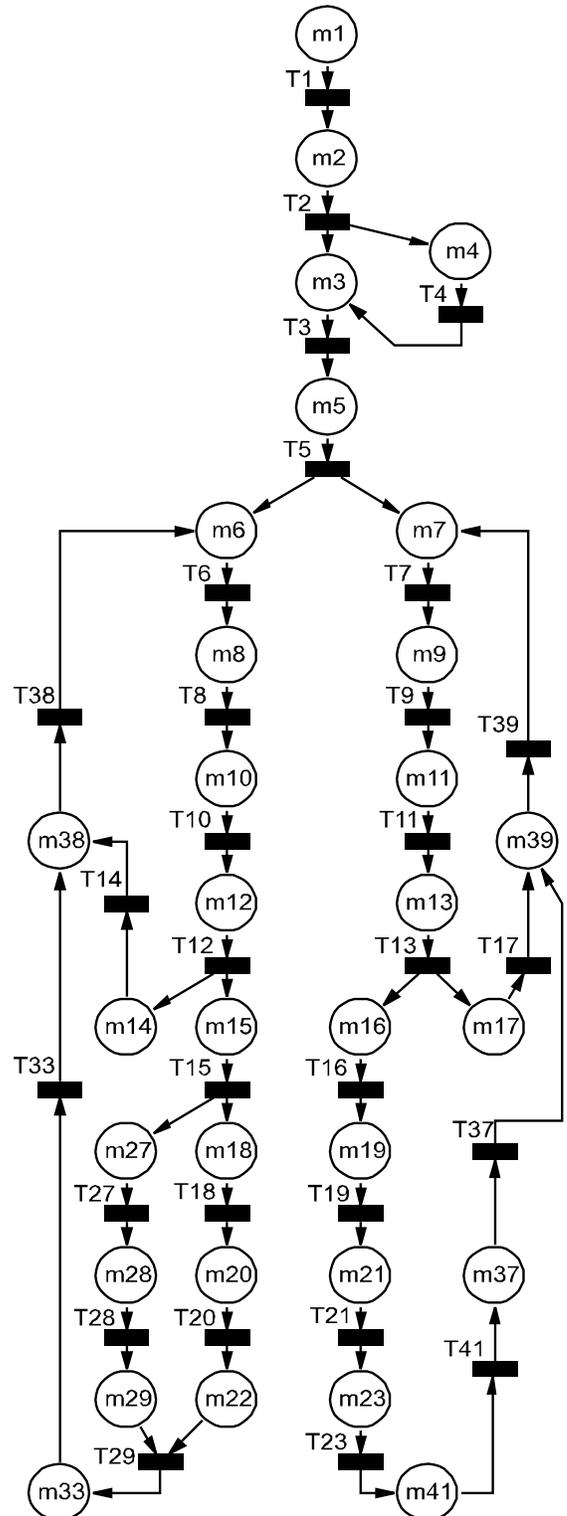


Figura 7. Modelado del Sistema mediante Redes de Petri.

Tabla 1. Lugares de la Red de Petri.

m1	Inicio del sistema (Encendido de los tres elementos principales)
m2	Verificar la salida del Electromiógrafo (LJStream)
m3	Enviar la señal EMG al computador con la tarjeta de adquisición LABJACK
m4	Modificar la ganancia del Electromiógrafo
m5	Generar dos señales con los músculos
m6	Almacenar Señal1.txt
m7	Almacenar Señal2.txt
m8	Activar Filtro
m9	Activar Filtro
m10	Almacenar Señal1F.txt
m11	Almacenar Señal2F.txt
m12	Iniciar identificación
m13	Iniciar identificación
m14	Señal de amplitud menor a 2.5 Voltios
m15	Señal de amplitud mayor a 2.5 Voltios
m16	Señal de amplitud mayor a 2.5 Voltios
m17	Señal de amplitud menor a 2.5 Voltios
m18	Enviar decisión al canal A del módulo NXT
m19	Enviar decisión al canal B del módulo NXT
m20	Servomotor A en movimiento
m21	Servomotor B en movimiento
m22	Verificar posición y velocidad actual A
m23	Verificar posición y velocidad actual B
m27	Enviar decisión al canal C del módulo NXT
m28	Servomotor C en movimiento
m29	Verificar posición y velocidad actual C
m33	PID 1
m37	PID 2
m38	Generar señal 1 (inicio) con el músculo 1
m39	Generar señal 2 (inicio) con el músculo 2

Tabla 2. Transiciones de la Red de Petri.

