



# **UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

**ESCUELA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**“SISTEMA PARA LA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES  
ELECTROMIOGRÁFICAS PARA EL ACCIONAMIENTO DE UN TOBILLO ROBÓTICO”**

**INFORME TÉCNICO**

**AUTOR: JUAN PABLO SANIPATÍN DÍAZ**

**DIRECTOR: ING. HENRY CERVANTES**

**IBARRA – ECUADOR**

**2015**

# “Sistema Para La Adquisición Y Acondicionamiento De Señales Electromiográficas Para El Accionamiento De Un Tobillo Robótico”

Juan Pablo Sanipatín Díaz  
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica  
Universidad Técnica del Norte  
Ibarra, Ecuador  
[elcorreodejuan1992@gmail.com](mailto:elcorreodejuan1992@gmail.com)

**Resumen**— El uso de la electromiografía (EMG) para el control de prótesis robóticas mioeléctricas representa el mayor grado de rehabilitación para personas con amputación [1][2][3][4]; varios grupos de investigadores en el mundo han incursionado dentro del campo de la electromiografía aplicándola en diversas áreas tales como: investigaciones neurofisiológicas y médicas, rehabilitación, ergonomía, deportes y ciencia del movimiento, entre otros [5]. La presente investigación tiene como objetivo: 1° diseñar e implementar todos los circuitos necesarios para adquirir y acondicionar la señal EMG de forma segura de ciertos músculos de las extremidades inferiores, específicamente músculos remanentes de una amputación transtibial y 2° Comprobar el funcionamiento del sistema construido en base al análisis de amplitud y espectro de frecuencia de la señal electromiográfica superficial (SEMG) adquirida y acondicionada por el sistema. Para el diseño e implementación de los circuitos que conforman el sistema se tiene como premisa el uso de elementos electrónicos económicos de fácil adquisición en el medio; contribuyendo al desarrollo tecnológico endógeno del país.

**Palabras clave**— *Electromiografía superficial; Señal Mioeléctrica; Electromiografía; Adquisición y Acondicionamiento; Circuito de detección; Potenciales Musculares; Señales Bioeléctricas; Rehabilitación; Prótesis; Sistema Electromiográfico*

## I. INTRODUCCIÓN

A nivel mundial se estima que más de un billón de personas viven con algún tipo de discapacidad, número que representa alrededor del 15% de la población mundial [6]; esta cifra es superior a estimaciones previas publicadas por la Organización Mundial de la Salud (OMS) en el Informe mundial sobre discapacidad en el año 1970. A nivel nacional de acuerdo con el Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades del Ecuador (CONADIS), aproximadamente 397233 personas tienen algún tipo de discapacidad y aproximadamente 193905 personas tiene algún tipo de discapacidad física en todo el país. De estas cifras 4620 personas tienen discapacidad física en la provincia de Imbabura [7].

Investigaciones enmarcadas dentro del campo de la electromiografía, por ejemplo: análisis de señales EMG [8]

[9], circuitos de detección [9] [10] [11] [12] [13] [14], control de prótesis [15] [16] [17] [18] [19], sistemas de rehabilitación [20] [21] [22], interfaces hombre – máquina [2] [23], estudios médicos mioeléctricos[24] [25] [26] [27], entre otros; demuestran la utilidad de la electromiografía para el estudio y desarrollo de sistemas y dispositivos para personas con algún tipo de discapacidad. En los recientes años, el número de investigaciones relacionadas con EMG va en aumento [28], más específicamente en el desarrollo de tecnología electromiográfica como dispositivos para la adquisición y acondicionamiento de señales EMG.

El diseño y construcción de un sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas superficiales, construido con componentes electrónicos de bajo costo disponibles en Ecuador, permitirá innovar y contribuir en el área tecnológica de la nación, aplicando el sistema electromiográfico en el desarrollo de prótesis activas mioeléctricas que representan una solución integral para personas con discapacidad, eliminando cualquier tipo de discriminación social y especialmente laboral existente en la actualidad, debido a la limitación que presentan las prótesis pasivas (cosméticas) para realizar tareas complejas en el trabajo.

## II. METODOLOGÍA

Generada la idea de la Universidad Técnica del Norte de realizar proyectos de investigación orientados a la sociedad, enmarcado dentro de las políticas de estado [29] [30]; con el fin de afinar y estructurar esta idea se plantea un problema, lo que permite dividir a un macro proyecto en varios proyectos con enfoque específico, siendo uno de estas subdivisiones la investigación actual. Una vez establecidos los objetivos, justificación, alcance y limitaciones para el problema planteado, el siguiente punto es la construcción del marco teórico, para lo cual se obtiene, revisa y recopila información relacionada a temas como la electromiografía, sistemas y dispositivos electromiográficos, prótesis robóticas mioeléctricas, interfaces EMG, electromiografía superficial, actividad eléctrica muscular, entre otros; información adquirida principalmente de fuentes bibliográficas,

publicaciones científicas y en menor número de tesis desarrolladas.

Para la selección del electrodo se consulta publicaciones científicas de fuentes como la Revista de Electromiografía y Kinesiología que contiene estudios con enfoque médico - clínico acerca de la EMG además del Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (IEEE) y la Editorial Springer especialmente por publicaciones que contienen especificaciones técnicas eléctricas y electrónicas en el uso de electrodos electromiográficos. Determinado el nivel de aplicación del electrodo, se analizan los electrodos disponibles comercialmente a nivel mundial y nacional, para lo cual se consultan páginas web de proveedores en la comercialización de dispositivos y materiales médicos.

Para la etapa de adquisición se compara y selecciona un amplificador operacional de instrumentación disponible nacionalmente; se consulta las hojas de datos ya que todos los fabricantes recomiendan circuitos de protección para el paciente y de eliminación de señales no deseadas.

