

PROTOTIPO BANDA DE MUSLO PARA LA CAPTURA Y ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES EMG DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES

Danny Jácome, Luz Tobar

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica, FICA, Universidad Técnica del Norte, Av. 17 de Julio, Ibarra, Ecuador

drjacome@utn.edu.ec, lmtobarsubia@utn.edu.ec

Resumen. *La presente investigación detalla el desarrollo de un prototipo banda de muslo para el acondicionamiento y transmisión de forma inalámbrica de señales EMG hacia la PC, observando el comportamiento de las señales de los músculos de estudio.*

En la actualidad existen prótesis mioeléctricas las cuales ayudan a las personas a facilitar la función de movilidad de la parte afectada. Al momento de realizar la captura de señales EMG se puede encontrar tarjetas electrónicas encargadas de realizar la lectura de las señales provenientes de los músculos de interés.

Un inconveniente se presenta al momento de realizar la toma de datos con las tarjetas convencionales, debido a que se deben conectar cables a la persona y estos a su vez a un visualizador de dichas señales además, estar en constante vigilancia para controlar que los cables no se desconecten, por lo que la funcionalidad de estas tarjetas resulta incómodo, por tal motivo en este trabajo se pretende mejorar la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG realizada en la Universidad Técnica Del Norte por Franklin Cadena Meneses, implementando circuitos de montaje superficial y reemplazando los cables por comunicación inalámbrica, teniendo así el prototipo completo en un solo circuito para observar estas señales y así implementar prótesis controladas por los músculos.

Palabras Clave

Electromiografía superficial, XBee, electrodos de acero inoxidable, prótesis, señales electromiográficas, baudios.

Abstract. *This present paper details the development of a prototype band thigh for conditioning and transmission of EMG signals wirelessly to the PC, observing the behavior of the signals from the muscles of study.*

Currently there myoelectric prosthesis which help people to facilitate the mobility function of the affected part. At the time of capturing EMG signals you can be found electronic charge cards perform reading signals from the muscles of interest.

One drawback is presented at the time of data collection with conventional cards, because they must be connected cables to the person and these in turn to a display of those signals and also be in constant vigilance to check that the cables do not are disconnected, so the functionality of these cards is uncomfortable, for that reason this work is to improve the card conditioning EMG signals conducted at the Técnica del Norte University by Franklin Cadena Meneses, implementing circuits and surface mount replacing wireless communication cables, thus having the complete prototype in a single circuit to observe these signals and thus implement the muscles controlled prostheses.

Keywords

Surface electromyography, XBee, stainless steel electrodes, prosthesis, electromyographic signals, baud.

1. INTRODUCCIÓN

El avance de la tecnología en los diferentes campos como: la medicina, control, automatización de procesos, fisioterapia entre otras, ha permitido fusionar todos estos, a pesar de sus diferencias en el tipo de aplicaciones que cada una desempeña, por ejemplo la medicina y la Mecatrónica.

Las señales mioeléctricas que produce el cuerpo al momento de relajar o contraer un músculo, han sido descubiertas muchos años atrás las cuales se las denominó electromiografía (EMG), estas permiten analizar el comportamiento de los mismos, al momento de realizar algún movimiento, además de poder controlar varios elementos como las prótesis mioeléctricas, las que están accionadas por este tipo de señales.

Este proyecto tiene como objetivo la construcción de un prototipo banda de muslo para la captura, acondicionamiento y transmisión inalámbrica de las señales EMG de las extremidades inferiores, y la mejora de la interacción al momento de trabajar con dichas señales.

2. ESTADO DEL ARTE

En la actualidad la mayoría de investigaciones sobre la electromiografía se ha dedicado el estudio de las señales EMG en las extremidades superiores utilizando cables de comunicación para poder observar la señal a tratar, existen pocas investigaciones sobre una libre interacción al momento de realizar la toma de datos de las señales mioeléctricas de los músculos del muslo.

Todas las investigaciones realizadas a nivel de Ecuador han sido ocupando cables de comunicación al momento de visualizar esta señal ya sea en un osciloscopio o un ordenador.

En investigaciones anteriores realizadas en la Universidad Técnica Del Norte se utilizaban cables los cuales no permiten a la persona tener un libre desplazamiento cuando se realizan dichas pruebas. La mayoría están enfocados a realizar una tarjeta a la que se conecten: electrodos, cables de datos, baterías, reguladores de voltaje etc. y no un dispositivo que contenga todo y permita tener una mejor interacción cuando se realice este tipo de estudios.