T1	Sistema cargado y encendido
T2	Señal EMG en ejecución
T3	Señales EMG generada
T4	Ganancia modificada en el electromiógrafo
T5	Señales EMG cargadas a la PC
T6	Señal 1 almacenada en Señal1.txt
T7	Señal 2 almacenada en Señal2.txt
T8	Señal 1 Filtrada
T9	Señal 2 Filtrada
T10	Señal 1 Filtrada almacenada
T11	Señal 2 filtrada almacenada
T12	Señal 1 F identificada
T13	Señal 2 F identificada
T14	Señal1F.txt con amplitud menor igual a 2.5 Voltios
T15	Buffer1 generado. Señal1F.txt con amplitud mayor a 2.5 Voltios
T16	Buffer2 generado. Señal2F.txt con amplitud mayor a 2.5 Voltios
T17	Señal2F.txt con amplitud menor igual a 2.5 Voltios
T18	Servomotor A informado del movimiento a ejecutar
T19	Servomotor B informado del movimiento a ejecutar
T20	Servomotor A en posición
T21	Servomotor B en posición
T23	Posición y velocidad actual C
T27	Servomotor C informado del movimiento a ejecutar
T28	Servomotor C en posición
T29	Posición y velocidad actual A y C
T33	Control PID activo
T37	Control PID activo
T38	Señal 1 adquirida
T39	Señal 2 adquirida

Se realizan pruebas tanto en la adquisición de la señal, el valor umbral para activar el movimiento del exoesqueleto, el sistema de monitorización y el desempeño del sistema garantizando el correcto funcionamiento del sistema exoesqueleto.

Análisis de los resultados

El sistema exoesqueleto con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas fue construido y pro-

bado con varias personas. Los resultados se muestran a continuación mediante secuencia de figuras.

La Figura 8 muestra el exoesqueleto ajustado al brazo de una persona de 1,80 m de altura y 90 kg de peso, se utiliza velcro para ajustar el exoesqueleto al cuerpo y así evitar el deslizamiento. Adicionalmente se muestra como está sujeto el *Legu Mindstorm* al brazo del usuario.

El funcionamiento del movimiento del sistema exoesqueleto se muestra en la siguiente secuencia de imágenes. El sistema es probado con varias personas de diferentes ta-

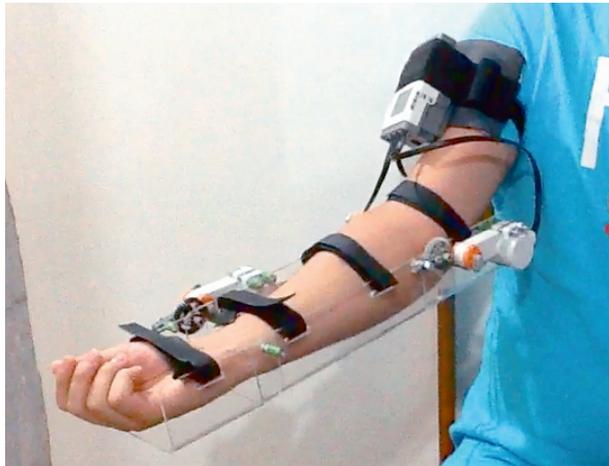


Figura 8. Exoesqueleto ajustado a una persona de 1,80 m de altura y 90 kg de peso.

maños y pesos obteniéndose los resultados esperados y muy satisfactorios.

A continuación se muestran los resultados obtenidos con una persona de 1,65 m de altura y 52 kg de peso. La posición inicial del exoesqueleto, se muestra en la Figura 9, se aprecia el brazo extendido y la muñeca extendida como posición inicial del sistema. Los músculos que poseen los electrodos del brazo derecho se encuentran relajados.

La Figura 10, muestra la contracción del músculo en el antebrazo y se observa como el exoesqueleto sigue en posición inicial, esperando leer la señal y evaluar el movimiento a ejecutar.

La Figura 11, muestra el movimiento de la articulación de la muñeca del exoesqueleto, según la contracción del músculo visto en la Figura 10. La Figura 11, muestra el exoesqueleto con la articulación de la muñeca formando un ángulo de 70 grados aproximadamente, respecto a la posición inicial, siguiendo el algoritmo de control implementado para el motor B.