Para la etapa del filtrado se selecciona un amplificador operacional de propósito general disponible nacionalmente, luego se analizan las respuestas de todos los tipos de filtros analógicos existentes (Diagramas de Bode generados en Matlab 2014b). Con el tipo de respuesta y orden de los filtros a utilizar seleccionados, se diseña los mismos en base a la frecuencia de corte requerida, utilizando fórmulas y ecuaciones disponibles para el cálculo de dichos filtros; manuales disponibles de los fabricantes de circuitos integrados de amplificadores operacionales son utilizados.

Para la rectificación de onda completa y alisado de la señal EMG se utilizan publicaciones científicas relacionadas con el diseño de rectificadores de onda completa de precisión disponibles en la red; la autoría de estas publicaciones está relacionada principalmente a los fabricantes de elementos electrónicos integrados.

Se simula todos los circuitos que constituyen las etapas de adquisición y acondicionamiento de la señal, para lo cual se utiliza el software computacional Multisim 13.0. El uso de fuentes virtuales proporcionadas por Multisim 13.0 permite generar las interferencias que afectan a este tipo de sistemas una vez ya implementados; en base a estos componentes se verifica el filtrado de la señal y en base a las gráficas de entrada (potencial SEMG con interferencias) y salida (voltaje DC de salida) se verifica el funcionamiento de los circuitos que amplifican, rectifican y alisan la señal.

Para la construcción de las tarjetas de circuitos impresos de todas las etapas del sistema, se selecciona el software computacional de National instruments: Ultiboard 13.0, se selecciona las huellas para cada elemento electrónico, se rutea las vías necesarias y se construyen la tarjeta PCB del sistema.

Antes de probar el sistema construido, se selecciona los músculos para la toma de datos, para lo cual se utiliza el fundamento teórico consultado, principalmente teniendo en cuenta recomendaciones brindadas por el Proyecto SENIAM [31]; analizando los músculos que intervienen en el movimiento del tobillo y estableciendo criterios para esta selección. Se define el procedimiento para realizar el registro de datos, para lo cual se subdivide a este procedimiento de forma general en tres etapas: una etapa inicial (preparación de la piel, ubicación y colocación de electrodos), una etapa de registro (Test clínico para medir la contracción máxima voluntaria de cada músculo) y una etapa de procesado realizada en LABVIEW 2014 (Funciones implementadas en los elementos de software y hardware utilizados). Finalmente se presenta y discierne los resultados de forma gráfica y textual en base a tablas con las principales características de la forma de onda obtenida en cada registro, además se compara los registros del sistema diseñado con los registros del Muscle sensor V3 [32].

### III. ELECTROMIOGRAFÍA

#### A. Definición

La electromiografía estudia la función muscular a través de la adquisición de la señal eléctrica generada por los músculos [33].

El proceso de generación de un movimiento muscular inicia cuando el cerebro envía un conjunto de impulsos eléctricos (instrucciones) a través de las neuronas, estas células especiales se encargan de enviar y recibir estos impulsos a través del sistema nervioso central y periférico; en este proceso una motoneurona tiene la función de enviar y recibir los impulsos eléctricos desde la espina dorsal hasta las fibras musculares [34]. El conjunto formado por una motoneurona en el asta ventral de la médula espinal, su axón y las fibras musculares que inervan los axones se denomina como una unidad motora (ver Fig. 1) [35] [36].

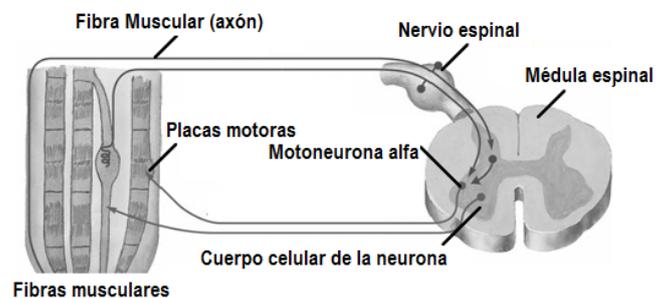


Fig. 1. Unidad motora. [28]

En la electromiografía superficial debido a que múltiples fibras musculares están inervadas por una sola motoneurona, al activarse esta motoneurona activa de manera simultánea a varias fibras musculares [28]; la suma de todos estos potenciales individuales genera un potencial de acción en la unidad motora (MUAP), la suma algebraica de todos estos potenciales de acción se considera como la señal SEMG

proveniente del conjunto de fibras musculares que constituyen un músculo específico (ver Fig. 2) [33].

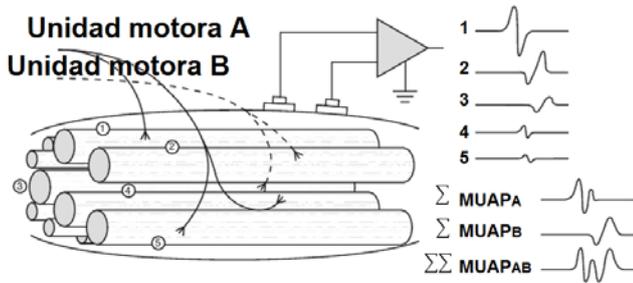


Fig. 2. Suma algebraica de MUAP (electromiografía superficial). [28]

### B. Caracterización de una señal SEMG

Estudios y datos registrados permiten caracterizar a estas señales de acuerdo a las propiedades anatómicas y fisiológicas del músculo así como las características de la instrumentación que se utiliza para detectarla y observarla [33]; estas investigaciones establecen las siguientes afirmaciones:

- La amplitud de una señal SEMG no es igual al nivel físico de los sujetos estudiados [33] [37].
- La cantidad de fuerza o esfuerzo que un músculo puede aplicar depende de la longitud en reposo del mismo [38].
- La cantidad de fuerza de un músculo se ve afectado por la velocidad y el tipo de contracción (isométrica, isotópica, isocinética, concéntrica y excéntrica) [35] [39].
- La forma de la onda del potencial de acción depende de la orientación del electrodo con respecto a las fibras musculares [33].
- Rango de amplitud pico - pico dentro del rango de 0,01 [mv] a 5 [mv] [28] [33] [39].
- Frecuencia dentro del rango de 1 [Hz] - 300 [Hz] (ver Fig. 3) [33] [39].

