



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

SISTEMA DE CONTROL DE UN MANIPULADOR ROBÓTICO MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Frank E. Andrés ^{*1}, Bravo Gerardo A. ²

^{*1} AADEE S.A.

Av. Triunvirato 4135 - 5º piso, Buenos Aires - Argentina | C1431FBD

correo-e: afrank@aadee.com.ar

² GETeC, Grupo de Estudios en tecnologías de Control - Facultad de Ingeniería - UNNE

Las Heras 727 - Resistencia - Chaco

correo-e: gbravo@ing.unne.edu.ar

RESUMEN

La Electromiografía (EMG) estudia las señales biológicas relacionadas con los músculos, las que tienen un gran campo de aplicación en el ámbito de la ingeniería biomédica y en especial en el campo de la rehabilitación.

En este trabajo, este tipo de señales son ocupadas como entrada de control de un manipulador robótico, que haciendo analogías pueda ser empleado posteriormente en una prótesis ortopédica.

Los inconvenientes más relevantes tienen que ver con lograr un dispositivo de control con un tamaño y peso reducido, como así también, que sea reprogramable para distintos usuarios debido a la variabilidad de dicha señal de una persona a otra.

El desarrollo consistió en el diseño y la construcción de un controlador mioeléctrico con dos canales de captación de EMG para el control de una articulación en un manipulador robótico antropomorfo. Se han empleado distintos programas informáticos para lograr el diseño electrónico y el circuito impreso del dispositivo, el cual contiene la adquisición y acondicionamiento de las señales EMG captadas. Posteriormente, mediante un microcontrolador, se realiza el procesamiento de la señal para determinar qué músculo tiene mayor contracción y así, actuar sobre un driver que controla el motor de la articulación del manipulador. Se ha logrado un diseño compacto, configurable de acuerdo al usuario, con bajo ruido eléctrico, con una electrónica robusta y bajo coste. Se han obtenido resultados positivos en el control del manipulador robótico con un procesamiento claro de las señales del bíceps y tríceps y resolviendo en gran medida los problemas mencionados.

Palabras Claves: EMG, PSoC, Control, Rehabilitación, Manipulador



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

1. INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo se plasma el estudio desarrollado sobre la captación de señales mioeléctricas y su aplicación en el control de un manipulador robótico. En una primera instancia del estudio se realizó el diseño y el desarrollo de un sistema de instrumentación y medida, utilizado para la captación de señales electromiográficas en dos canales. Luego se confeccionó un algoritmo implementado técnicas de adquisición continua en tiempo real para posteriormente hacer un procesamiento y reconocimiento de patrones del esfuerzo muscular. Este procesamiento permite obtener una señal limpia del músculo [3], lo cual es fundamental para que pueda implementarse en el control del movimiento en un grado de libertad de un manipulador robótico. Finalmente se elaboró un sistema embebido de adquisición y procesamiento con conexión a pc, utilizando la tecnología PSoC (Programmable System on a Chip). Este procedimiento se realizó para los músculos bíceps y tríceps y con la finalidad de caracterizar los patrones de movimiento del sistema fisiológico brazo-antebrazo, los cuales son: flexión, extensión, supinación, y pronación [1].

2. HERRAMIENTAS

Un mayor porcentaje del trabajo se realizó con la tecnología PSoC. Así, se pudo realizar el desarrollo de un controlador mioeléctrico sencillo para el control de un grado de libertad de un manipulador robótico. El microcontrolador utilizado fue el CY8C29466-PX de la firma Cypress. Esta tecnología permite el armado de un prototipo más integrado, facilitando su implementación como un controlador de prótesis mioeléctrica. El diagrama en bloques de todo el sistema desarrollado se muestra en la Figura 1.