El movimiento del exoesqueleto con las señales mioeléctricas se ve retrasado aproximadamente un segundo de tiempo, debido a que el programa de adquisición de la señal mioeléctrica hace el llamado al programa encargado de ejecutar el movimiento del exoesqueleto.

La secuencia de imágenes que se muestran a continuación muestra las contracciones de los músculos y el reflejo en el movimiento de la articulación determinada del exoesqueleto.

La Figura 12, muestra la contracción del bíceps y como se aprieta el puño para ejecutar el movimiento del codo. La Figura 13, muestra el movimiento ejecutado. El codo del exoesqueleto se mueve hasta la posición final. De nuevo se contraen los dos músculos. La Figura 14, muestra el movimiento de la articulación de la muñeca y la detención

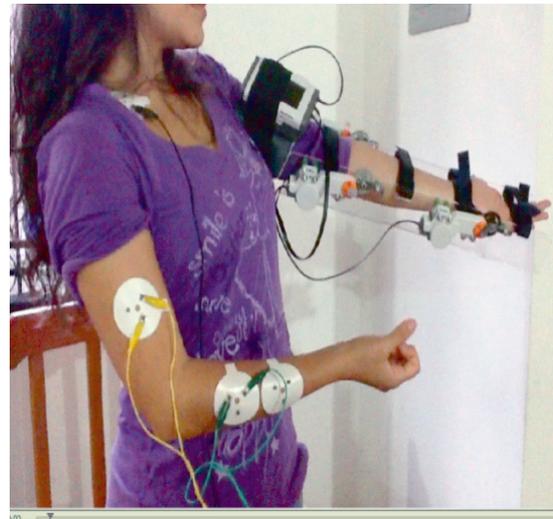


Figura 9. Exoesqueleto en posición inicial.

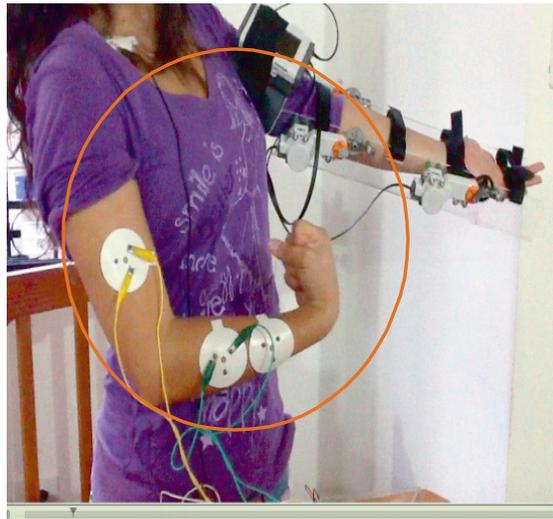


Figura 10. Exoesqueleto en posición inicial y contracción

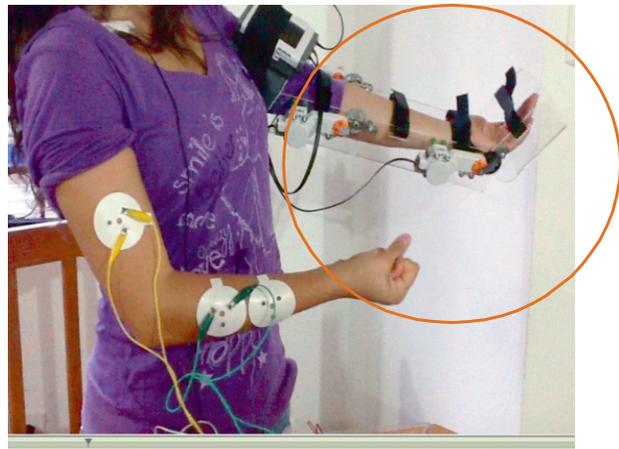


Figura 11. Exoesqueleto en posición final de la muñeca y contracción.

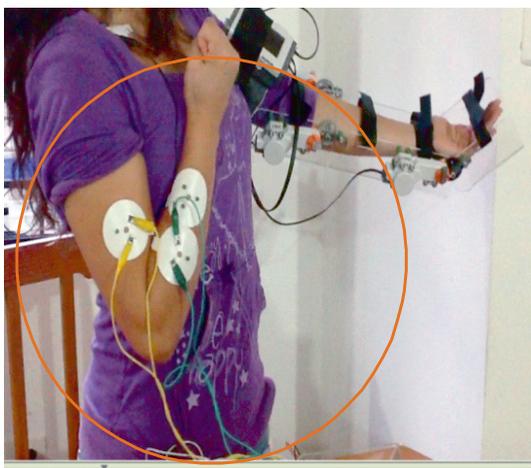


Figura 12. Exoesqueleto en posición inicial del codo, de la muñeca en final y contracciones.