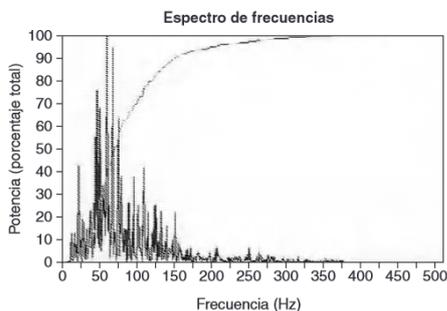


Fig. 3. Espectro de frecuencias de una señal SEMG. [102]

### C. Factores que afectan a la señal SEMG

A nivel muscular y de instrumentación empleada en el circuito de detección, existen varios factores que caracterizan e influyen a la señal SEMG específicamente en su amplitud pico - pico y su frecuencia:

- La tasa de disparo de las MUAP [33] [39].
- El número de unidades motoras [33] [39].
- Sincronización de activación de las unidades motoras [39].
- La velocidad de conducción de las fibras musculares [39].
- La orientación y distribución de las fibras musculares de las unidades motoras [28] [39].
- El diámetro de las fibras musculares [39].
- El número de unidades motoras dentro de la zona de detección de la superficie del electrodo respecto a las fibras musculares [33] [39].
- Materiales y preparación de electrodo [31] [39].
- La ubicación del electrodo [28] [31] [39].
- La orientación de los electrodos de detección con respecto al eje de las fibras musculares [39].
- Ruido de ambiente [40].
- Ruido de transductor [40] [41] [42].
- Cross talk (señal de los músculos cercanos al electrodo) [33] [40] [43].

### D. Electrodo superficiales

Los elementos capaces de adquirir la señal bioeléctrica muscular y transferirla al dispositivo electrónico capaz de manejar y acondicionar la señal de entrada para obtener una señal de salida son conocidos como “electrodos” [43]. Los electrodos no invasivos utilizados en SEMG se aplican directamente sobre la piel del músculo y permiten obtener la suma de los potenciales de acción de las unidades motoras que se activan en el movimiento muscular [44] [45].

## IV. DISEÑO DEL SISTEMA SEMG

El sistema SEMG posee todas las etapas que se muestran a continuación (ver Fig. 4); todas estas etapas garantizan la adquisición de la señal eléctrica muscular y la calidad de la señal de salida con todas las protecciones requeridas para el uso en una persona.

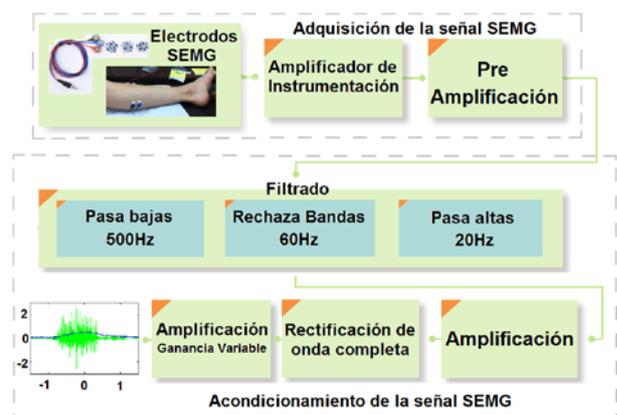


Fig. 4. Diagrama de bloques del sistema SEMG

Los electrodos representan el punto de partida para el diseño de un sistema de adquisición y acondicionamiento de señales EMG ya que, en base a la selección de un determinado tipo de electrodos se diseñan las posteriores etapas de amplificación y filtrado; en base a varias investigaciones previas [46] [47] [48] [49] [50] [51], para el sistema se utilizan electrodos pasivos no invasivos de Ag / AgCl adhesivos y gelificados (ver Fig. 5), seleccionados en base al estudio de proveedores y fabricantes a nivel mundial y nacional [52] [53] [54] [55] [56] [57] [58].



Fig. 5. Electrodo DORMO SX - 30 ECG. [54]

Los cables utilizados para la conexión entre los electrodos y el amplificador de instrumentación son cables utilizados en el "Muscle Sensor v3" (ver Fig. 6) [32]; el cable posee tres subdivisiones: una para electrodo inversor, una para el electrodo no inversor conectados a los terminales del amplificador operacional de instrumentación con las mismas denominaciones además de una subdivisión para el electrodo de referencia.



Fig. 6. Cable utilizado en el sistema EMG. [59]

El uso de un amplificador de instrumentación para realizar la adquisición de la señal electromiográfica [60] [61] [62] [63] [64] [65] [66] requiere del cumplimiento de ciertas características esenciales [39] tales como: alta impedancia de entrada [ $G\Omega$ ], alta ganancia (200 - 100000), una relación de rechazo al modo común (CMRR) mayor a 90 [dB], respuesta en frecuencia dentro del rango de una señal EMG (1[Hz] – 3000[Hz]), corriente de polarización menor a 50 [nA], aislamiento menor a [ $\mu A$ ] y un ruido menor a 5[ $\mu V$ ] RMS.

El amplificador de instrumentación AD620 fabricado por Analog Devices [67] es un amplificador de instrumentación de bajo costo de alta precisión que requiere únicamente de una resistencia para configurar su ganancia de 1 a 10000. Para su funcionamiento requiere de un voltaje de alimentación dual de mínimo  $\pm 2,3$  [V] y de máximo  $\pm 18$  [V] además de una baja corriente (suministro de corriente máximo de 1,3 [mA]). Es ideal para la adquisición de datos de precisión ya que posee una alta precisión de 40 [ppm] máxima de ganancia no lineal, bajo desplazamiento de tensión máximo de 50 [mV] y la deriva del desplazamiento de 0,6 [ $\mu V/^\circ C$ ] max. Su alta relación de rechazo de modo común, bajo nivel de ruido, baja corriente de polarización de entrada y baja potencia permite su uso en aplicaciones médicas como ECG, EMG, monitores de presión arterial no invasiva, etc.