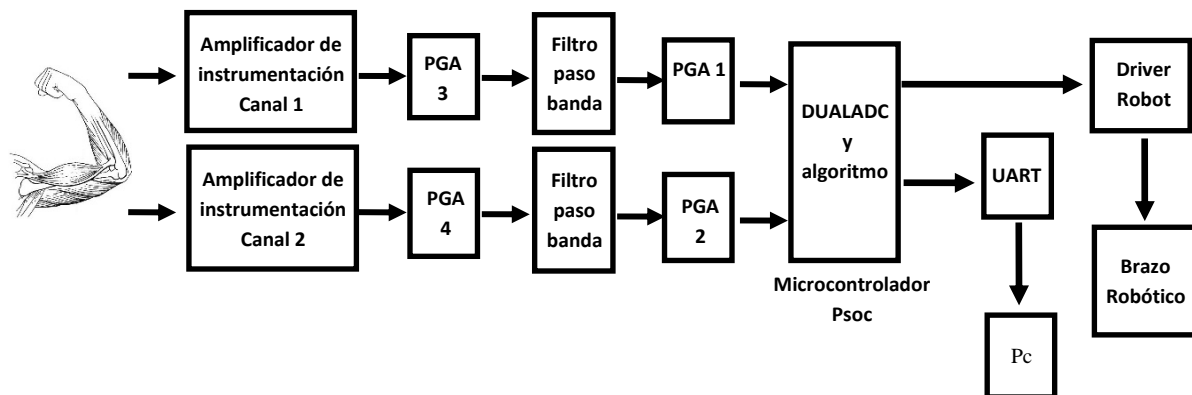


Figura 1 - Diagrama en bloques del sistema.



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

2.1 Manipulador Robótico Manija 2

El manipulador robótico utilizado para los ensayos [2], fue desarrollado por el Grupo de Estudios en Tecnologías de Control (GETeC) de la Carrera Ingeniería Electromecánica de la Facultad de Ingeniería de la UNNE. En el mismo, se controla directamente el driver de un motor paso a paso del manipulador, correspondiente al brazo del mismo. El dispositivo desarrollado controla mediante 3 líneas de control el avance por pasos del motor, su dirección y la habilitación del mismo. Por otro lado, el manipulador cuenta con otros dos motores de otras dos articulaciones, que en este trabajo se los energiza en una posición fija a fin de estudiar el comportamiento de un solo grado de libertad.

2.2 Fuente de alimentación

La alimentación del prototipo se hizo con una batería de 12V y 0,8A, utilizando un regulador de voltaje de 5V para alimentar al microcontrolador. Como este posee bloques analógicos configurados de manera tal que poseen una masa virtual centrada en 2,5V llamada AGND, con excursión en $\pm 2,5V$, generado internamente, se decidió alimentar de igual forma al circuito externo al mismo, para no tener que realizar un acondicionamiento de la señal. Por ello se ocuparon dispositivos cuyo rango de voltaje fueron de $\pm 2,5V$ y se alimenten con +5V. Para tener la misma referencia de masa tanto en el circuito externo como en el microcontrolador, el integrado ofrece la posibilidad de extraer el AGND a uno de los pines. Así se obtiene la partición de 5V en $\pm 2,5V$, centrada en 2,5V, tanto en el circuito como en los bloques analógicos PSoC.

También existe la posibilidad de colocar hacia el exterior un capacitor en un pin específico para que actúe como filtro a las interferencias del nivel de masa, proporcionándole mayor estabilidad.

2.3 Electrodo y cables conductores

El tipo de electromiografía superficial utiliza electrodos de superficie para su captación, y son los que se adecúan en mayor medida al trabajo realizado, ya que es utilizado principalmente para el desarrollo de prótesis mio-eléctrica. Los mismos permiten obtener la señal superficial que caracteriza el comportamiento de la actividad eléctrica de un músculo. Luego de un análisis previo de las distintas opciones de electrodos, se decidió utilizar electrodos con gel de Ag/AgCl desechables, debido a que los electrodos de este tipo generan menos ruido y poseen una baja impedancia de contacto entre electrodo y piel [4]. Como conductor se ocupó un cable mallado con 5 conductores dentro: dos de ellos destinados a capturar la tensión diferencial del bíceps, otros dos usados para capturar la tensión diferencial del tríceps y el restante se usa de referencia para los



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

dos músculos, fijado a la masa virtual. Como conector se optó por un conector DB9 ya que posee el número adecuado de pines.