3. METODOLOGÍA

3.1 REQUERIMIENTOS DEL PROYECTO

Los métodos, técnicas y procedimientos adecuados sobre el tipo de comunicación inalámbrica a utilizar, así como el tipo de electrodos de EMG para obtener mejores resultados en tiempos prolongados, se fundamentara en documentos relacionados sobre electromiografía inalámbrica.

El acondicionamiento de la señal EMG se basa: pre amplificación de la señal EMG, circuito de protección del paciente, circuito de integración, filtro pasa banda de la señal EMG, filtro para eliminar interferencias de equipos AC, amplificación final de la señal EMG filtrada, circuito rectificador, y el circuito detector de envolvente.

Los electrodos para el proyecto son de plata cloruro de plata y de acero inoxidable, se realiza la comparación entre los dos tipos y así se escoge el mejor sensor para el funcionamiento del prototipo.

3.2 SELECCIÓN DEL MEJOR ELECTRODO

El proyecto analiza el mejor electrodo para obtener buenos resultados es tiempos extensos, y así tener un sensor que se lo pueda utilizar sin preocuparse por el desgaste. Se realiza una comparación con los electrodos que más sobresalen en el campo de la biomedicina estos son; electrodo de plata/cloruro de plata (Ag / AgCl) y el electrodo seco de acero inoxidable (Tabla 1).

Características	(Ag / AgCl)	Acero inoxidable
Impedancia al contacto con la piel	Baja	Baja
Desgaste del adhesivo	Alto desgaste	No tiene adhesivo, por lo tanto no se desgasta
Desgaste del gel	Alto desgaste	No contiene gel
Costo	Bajo	Bajo
Durabilidad	Baja	Alta
Tiempo de uso	Bajo	Alto

TABLA 1 SELECCIÓN DE MEJOR ELECTRODO

Se puede apreciar en la Tabla 1 una superioridad del electrodo superficial de acero inoxidable. Este cumple con los requerimientos del proyecto. El electrodo escogido para este proyecto es el de acero inoxidable, debido a sus escasas en el medio, se decidió construirlo siguiendo las normas de la SENIAM.

3.3 CONSTRUCCIÓN DE ELECTRODO DE ACERO INOXIDABLE

Se escogió este tipo de electrodos (Fig. 1). Por ser de bajo costo y además el material con el que se fabrican se puede encontrar muy fácilmente en el medio.

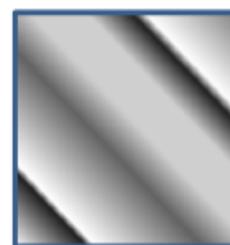


Fig. 1. Acero inoxidable. [15]

Estos electrodos son capaces de captar señales de EMG, además no se requiere la supervisión médica en el momento de la colocación sobre el músculo.

Los rectángulos de 1.6cm x 1.3cm fueron cortados de una lámina de acero inoxidable. Se lijo y limpio bien el lado conductor que estaría en contacto con la piel, mientras que la otra cara se soldó el broche de los electrodos de plata cloruro de plata que también es de acero inoxidable, todo esto se montó en la banda para tener un mejor ajuste (Fig. 2),



Fig. 2. Banda con electrodos (inversor y no inversor)

3.4 SISTEMA DE COMUNICACIÓN INALÁMBRICA

Para seleccionar el módulo que se utiliza se debe realizar el análisis de los recursos que ofrece este tipo de comunicación inalámbrica (Tabla 2).

Características	Bluetooth HC-05	XBee S1
Transmisión de datos	2.1 Mbps (máx.). [32]	250 kbps. [29]
Rango	Exterior con línea de vista 10m. Interior 5m. [32]	Exterior con línea de vista 120m. Interior 40m. [29]
Aplicaciones	Domótica, proyectos	Domótica, proyectos, industria. [31]
Modos de operación	Pocos	Varios modos de operación. [31]
Consumo de energía	50mA	45mA

TABLA 2 CARACTERÍSTICAS DE LOS COMPONENTES DE COMUNICACIÓN INALÁMBRICA

El módulo de comunicación XBEE S1 fue el que más sobresalió en el análisis. Este modelo será el que se utilice en el prototipo.