Utilizando una resistencia de 4,4 [ $k\Omega$ ] insertada entre los terminales 1 y 8 del AD620 se obtiene una ganancia de aproximadamente 12 veces la señal original, en base a la fórmula proporcionada por el fabricante [67].

Para la adquisición de señales bioeléctricas el fabricante recomienda un circuito para monitoreo médico de señales de electrocardiografía [11] [67] [68]; este circuito es adaptado para el uso en EMG (ver Fig. 7), para lo cual se cambia la ubicación de los electrodos de la siguiente manera: el electrodo ubicado en la pierna derecha (electrodo de referencia) es colocado en una articulación debido a la mínima presencia de musculatura en dicha área, mientras los dos electrodos restantes ubicados en los brazos del paciente son colocados en el músculo en estudio. El objetivo de este circuito de retroalimentación es brindar estabilidad al sistema evitando corriente de desbalance y compensar problemas de ruido atenuando los voltajes de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación, además de añadir una protección adecuada creando una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito para proteger al paciente de posible daño [11].

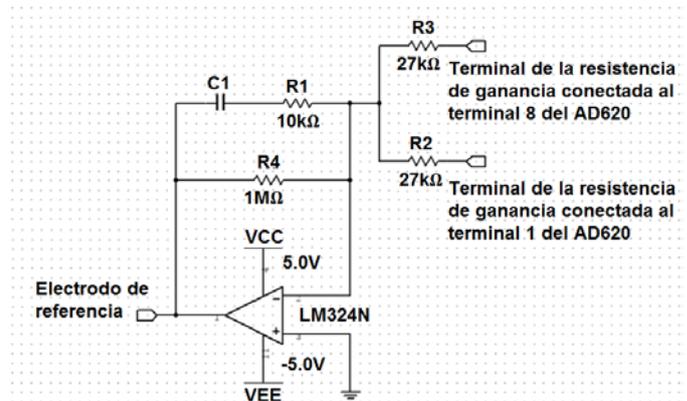


Fig. 7. Circuito de pierna derecha utilizado en EMG.

Utilizando un amplificador operacional de propósito general LM324N [69] en configuración integradora conectado entre el terminal de salida y el terminal de referencia del AD620 (ver Fig. 8) se obtiene un acople AC con el cual se extrae la señal de AC y a la vez se rechaza la señal de corriente directa (DC) y el ruido de modo común presente [70] [71].

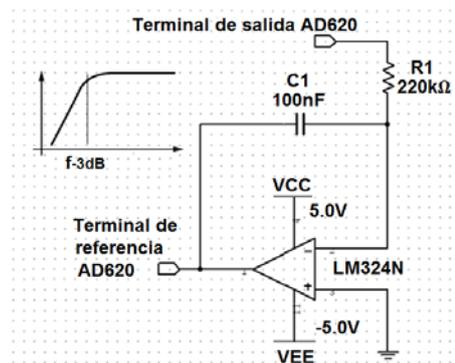


Fig. 8. Circuito de acoplamiento de AC.

En la etapa de adquisición de la señal se incluye además un circuito para eliminar la interferencia causada por dispositivos que generan y transmiten radio frecuencias (RF) (ver Fig. 9) [71].

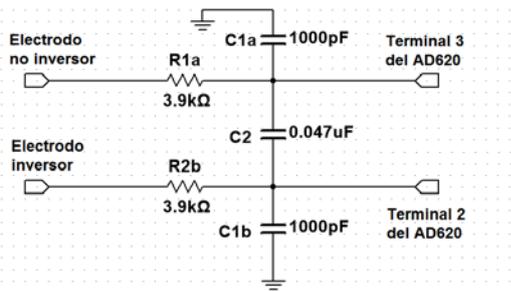


Fig. 9. Filtro atenuador de radio frecuencias.

En general, los amplificadores operacionales principalmente los monolíticos poseen terminales referenciados a uno o ambas fuentes de alimentación que necesitan ser desacopladas con respecto al terminal de referencia; por lo que se añade un condensador de derivación conectado entre cada terminal de alimentación y la referencia del circuito (ver Fig. 10).

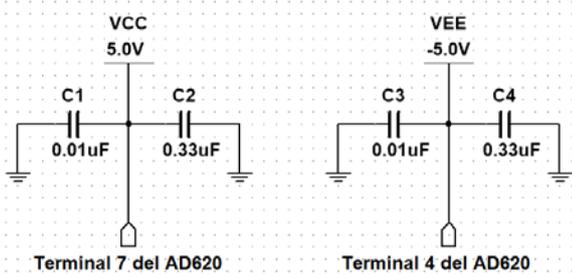


Fig. 10. Condensadores de derivación.

Para finalizar la etapa de adquisición, la señal de salida del AD620 es amplificada utilizando un amplificador operacional LM324N en configuración no inversora con una ganancia de aproximadamente 11 veces la señal de origen (ver Fig. 11).

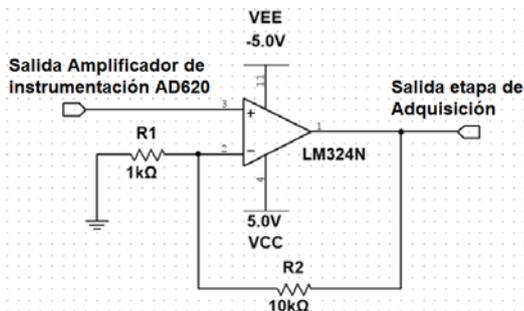


Fig. 11. Amplificador operacional no inversor

La etapa de acondicionamiento de la señal se divide en dos partes principales: el filtrado y la rectificación de la señal. Para todos los circuitos utilizados en esta etapa se utiliza el

amplificador operacional (AO) de propósito general LM324N que posee un ancho de banda suficiente para el rango de frecuencias de una señal EMG, suministro de corriente bajo y bajo ruido e voltaje de entrada; utilizando para el diseño de los filtros las fórmulas proporcionadas en [72] [73] [74].