3. AMPLIFICACION Y FILTRADO

3.1 Amplificador de Instrumentación

Para la etapa de amplificación inicial se utilizó el amplificador de Instrumentación INA122 ya que trabaja con bajo voltaje de alimentación y con una sola fuente [5]. La ganancia más conveniente se determinó luego de varios ensayos y tiene un valor de 400.

Al circuito se le incorporó la corrección del offset a través de un amplificador de instrumentación OP297, y se agregó un filtro pasivo RC pasa alto con frecuencia de corte de 0,01Hz, permitiendo eliminar las ondas de corriente continua y evitando así que los amplificadores se saturen.

3.2 Filtro paso banda

Se diseñó un filtro paso banda dentro del dispositivo. El mismo posee una banda de paso que va de los 40 Hz a los 400 Hz sin utilizar un filtro para eliminar el ruido eléctrico de 50 Hz, ya que el mayor contenido espectral de la señal está en esta zona.

PSoC ofrece diferentes tipos de filtros [6]. Se pueden configurar filtros pasa bandas (BPF), paso bajo (LPF), de segundo y cuarto orden respectivamente.

El IDE PSoC Designer proporciona una aplicación de diseño de filtros, la cual, partiendo de una frecuencia de corte y una frecuencia de muestreo determina los valores de los condensadores que incluirá en éste. Primero, se escogió el tipo de filtro del menú de módulos y seguidamente se especificó mediante el asistente la frecuencia de corte. En este caso, se configuró un filtro del tipo Two-Pole Band Pass Filter.

Seguidamente, la señal analógica es convertida a digital con un ADC dual, el cual tiene las características de capturar en el mismo instante las dos señales que se procesan.

4. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

4.1 Algoritmo y procesamiento de las señales



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

La señal electromiográfica es una señal compleja, contaminada de ruido y de gran variabilidad entre una persona y otra [1], por lo que para poder utilizarla para el control de una prótesis o un manipulador robótico, es necesario realizar un procesamiento que permita extraer las características más relevantes de la señal, ya sea en el dominio del tiempo o en el de las frecuencias. De esta manera se pueden diferenciar los distintos tipos de movimientos por medio de técnicas de reconocimiento de patrones de señal. El procesamiento que se aplicó a la señal se divide principalmente en 3 aspectos: Cálculo del estimador de la fuerza muscular, técnica de detección del inicio y fin de la contracción, y decisión implementada para detectar el músculo dominante del movimiento [3].

4.1.1 Estimador de la fuerza muscular: Método del valor cuadrático medio RMS

El valor cuadrático medio o RMS (del inglés Root Mean Square) es una medida estadística que estima perfectamente la potencia de una señal, y es considerado el estimador más preciso de la fuerza muscular en el dominio del tiempo [1]. Por esta razón se eligió implementarlo en el trabajo.

El algoritmo implementado dentro del dispositivo PSoC está escrito en lenguaje C, y realiza el cálculo del estimador utilizando la técnica de segmentación, en donde se divide el tiempo en ventanas de datos, procesadas una detrás de la otra en forma sucesiva. En el trabajo expuesto se utilizaron ventanas de 127 muestras de la señal, lo que equivale a 88,2 milisegundos por cada ventana. El rango temporal recomendable según la bibliografía estudiada [1], debe estar comprendido entre los 50 y 100 milisegundos. Luego del procesamiento realizado dentro de dicha ventana, queda determinada la intención de cada movimiento.

4.1.2 Detección del inicio y fin de la contracción

En ese trabajo se propone un sistema de análisis programado que se basa principalmente en el método de detección automatizado desarrollado por Di Fabio. A diferencia de la desviación estándar utilizada como estimador por el autor mencionado, se ha utilizado el método del valor cuadrático medio o RMS, que estima mucho mejor la contracción muscular [3].

Por un lado, para determinar el inicio de una contracción, en el programa desarrollado se compara directamente si el estimador muscular supera un valor de offset establecido. El valor de offset óptimo obtenido en forma experimental tiene un valor de 0,25 V sobre el nivel de señal de base que se obtiene cuando el músculo está en reposo.



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

Por otro lado, para establecer si la contracción ha finalizado, se debe identificar el momento en el cual el valor de RMS disminuye por debajo del valor de offset. De esta forma se pudo determinar el tipo de actividad del músculo de una forma confiable y sencilla.