3.5 SELECCIÓN DE MICROCONTROLADOR PARA DIGITALIZAR LA SEÑAL EMG

Al seleccionar el microcontrolador del proyecto se realiza un análisis de los recursos que ofrece cada gama de los microcontroladores PIC de Microchip (Tabla 3).

Características	Gama media	Gama alta
Número de instrucciones	35 instrucciones	77 instrucciones
Longitud de bits	12 y 14 bits	16 bits
Pila	8 niveles	32 niveles
Convertidor A/D	Convertidor A/D de 10 bits	Convertidor A/D de 10 bits
Frecuencia de reloj	Hasta 20 Mhz	Hasta 48 Mhz
Interrupciones	Un vector de interrupción	2 vectores de interrupción
Pines	14 hasta 64	14 hasta 64

TABLA 3 CARACTERÍSTICAS DE LOS MICROCONTROLADORES [21].

Los microcontroladores de gama alta de la familia PIC18FXXX fueron los que más sobresalieron en esta investigación. Debido a su mayor capacidad de procesamiento, costo disponibilidad y aplicación.

Continuando con el análisis se debe definir que microcontrolador de esta familia usar, los más sobresalientes son PIC18F4550 Y PIC18F2550, ambos poseen similares características lo que difiere el uno del otro es: el número de pines, entradas y salidas. Por lo tanto el microcontrolador a utilizar es PIC18F2550, ya que el objetivo es que el prototipo sea lo más pequeño y ligero posible.

3.6 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

El sistema de acondicionamiento de la señal se utiliza las siguientes etapas.

- Etapa de pre amplificación
- Filtro pasa bandas de 20[Hz] a 500[Hz] de cuarto orden Butterworth
- Filtro Notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz].
- Etapa de amplificación final.
- Rectificador de onda completa de precisión.
- Detector de envolvente.

3.7 ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA

Para obtener salidas tanto para el voltaje de alimentación del PIC, la tarjeta de acondicionamiento y la comunicación inalámbrica. Se utiliza un integrado LM7805 para mantener el voltaje positivo de 5v con el que trabaja el PIC, también se ocupa el integrado LM7905 para mantener el voltaje de -5v para la tarjeta de acondicionado (Fig. 3).

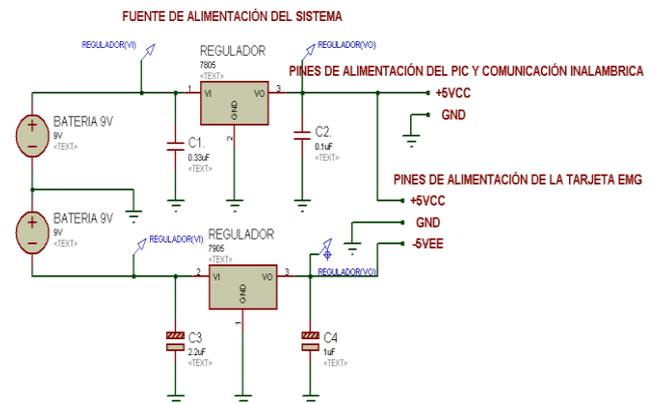


Fig. 3. Diseño final de la etapa de alimentación de prototipo

3.8 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA

La siguiente fig. 4 corresponde al diagrama de bloques de todo el sistema que envía señales EMG de forma inalámbrica a la PC.



Fig. 4. Diagrama de bloques del sistema. a) Electrodo de acero inoxidable, b) Acondicionamiento de la señal EMG, c) Comunicación inalámbrica

En la fig. 4 (a) los sensores EMG captan las señales provenientes de los músculos de interés, estos electrodos se diseñaron de acero inoxidable.

La fig. 4 (b) es el sistema de acondicionamiento de la señal que se encuentra conformada por filtros y amplificadores operacionales y de instrumentación.

La fig. 4 (c) es la etapa de discretización y envío de forma inalámbrica de la señal EMG hacia el ordenador, en esta etapa trabaja con velocidades altas para la transmisión de datos, además se debe realizar un tiempo de muestreo acorde a la señal de estudio. En este caso la señal se encuentra en el rango de 20Hz – 500Hz. Por lo que requiere una frecuencia de muestreo mínima de 1Khz para poder reconstruir la señal en el ordenador.

3.9 DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL EMG

Diagrama de flujo (Fig. 5) de la etapa de digitalización se señales con tiempo de muestreo.