Para el filtrado de la señal se utilizan filtros Butterworth con topología Sallen – Key, ya que proporcionan una respuesta de amplitud plana en la banda de paso además, cuanto mayor es el orden del filtro, mayor es este aplanamiento [73] [74].

El rango típico de frecuencia de una señal electromiográfica superficial está mayoritariamente entre 1 [Hz] - 300 [Hz] [39], sin embargo, este tipo de señales llegan a alcanzar una frecuencia de 500 [Hz] (ver Fig. 3); además señales captadas entre 1 [Hz] y 20 [Hz] se deben a factores que afectan a la señal EMG como el tamaño y la orientación del electrodo, interface electrodo - electrolito, ruido de ambiente, valores de DC, entre otros. Para limitar la salida a frecuencias entre 20 [Hz] y 500 [Hz] se diseña un filtro pasa bandas colocando en serie un filtro pasa bajas (ver Fig. 12) y un filtro pasa altas (ver Fig. 13) de 6° orden cada uno con una pendiente de caída de -60 [dB] / década; para obtener filtros de 6° orden requeridos se coloca en serie tres filtros de 2° orden, obteniendo así el orden requerido.

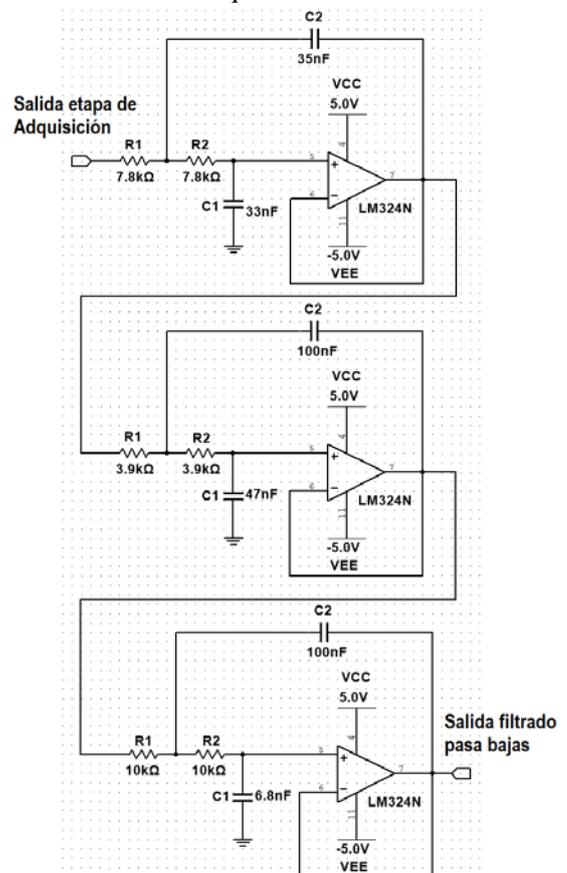


Fig. 12. Filtro Butterworth pasa bajas de sexto orden con ganancia unitaria.

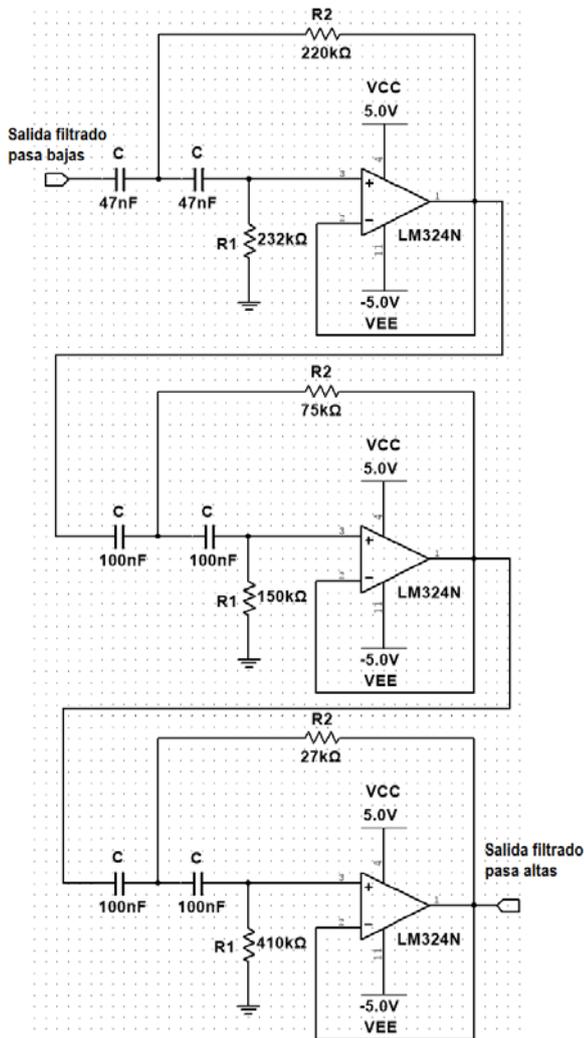


Fig. 13. Filtro Butterworth pasa altas de sexto orden con ganancia unitaria.

Para eliminar las señales no deseadas de 60 [Hz] generadas por dispositivos de corriente alterna (AC) se diseña en cascada dos filtros rechaza banda iguales conformado cada uno por un filtro rechaza bandas con topología Sallen - Key (filtro activo Twin - T) [74] con una ganancia de aproximadamente el doble de la señal original (ver Fig. 14).

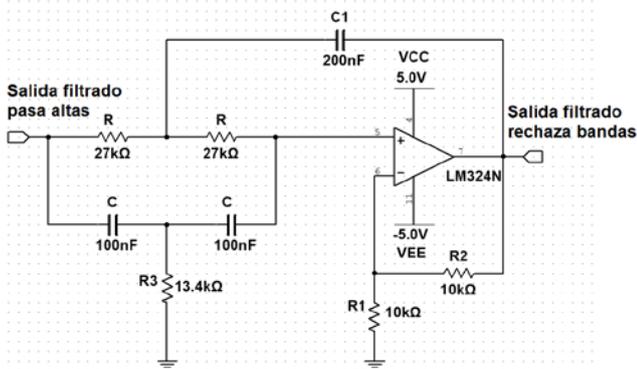


Fig. 14. Filtro rechaza bandas Twin-T de segundo orden.