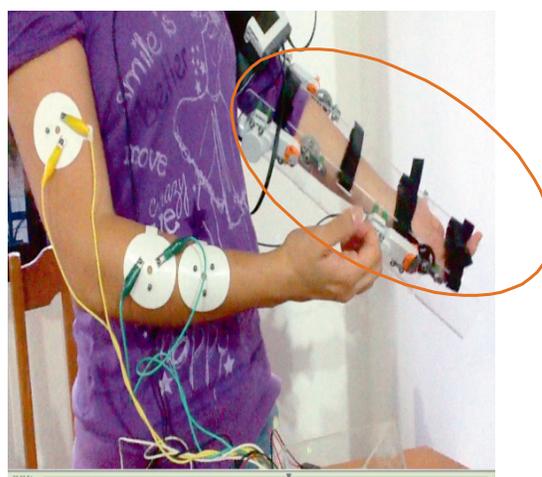


Figura 15. Exoesqueleto en posición inicial.

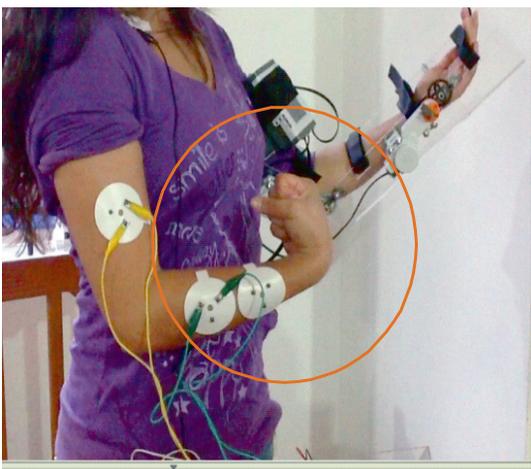


Figura 13. Exoesqueleto en posición final del codo e inicial de la muñeca y contracciones.

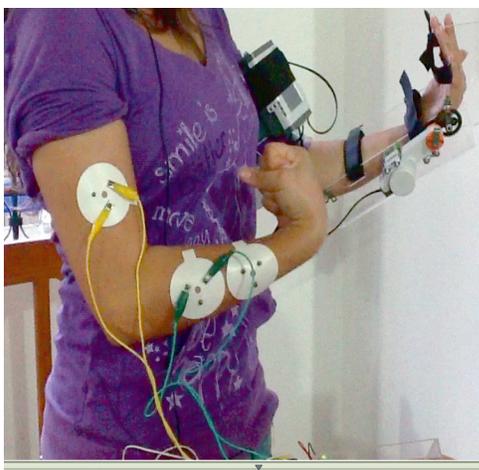


Figura 14. Exoesqueleto en posición final para ambas articulaciones y contracciones.

de la articulación del codo que debe ejecutarse como movimiento paralelo a la del movimiento de la muñeca. La Figura 15, muestra el avance hasta alcanzar de nuevo la posición inicial del exoesqueleto según la contracción de los músculos visible en la Figura anterior.

El sistema exoesqueleto funciona correctamente según la lógica programada y modelada mediante las Redes de Petri. El usuario del sistema debe conocer que al realizar la contracción del músculo, se ejecutará el movimiento solicitado en el exoesqueleto hasta que se vuelva a ejecutar otra contracción y se detenga o hasta que llegue a la posición final. Se debe tener en cuenta, que si se deja que el exoesqueleto llegue a la posición final, deberán ejecutarse dos contracciones seguidas para anular el de detención y que el exoesqueleto pueda moverse de nuevo, ya que el sistema espera por una contracción para detenerse e iniciar el movimiento.

Cuando la amplitud generada por el músculo no alcanza el valor específico de referencia para seguir la lógica programada y continuar con el proceso, se debe volver a contraer el músculo con una fuerza superior. Lo mismo puede ocurrir, cuando se ejecutan muchos movimientos del mismo músculo, el mismo queda contraído y no permite que la señal baje del valor máximo, entonces el sistema se verá afectado realizando cambios continuos en los movimientos, para ello debe relajarse el músculo y anular la señal de entrada.