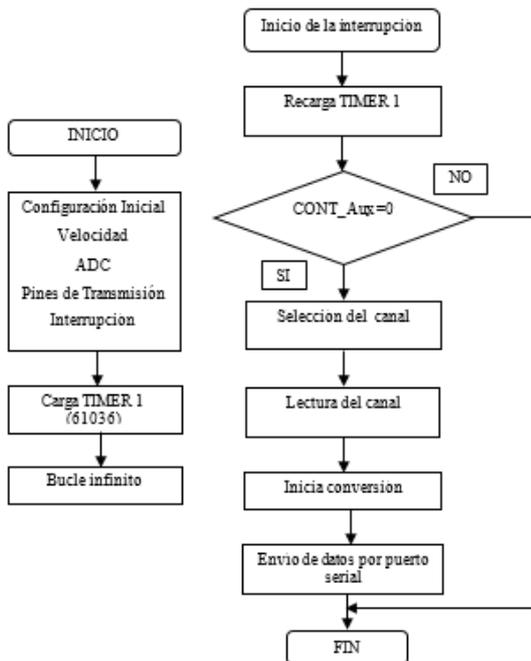


Fig. 5. Diagrama de flujo

Una vez configurados todos los parámetros necesarios del microcontrolador se ingresa a la interrupción la cual mediante el tiempo ya establecido deberá repetir el ciclo realizando las siguientes instrucciones: contador igual a cero, identifica el canal correspondiente a ser digitalizado, empieza la conversión para luego ser enviados por el puerto serial.

3.10 MUESTREO DE LA SEÑAL

Un buen procesamiento permite reconstruir la señal analógica, recuperar la información importante y desechar parte del ruido [39].

Si el periodo de muestreo se mide en segundos, entonces la frecuencia de muestreo esta expresada en Hertz. En la Fig. 6 se observa que; para muestrear la señal EMG en tiempos constantes, T_M (tiempo de muestreo) debe ser mayor a RS (lectura y envío de datos).

$$T_M > RS \quad (1)$$

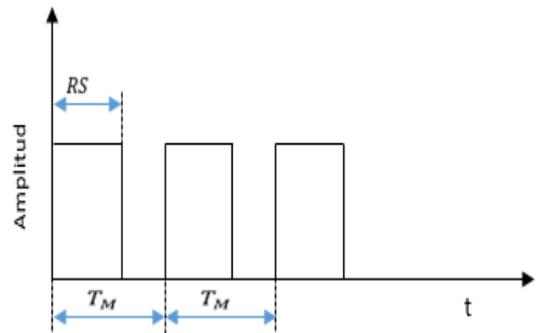


Fig. 6. Tiempo T_M mayor a RS

$$RS = t_L + t_C + t_E \quad (2)$$

donde:

t_L = Tiempo de lectura

t_C = Tiempo de conversión

t_E = Tiempo de envío

$$T_M = \text{Tiempo de muestreo} \quad (3)$$

El oscilador para el proyecto es de 20Mhz, y se selecciona un reloj de conversión del ADC de $16 T_{osc}$, para garantizar un tiempo de conversión mínimo $0.7\mu s$ que sugiere la hoja de datos técnica del PIC.

Para que no exista pérdida de datos, se realiza con una interrupción tipo TIMER 1, en un tiempo de muestreo adecuado a la señal EMG.

Antes de conocer con qué valor se debería cargar el TIMER 1 lo primero es saber cuánto se tarda el PIC en realizar la lectura, conversión y posterior envío de datos. Se

colocó un diodo LED que se enciende al iniciar el proceso y que se apaga cuando el proceso está terminado como comprobación (Fig. 7).

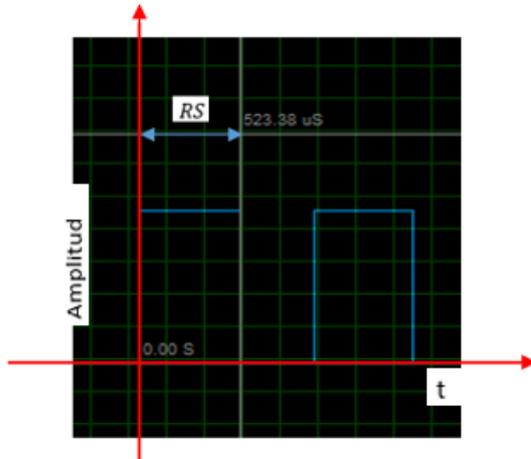


Fig. 7. Tiempo de adquisición y envío de datos

La Fig. 7 muestra el tiempo que demora en adquirir, realizar la conversión y enviar los datos. Este tiempo es de 523.38 μs. Con la información de la fig. 7 procedemos a calcular el valor a cargar en el TIMER 1 para obtener un tiempo de muestreo de 900μs que es mayor que RS.