El filtro de cuarto orden elimina un porcentaje de aproximadamente el 77,78% de las señales de 60 [Hz] [11].

La gráfica (ver Fig. 15) presenta la respuesta de amplitud y fase de todos los filtros diseñados.

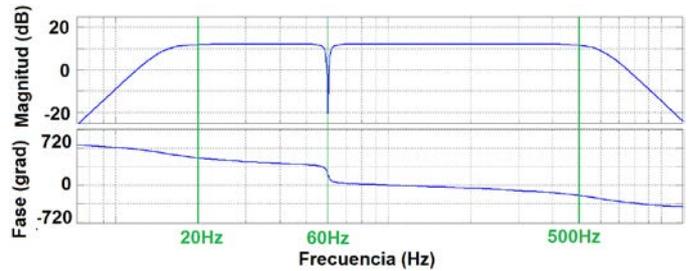


Fig. 15. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia de todos los filtros diseñados para el sistema.

Una vez que la señal electromiográfica superficial ha sido totalmente filtrada, se realiza una nueva amplificación de la señal; para ello se utiliza un amplificador operacional no inversor con una ganancia de aproximadamente 11 veces la señal original (ver Fig. 11).

Con la señal electromiográfica superficial original adquirida y filtrada, el siguiente paso es la rectificación de la misma. Para la rectificación de la señal se utiliza los diodos de alta velocidad 1N4148 [75] utilizados para aplicaciones de conmutación de alta velocidad en un rectificador de onda completa (ver Fig. 16) [76] [77] obtiene una señal DC con el promedio de los picos de la señal AC.

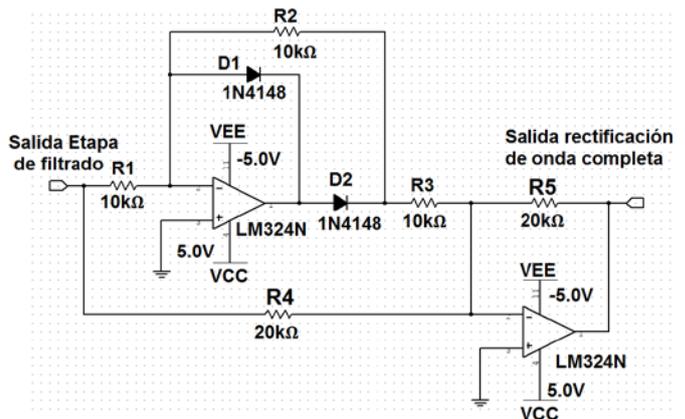


Fig. 16. Rectificador de onda completa de precisión implementado.

La señal electromiográfica requiere un “alisado” para que finalmente se obtenga una señal completamente DC, para lo cual se utiliza un amplificador operacional cuya configuración funciona igual que un filtro inversor pasa bajas de primer orden; haciendo uso de la característica de carga y descarga de un condensador es posible realizar este alisado de la señal (ver Fig. 17).

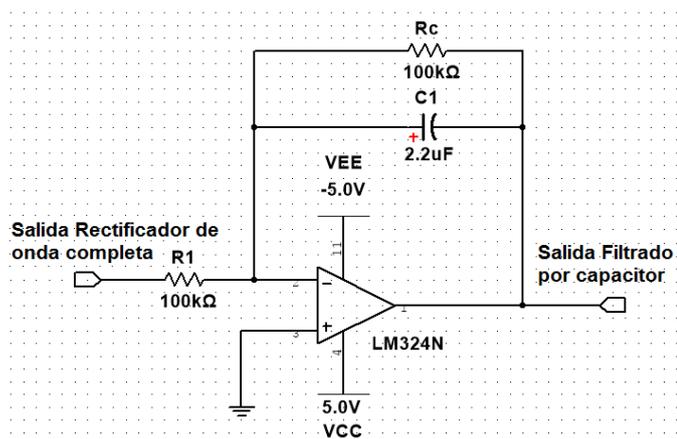


Fig. 17. Filtro inversor pasa bajas de primer orden (alisado de la señal SEMG rectificada).

Para concluir con la etapa de rectificación de la señal SEMG, se amplifica la señal DC promedio proporcional a la señal EMG rectificada; para lo cual se utiliza un amplificador operacional no inversor con ganancia variable fijada entre 1 y 5,25 (ver Fig. 18).

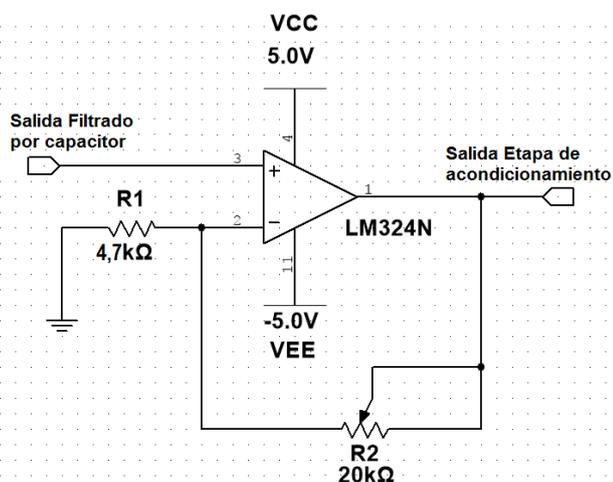


Fig. 18. Amplificador no inversor en la etapa de rectificación.

La gráfica (ver Fig. 19) presenta la simulación del funcionamiento del sistema completo utilizando como entrada una señal EMG generada mediante una tabla de datos [78].