El valor de offset difiere de una persona a otra, por lo que se ha programado una rutina en la que al presionar un pulsador, se indica a través de una pantalla la orden de dejar el músculo en el estado inicial y en reposo, para que en ese momento se calcule el valor del offset de la persona que vaya a ocupar el dispositivo. En esta rutina también se envía una señal al brazo robótico para que se ubique en una posición inicial especificada. En la Figura 2 se puede apreciar lo mencionado.

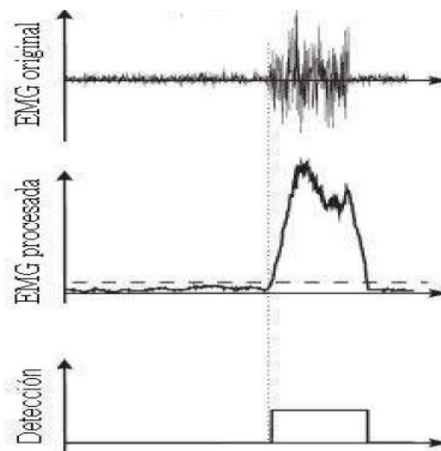


Figura 2 - Procesamiento y decisión inicial.

4.1.3 Decisión del músculo dominante

Para determinar cuál es el músculo dominante en el movimiento, se elaboró un programa que consiste en reconocer qué músculo posee un valor de RMS mayor. Así, el músculo que domina el movimiento es el que posee mayor RMS, siempre que se encuentre por encima del valor de offset. Si ninguno de los dos supera este valor, significa que no hay músculo activo.

Este procesamiento le permite al programa indicar por pantalla qué músculo está activo y el tiempo en que lo está. Esto es útil para poder darle la orden al brazo del manipulador de que se mueva en uno u otro sentido a partir de una posición inicial. Como el robot está construido con motores paso a paso, el algoritmo implementado moverá una cierta cantidad de pasos en proporción al tiempo en que dicha contracción se encuentra activa, o por lo contrario no se moverá.



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

5. INTERFAZ ROBOT

5.1 Drivers de accionamiento

En esta etapa se conectaron los drivers de los motores paso a paso, en los cuales uno de ellos recibe las ordenes y actúa sobre el motor del brazo provocando su movimiento. Se describirá la conexión realizada entre el controlador mioeléctrico y los drivers del motor en dónde se tuvieron en cuenta las siguientes señales:

- Una señal de alimentación de los drivers de control de 80 Voltios.
- Una señal cuadrada en forma de tren de pulso que con cada ciclo indica a los drivers que el motor debe avanzar un paso y regula con su frecuencia la velocidad del movimiento.
- Una señal de dirección que el driver reconoce con dos valores posibles: un 1 lógico para el avance y el 0 lógico para el retroceso.
- Una señal de deshabilitación, que energiza los motores. Debido a que la forma en que se deshabilitan los motores es conectando la entrada de desactivación del driver a la masa de potencia de los mismos, y no a la masa de nuestro controlador, se utilizó una señal que gobierne a un opto acoplador, con el fin de aislar la parte de potencia.

5.2 Generación de tren de pulsos

Para la generación del tren de pulsos que realiza el avance y retroceso de los motores se utilizó un módulo PWM interno del microcontrolador. Se configuró el mismo de forma tal que los valores de período y ancho de pulso calculados den un tren de pulsos de alrededor de 1KHz, que nos permite tener 3000 micro pasos por segundo. Luego de varios ensayos con el manipulador, se observó que era necesario calibrar la velocidad de paso del motor para tener una respuesta más rápida al estímulo muscular. Con este fin, se realizó una rutina que permite cambiar la frecuencia de salida de pulsos, permitiendo comenzar con una velocidad estándar y luego ajustarla de acuerdo a las necesidades.

5.3 Rutina de calibración

En esta rutina inicialmente se calculan los valores de offset o valores de comparación para precisar la actividad de los músculos, por lo que el usuario inicialmente debe mantener su brazo en reposo para que se realice el cálculo. El valor se obtiene como la suma del valor RMS correspondiente a la línea de base del musculo en reposo más la constante de calibración de 0,25V.