En la Fig. 8 se puede observar la simulación del tiempo de muestreo = 900μs.

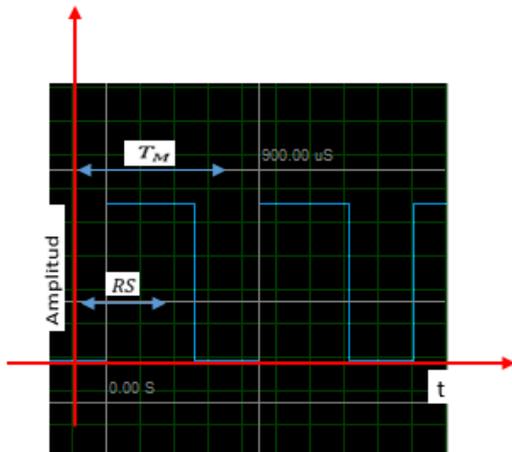


Fig. 8. Visualización tiempo de muestreo TM 900 μs

La frecuencia de muestreo de nuestra señal se aplica (ecuación 4):

$$F_M = \frac{1}{T_M} = \frac{1}{900\mu s} = 1.1Khz \quad (4)$$

Visualización en el osciloscopio para comprobación del PIC que se encuentre enviando los datos en el tiempo calculado. TM= 900μs. Cada cuadrícula representa 500 μs (Fig. 9).

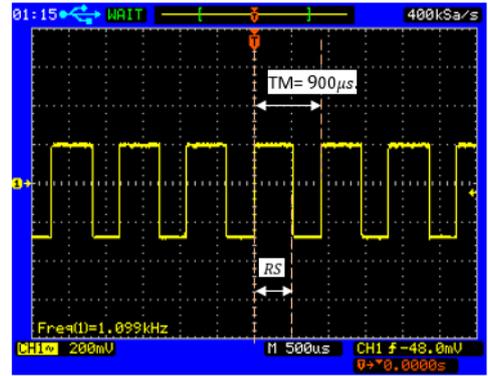


Fig. 9. Visualizaciones en osciloscopio

3.11 INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL

En la etapa de visualización de datos, el software que se utiliza es LabVIEW versión 2014. En el entorno se visualiza las señales EMG producidas durante la contracción o relajación.

El usuario puede visualizar los datos en tiempo real y tiene la opción de grabar los datos cada vez que se crea conveniente (Fig. 10).

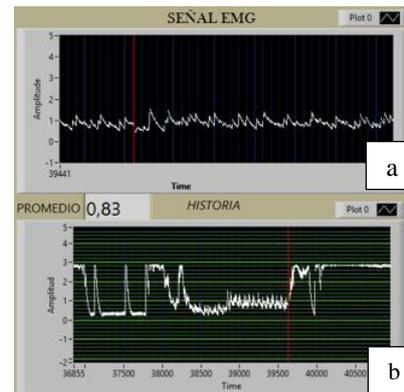


Fig. 10. Visualización de la señal EMG. a) Señal en tiempo real, b) Señal en un tiempo mayor

También el programa cuenta con un segundo panel, el cual se puede visualizar la señal previamente grabada y apreciar así el comportamiento del músculo durante sesiones anteriores (Fig. 11).

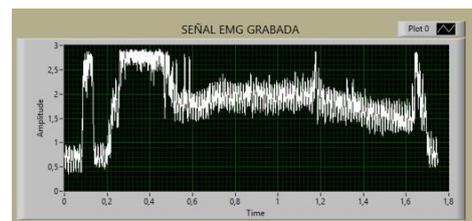


Fig. 11. Visualización de la señal EMG grabada en un tiempo determinado

4.RESULTADOS Y DISCUSIONES

Las pruebas de comparación de los electrodos se hicieron en el musculo Bíceps del brazo. Estas fueron realizadas con el prototipo banda de muslo en ambos casos.