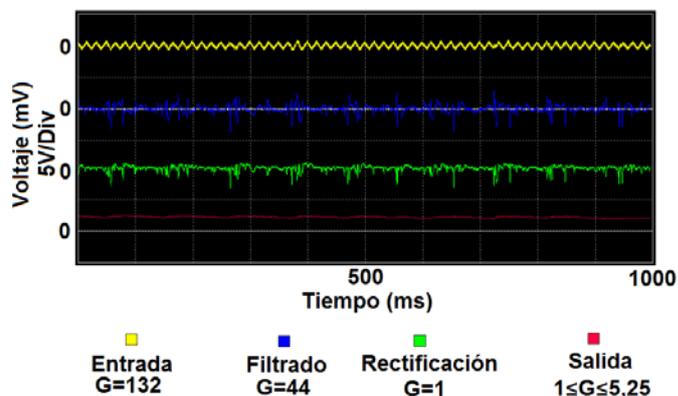


Fig. 19. Potenciales generados en puntos específicos de la simulación completa del sistema.

## V. PRUEBAS EXPERIMENTALES, RESULTADOS E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA SEMG

Existe una gran cantidad de métodos para el procesamiento de una señal EMG detectada y descompuesta en un conjunto de señales, la mayoría son utilizados para el análisis exhaustivo de una señal EMG [79] [80] [81] [82] [83] [84] [85] [86] [87] [88] [89] para una unidad motora específica (aplicaciones médicas), sin embargo su utilización para la validación del actual sistema SEMG resulta tediosa y de larga duración; por lo cual se opta por realizar el análisis de amplitud el análisis de un espectro de frecuencia dado por la transformada rápida de Fourier [90].

### A. Pruebas experimentales

Para la selección de los músculos en los cuales se realizan los registros de datos se debe tener en cuenta todos los músculos involucrados en los movimientos permitidos por el tobillo (dorsiflexión y flexión plantar) [91] [92] [93] y en base a la revisión de investigaciones previas [31] [91] [94] [95] [96] [97] [98] [99], se determina tres músculos idóneos: (a) gastrocnemio lateral, (b) gastrocnemio medial y (c) tibial anterior (ver Fig. 20).

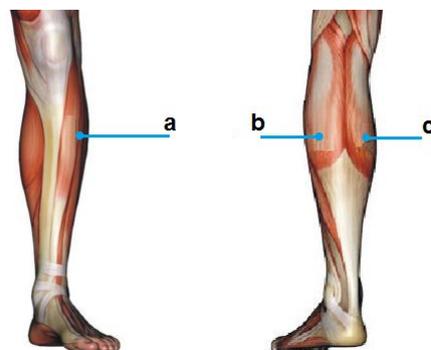


Fig. 20. Músculos seleccionados para el registro de datos.

El procedimiento para adquirir la señal [100] utilizando los instrumentos electrónicos ya determinados (NI MyRIO y el osciloscopio BK Precision 2534) puede ser dividido de forma general en tres etapas: una etapa inicial, una etapa de registro y una etapa de procesado.

La etapa inicial involucra la preparación de la piel del paciente y la colocación de los electrodos:

- Afeitado de la zona de la piel donde se aplican los electrodos.
- Limpieza de la piel con alcohol para disminuir la capa de piel seca o células muertas además de eliminar el sudor en las zonas del músculo para el registro.

En base a guías publicadas [31] [35] [101] se determina la correcta ubicación de los electrodos bipolares y la ubicación del electrodo de referencia (ubicación lejana a la de la zona de registro y en un tejido eléctricamente neutro) para los tres músculos seleccionados; con una distancia inter electrodo de aproximadamente 20 [mm] (ver Fig. 21) [31].

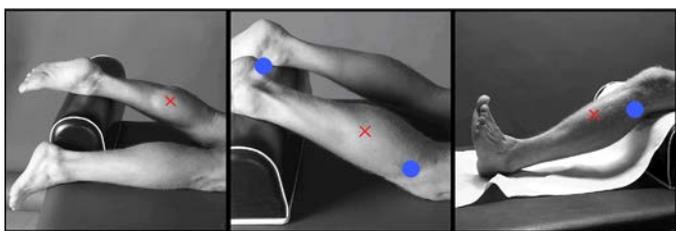


Fig. 21. Ubicación de los electrodos para los músculos seleccionados [31].

La etapa de registro de la señal EMG involucra la obtención de la contracción máxima voluntaria de cada músculo en estudio; para lo cual se sigue un procedimiento clínico específico que permite obtener esta contracción [5] [31].

El registro de la actividad eléctrica muscular que se produce con la contracción máxima voluntaria (ver Fig. 22) permite normalizar la forma de onda obtenida con respecto a esta contracción para determinado músculo e individuo. Generalmente para el registro se realiza tres contracciones isométricas máximas de aproximadamente 6 segundos, con un intervalo de descanso entre cada una de ellas; con lo que es posible analizar un promedio entre las tres que permite normalizar la señal [100].



Fig. 22. Pruebas preliminares de funcionamiento de sistema SEMG.

La etapa de procesado involucra el análisis de amplitud y análisis de frecuencia de la señal SEMG. Para el análisis de la amplitud de la señal se realiza la rectificación y suavizado de la misma con lo que se obtiene un valor proporcional al de la contracción máxima muscular registrada, mientras que para el análisis de la frecuencia de la señal se aplica la transformada rápida de Fourier y un suavizado de la señal con lo que se obtiene el espectro de frecuencias para la señal EMG registrada.

### B. Resultados

La tabla (ver Tabla 1) presenta los datos registrados, extraídos del análisis de amplitud y análisis de frecuencia dado por la interfaz programada y diseñada en NI LabVIEW 2014 al realizar las pruebas experimentales para los tres músculos seleccionados.

Comparativa entre las principales características de las señales SEMG de los músculos seleccionados			
Característica	Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Tibial anterior
Pico – Pico	1,635 [mv]	1,026 [mv]	1,313 [mv]
Máximo pico positivo	0,758 [mv]	0,501 [mv]	0,620 [mv]
Máximo pico negativo	-0,877 [mv]	-0,525 [mv]	-0,692 [mv]
Frecuencia máxima	517,32 [Hz]	325,77 [Hz]	343,92 [Hz]
Frecuencia mínima	12,30 [Hz]	35,54 [Hz]	12,40 [Hz]

Tabla 1. Comparativa de las características de las señales SEMG.