Posteriormente se debe posicionar el brazo en su ubicación inicial, empleando la señal de un sensor óptico y un módulo contador.

5.4 Inicialización

Al inicio del programa, se ha dispuesto que por defecto el manipulador robótico se encuentre deshabilitado, permitiendo así que el usuario calibre adecuadamente las ganancias de los canales. Una vez que se desea iniciar con el proceso de calibración se acciona un pulsador y a través de una señal de habilitación enviada a una entrada del controlador, el brazo robótico queda habilitado en una posición de inicio, en espera de alguna señal de control. Si se quisiera deshabilitar nuevamente, sólo se debe reiniciar el programa.

5.5 Programa y visualización en la PC

El programa de la PC se confeccionó mediante el software LabWindows de National Instruments. Se diseñó un programa de adquisición continua y simultánea de los datos provenientes de ambos canales en tiempo real. También es posible separar los niveles de las señales para poder tener una mejor visualización, lo que permite controlar las ganancias de los canales y la velocidad del manipulador, pudiendo de esta forma calibrar el equipo.

El software utilizado para el diseño del esquema electrónico y el circuito impreso fue Proteus.

6. ENSAYOS

Las etapas que requirieron más ensayos en el controlador mio-eléctrico fueron las de adquisición de señales. Lo primero que se ensayó fueron los amplificadores de instrumentación. En primer lugar se pensó utilizar los bloques INSAMP que contiene el PSoC [6], incorporando los amplificadores de instrumentación dentro del dispositivo y hacerlo aún más integrado, pero como estos requerían al menos 3 bloques analógicos para su implementación y además una ganancia considerable, no se los pudo utilizar. Es por ello que se decidió implementar amplificadores de instrumentación INA122, incorporando un circuito integrador para la corrección del offset. En la Figura 3 y 4 se muestran las señales musculares luego de haber sido amplificadas y visualizadas en dos canales de un osciloscopio digital.



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL AREA
MECANICA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

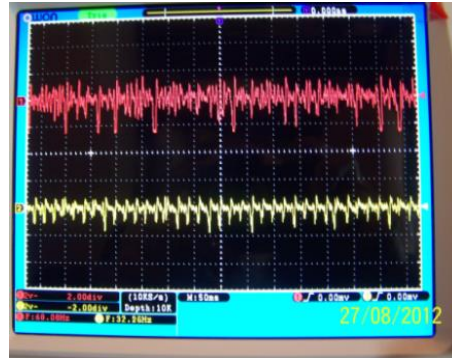


Figura 3. Señal muscular. Contracción del bíceps.

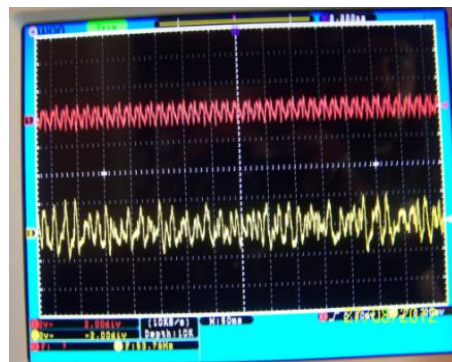


Figura 4. Señal muscular. Contracción del tríceps.

Una vez filtrada en banda y digitalizada la señal se envía en tiempo real a una PC con el software desarrollado en Labwindows. La misma puede observarse en una captura de pantalla como la que se muestra en la Figura 5.

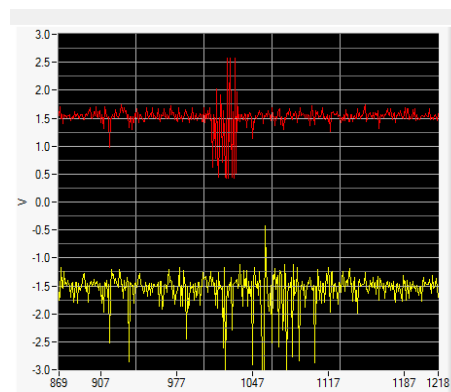


Figura 5 - Visualización de las señales musculares en PC.