Los movimientos probados fueron: reposo, flexión y extensión, dos movimientos en flexión y uno en extensión, el protocolo a utilizar fue: limpieza de la zona con alcohol y ubicación de los electrodos acorde con las nomas de la SEMIAN.

Se muestra la señal adquirida en LabVIEW (Fig. 12. a) y la misma señal el osciloscopio (Fig. 12. b), con el fin de comprobar que se señal que se genera es la misma sin afectar el patrón de dicha señal.

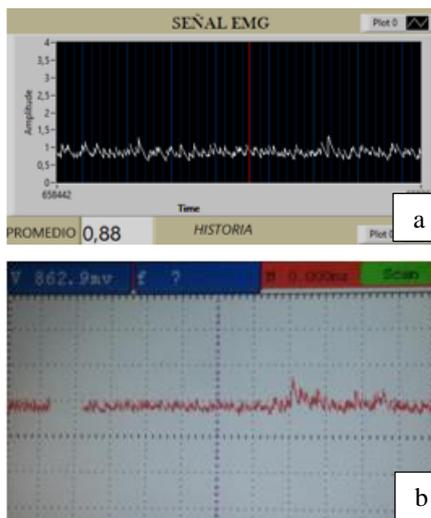


Fig. 12. Amplitudes de los músculos del muslo. a) Señal en LabVIEW, b) Señal en el Osciloscopio

En la Fig. 13 se aprecia que los dos electrodos responden de manera similar cuando se realiza las mismas contracciones en el musculo, la diferencia que existe entre los dos es que el electrodo de acero inoxidable se desgasta más paulatinamente que el electrodo desechable Ag/AgCl.

Gráfico comparativo

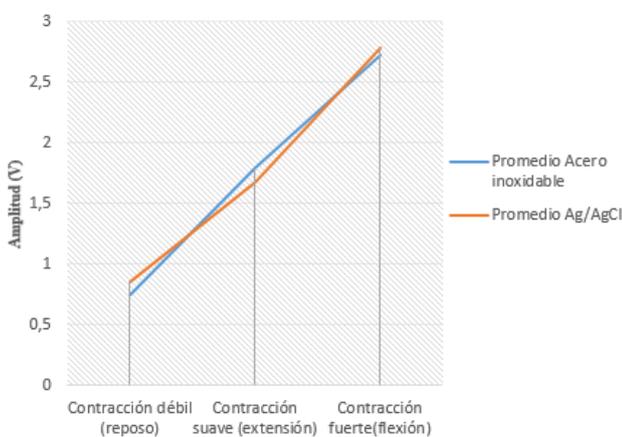


Fig. 13 Comparación de los dos electrodos

Esta comparación se basa con los electrodos típicos desechables frente a los electrodos de acero inoxidable, con

el fin de comprobar la respuesta y verificar el funcionamiento. Teniendo como mejor resultado a los electrodos de acero inoxidable, que tienen más durabilidad y son menos costosos.

En la siguiente Fig. 14 se observan los valores de variación en cuanto a amplitud de los músculos de muslo: recto femoral, vasto medio y vasto lateral obtenidos con el prototipo banda de muslo.

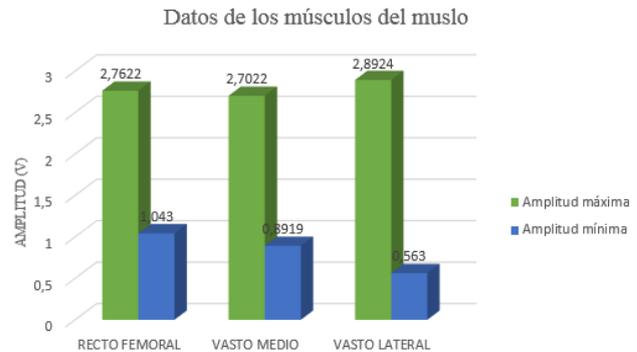


Fig. 14. Lectura de datos

Las posibles mejoras que se pueden aumentar al prototipo es:

Un sistema de almacenamiento de datos mediante USB para así poder recolectar datos cada vez que se desee sin necesidad de ocupar la comunicación inalámbrica.