Conclusiones

El diseño de un exoesqueleto de un brazo con dos grados de libertad controlado mediante el uso de señales mioeléctricas se realizó con éxito, y presenta un elevado potencial de aplicaciones en la actualidad para la ayuda de pacientes con discapacidad motora del brazo, haciendo uso de sus propios músculos para el control del exoesqueleto.

El prototipo se caracteriza por ser de muy bajo costo, lo que permite sea replicado fácilmente y de esta manera favorecer el uso de las personas que lo requieran.

Las pruebas de las señales emitidas en el brazo, en la espalda y en las piernas, permitió la elección del brazo, por ser de más fácil acceso por el paciente para mover el brazo con el exoesqueleto, que es el que se quiere mover.

Referencias

- [1] ACOSTA, Ayelén (2009). Prótesis Mioeléctricas. Disponible en: <http://protesismioelectricas.blogspot.com/> [consulta: 2012, noviembre 10]
- [2] AGUIRRE, Iñaki (2011). **Análisis y Descripción de Técnicas de Automatización**. Talleres Gráficos Universitarios. Universidad de los Andes.
- [3] ALBIOL, A.; NARANJO, V.; PRADES, J. (2009). **Tratamiento Digital de la Señal. Teoría y Aplicaciones**. Editorial LIMUSA.
- [4] AMARO, Manuel (2010). Diseño e Implementación de un Sistema que permita el Control de la Trayectoria de un Vehículo, a través de un Sistema de Visión Artificial. Proyecto de grado. Universidad de Los Andes.
- [5] BALZA, María (2012). Construcción de un prototipo de sistema exoesqueleto de un brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas. Proyecto de grado. Universidad de Los Andes.
- [6] CABRERA, María (2012). Uso de señales mioeléctricas en el diseño de aplicaciones para personas con discapacidad motora. Proyecto de Grado. Universidad de Los Andes.
- [7] DE LUCA, C. (1979). **Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 26, No. 6, págs. 313-323.
- [8] Diccionario de la Real Academia Española (2001), Vigésima segunda edición, Espasa.
- [9] DORADOR J. (2005). **Robótica y Prótesis Inteligentes**, *Revista Digital Universitaria*, 18 de enero 2005, Volumen 6, Número 1, ISSN: 1067-6079.
- [10] GARCÍA, M. (2010). Valoración de la electromiografía de superficie multicanal para el análisis de la mialgia de esfuerzo en músculos del antebrazo. Disponible en: <http://upcommons.upc.edu/pfc/handle/2099.1/9874> [consulta: 2014, enero 15].
- [11] GIBILISCO, S. (2001). **The Illustrated Dictionary of Electronics**. Eighth Edition. Mc Graw Hill.
- [12] HANSEN, Jansen (2007). **Legó Mindstorms. NXT Power Programming. Robotics in C**. Variant Press. Canadá.
- [13] IEEE Standard Dictionary of Electrical Engineering Dictionary. (2000). CRC Press LLC., 6th ed.
- [14] KONRAD, P. (2005). The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon Inc. USA. Disponible en: http://web.deu.edu.tr/sbt/files/sbd/ABC_of_EMG.pdf [consulta: 2011, enero 16].
- [15] LATHI, B. (1998). **Signal Processing & Linear Systems**. Berkeley-Cambridge Press.
- [16] NEAMEN, D (2001). **Electronic Circuit Analysis and Design**. Second Edition. Mc Graw Hill
- [17] MERLETTI, R.; HEMENS, H. (2004). **Detection and conditioning of the surface EMG signal**. En R. Merletti, & P. Parker, *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications* Piscataway: IEEE Press. (pág. 107-131).
- [18] MOODY, J.; ANTSAKLIS, P. (1998). **Supervisory Control of Discrete Event Systems Using Petri Nets**. Kluwer Academic Publishers.
- [19] OPPENHEIM, A.; WILLSKY, A. (1997). **Señales y Sistemas**. Segunda Edición. Pearson Educación.
- [20] PETERSON, J. (1981). **Petri Net Theory and Modeling of Systems**. Prentice-Hall.
- [21] ROMO, H.; REALPE, J. (2007). **Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano**. *Revista Avances en Sistemas e Informática*, Vol. 4 No. 1 Junio de 2007, Medellín, ISSN 16577663.
- [22] RUIZ, A. (2008). Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios de Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor. Disponible en: <http://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/5636> [consulta: 2011, marzo 15].