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

Posteriormente se comprobó si el valor de RMS podía ser utilizado en un procesamiento que permita tomar decisiones acerca del tipo de actividad del músculo, y en consecuencia generar una ventana temporal proporcional al tiempo de la contracción muscular. Lo que se hizo fue comprobar si la indicación de la visualización en pantalla sobre el tipo de actividad del músculo era correcta, como así también comparar la duración de la ventana temporal con el tiempo de duración real de la contracción del músculo correspondiente.

Por último se ensayaron los mandos de los drives para mover el brazo robótico. Estos ensayos se realizaron con el osciloscopio previo a la conexión al robot. En las pruebas realizadas se pudo verificar el correcto funcionamiento del tren de pulsos que actúa sobre los drivers de los motores paso a paso, además de observarse que la rutina de cambio de velocidades trabaja adecuadamente. También se comprobó que el trabajo del sensor óptico usado como fin de carrera es apropiado. Para finalizar, se realizó la conexión al robot y se obtuvieron movimientos proporcionales al tiempo de la contracción muscular del usuario. Asimismo se pudo apreciar la importancia de realizar una buena calibración, rutina de posicionamiento y cálculo de los valores de offset, para obtener resultados satisfactorios.

7. CONCLUSIONES

Se plantean a continuación los aspectos positivos del trabajo realizado y los principales inconvenientes que surgieron a lo largo de la concreción del mismo.

7.1 Aspectos Positivos

- Se pudo realizar un adecuado procesamiento de la señal electromiográfica.
- Se consiguió elaborar un programa que permite adecuarse a cualquier usuario, aspecto muy importante en la implementación futura de una prótesis mio-eléctrica.
- Se logró desarrollar un controlador integrado, fácilmente adaptable a una prótesis.
- Se obtuvo un sistema con buena respuesta a la contracción muscular y configurable a las necesidades de cada caso en particular.
- Se pudo controlar un manipulador robótico de manera sencilla y obteniendo resultados claros.

7.2 Principales Inconvenientes

- Al trabajar con dos canales, se obtuvo un desarrollo para controlar un solo grado de libertad del manipulador, requiriéndose cuatro canales más para tener el control completo del mismo.

Igualmente, creemos que el trabajo es aplicable a prótesis ortopédicas que requieran un solo movimiento.

- El movimiento en los motores del tipo paso a paso es muy rígido por lo que se tuvo que realizar el control automático de velocidad en los mismos, permitiendo así que el brazo robótico se adecúe en lo posible al movimiento real de una persona.

- Cuando se inició el trabajo, se trató de obtener una variable representativa de la excitación muscular estudiada, para luego caracterizarla y procesarla numéricamente. Dada la aleatoriedad de estas señales y la baja relación señal-ruido encontrada, se optó por delimitar el trabajo propuesto, por lo que el procesamiento de las señales se limitó a un control del tipo ON-OFF, es decir, las señales de control se traducen en un avance o retroceso de los motores. En el caso de detectar umbrales de activación del bíceps o tríceps, se realiza el movimiento ascendente o descendente de la articulación del robot respectivamente.

8. REFERENCIAS

[1] López Celani Natalia M. Procesamiento de Señales Electromiográficas Superficiales para el Control de Dispositivos Robóticos. Tesis Doctoral. Universidad Nacional de San Juan, Argentina, 2010

[2] Bravo, Gerardo Andrés; Cirera, Eduardo Alberto. Controlador de tres ejes para manipulador. II CAIM 2010, Argentina, 2010.

[3] Frank Eduardo A, Bravo Gerardo. Sistema de control para una articulación mediante señales electromiográficas. XIX Congreso Argentino de Bioingeniería y VIII Jornadas de Ingeniería Clínica. SABI 2013, Tucumán-Argentina, 2013.

[4] Frank EA, Pisarello MI, Veglia JI, Monzón JE. 2012. "Sistema de Adquisición de Electromiografía de dos Canales". Comunicaciones Científicas y Tecnológicas de la UNNE – Resistencia, Chaco.

[5] Data Sheet INA122, TEXAS INSTRUMENTS.

[6] Data Sheet CY8C29466-PXI