Para mejorar la resolución y el tiempo de muestreo de la señal EMG se debe ocupar un DSPIC,

5.CONCLUSIONES

En la selección del mejor electrodo se construyó electrodos de acero inoxidable siguiendo las normas de las SENIAM para obtener el tamaño y la forma ideal del electrodo, comparándolos con los electrodos desechables Plata / Cloruro de Plata, eligiendo como material para el electrodo el acero inoxidable.

Con respecto a la ubicación ideal de los electrodos se siguieron las normas de la SENIAM, para adquirir una señal con un bajo nivel de ruido.

En el diseño del sistema de acondicionamiento y transmisión inalámbrica se procuró trabajar con elementos de montaje superficial y conseguir así que el dispositivo sea lo más pequeño posible, se diseñó una tarjeta electrónica de doble capa que contiene todos los elementos necesarios para el acondicionamiento y transmisión inalámbrica de la señal.

Las pruebas realizadas permitieron observar las señales provenientes de los músculos del muslo que influyen directamente en los movimientos de flexión y extensión de la rodilla, además se pudo mirar el comportamiento de estos músculos cuando el paciente se encontraba caminando o en marcha.

6.REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] «Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades,» Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades, [En línea]. Available: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas/>.
- [2] F. C. Ricapa, «Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie,» LIMA, 2013.
- [3] S. N. d. P. y. Desarrollo, Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017, Quito, 2013.
- [4] D. L. D. Soto, «Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico,» 2008. [En línea].
- [5] E. Criswell, Cram's introduction to surface electromyography, Second ed., United States: Jones & Bartlett Publishers, LLC., 2011.
- [6] U. D. ALCALÁ, «Instrumentación Biomédica».
- [7] G. d. I. Biomédica, «DALCAME,» 2015. [En línea].
- [8] J. S. G. V. C. D. O. O. F. Cadena, *Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs*, Ibarra, 2015.
- [9] L. B. M. G. Juan Enrique Argüelles Morales, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE,» MÉXICO, D.F., 2011.
- [10] D. A. Navarro, «Monitor EMG con conexión,» Barcelona, 2008.
- [11] D. A. Navarro, «Monitor EMG con conexión,» 2008.
- [12] R. R. Pendenza, SISTEMA MUSCULAR EN EJERCICIO.
- [13] J. D. B. JOHN D. ENDERLE, INTRODUCTION TO BIOMEDICAL ENGINEERING, 2012.
- [14] J. D. Enderle and J. D. Bronzino, Introduction to biomedical engineering, Third ed., United States: Elsevier Inc., 2012.
- [15] I. A. C. González, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS,» Mérida, Yucatán, 2010.
- [16] I. H. N. J. John Wiley & Sons, ENCYCLOPEDIA OF MEDICAL DEVICES AND INSTRUMENTATION, Segunda Edición ed., Canada, 2006.
- [17] SENIAM, «Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles,» 2015. [En línea]. Available: <http://www.seniam.org/>. [Último acceso: 06 Enero 2015].
- [18] M. F. Cadena, «TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA PRÓTESIS DE RODILLA ACCIONADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS,» Ibarra, 2015.
- [19] J. C. V. Ferreira, MICROCONTROLADORES Motorola-Freescale, México: Alfaomega, 2008.
- [20] I. C. M. Ing. Gonzalo Tejera, «Funcionamiento de microcontroladores,» 2003.
- [21] I. G. COLLAGUAZO, Sistemas con Microcontroladores.
- [22] M. Technology, *PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet*, 2006.
- [23] J. C. Plaza, «Sistema inalámbrico y multicanal para monitorización de señales biológicas en tiempo real,» 2010.
- [25] R. C. Quesada, «Digitalizador de señales de banda base compleja utilizando el TMS320VC5416 DSK,» Costa Rica, 2008.
- [28] J. P. Dignani, «ANÁLISIS DEL PROTOCOLO ZIGBEE,» 2011.
- [29] D. R. F. Javier Martín Moreno, «Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4),» 2007.
- [30] J. P. Dignani, *ANÁLISIS DEL PROTOCOLO ZIGBEE*, 2011.
- [31] A. Oyarce, «XBEE Series 1.,» Santiago, Chile, 2010.
- [32] P. G. S. Juan Pablo Sevilla Martín, *COMUNICACIÓN ENTRE DISPOSITIVOS BLUETOOTH*, 2006.
- [39] J. A. R. y. C. S. Forgach, *Un complemento al teorema de Nyquist*, 2010.