En base a la tabla anterior (ver Tabla 1) se establece que el músculo gastrocnemio medial posee un mayor potencial EMG, además es uno de los músculos que interviene mayoritariamente al realizar movimientos en el tobillo; por lo que a continuación se presentan los resultados obtenidos en este músculo (ver Fig. 23) (ver Fig. 24) (ver Fig. 25) (ver Fig. 26) (ver Tabla 2) (ver Tabla 3) (ver Tabla 4) (ver Tabla 5); En base a todas estas figuras y tablas es posible analizar y determinar que los resultados obtenidos mediante el registro y procesado de las señales SEMG coinciden con los datos establecidos por investigaciones previas [28] [33] [39] [102].

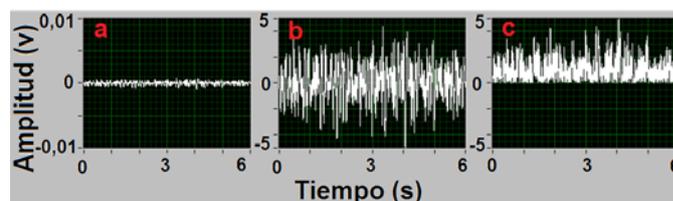


Fig. 23. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

- (a) Señal SEMG promedio.
- (b) Señal SEMG amplificada y filtrada por hardware.
- (c) Señal SEMG rectificada por LabVIEW.

Características de la señal SEMG real promedio proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Pico – Pico	1,63545 [mv]
Máximo pico positivo	0,758035 [mv]
Máximo pico negativo	-0,87741 [mv]

Tabla 2. Características de la señal SEMG real promedio del músculo gastrocnemio medial.

Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Ciclo Promedio	0,0241498 [v]
Ciclo RMS	1,54282 [v]
Pico – Pico	9,49867 [v]
Máximo pico positivo	4,40267 [v]
Máximo pico negativo	-5,096 [v]
RMS	1,41889 [v]

Tabla 3. Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio medial.

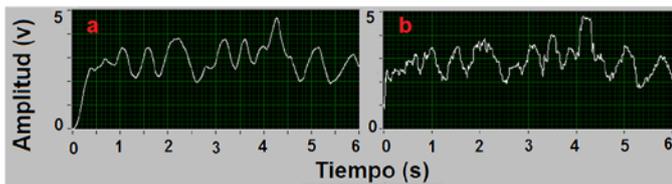


Fig. 24. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

- (a) Señal rectificada suavizada mediante filtrado.
- (b) Valor RMS de la señal.

Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Pico máximo	1,80598 [v]
Promedio DC	1,08935 [v]
RMS	1,12595 [v]

Tabla 4. Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo gastrocnemio medial.

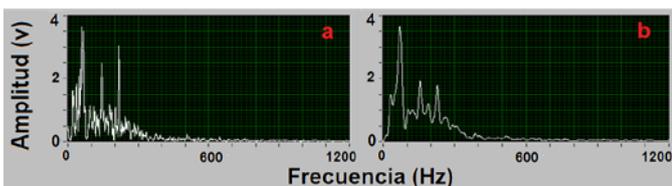


Fig. 25. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

- (a) Espectro de frecuencias aplicando la transformada rápida de Fourier.
- (b) Suavizado del espectro de frecuencias mediante filtrado.

Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Frecuencia máxima	517,32 [Hz]
Amplitud máxima	3,65578 [v]
Frecuencia mínima	12,307 [Hz]
Amplitud mínima	0,154788 [v]

Tabla 5. Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio medial.

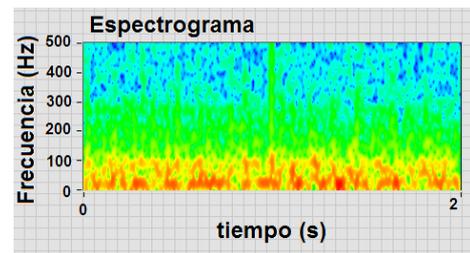


Fig. 26. Espectrograma de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

Utilizando el músculo gastrocnemio medial se compara la señal rectificada del sistema diseñado y construido con la salida del Muscle sensor v3 [32] (ver Fig. 27) (ver Fig. 28) (ver Tabla 6).

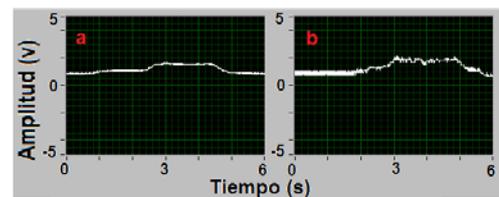


Fig. 27. Señal de salida rectificada con ganancia mínima proporcional a la contracción muscular.

- (a) Sistema EMG diseñado y construido.
- (b) Muscle sensor v3.

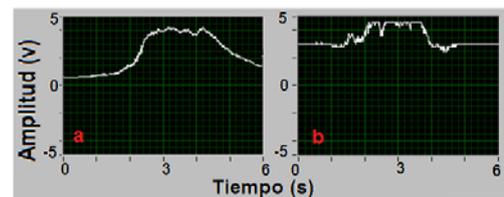


Fig. 28. Señal de salida rectificada con ganancia máxima proporcional a la contracción muscular.

- (a) Sistema EMG diseñado y construido.
- (b) Muscle sensor v3.

## VI. CONCLUSIONES

El sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas superficiales diseñado, construido y probado posee un costo de fabricación bajo, alrededor de un 70% menor que el dispositivo más barato que existe en el mercado.

La inclusión de circuitos de protección en la etapa de adquisición de la señal SEMG brinda todas las seguridades necesarias para la utilización del sistema en cualquier persona.

En comparación con el Muscle sensor v3, el sistema SEMG diseñado y construido no solo puede ser utilizado para el control de elementos se corriente directa, además puede ser utilizado como un electro miógrafo, ya que posee una salida con la señal EMG pura filtrada.

La selección de un amplificador de instrumentación para la etapa inicial de adquisición de la señal EMG requiere de varios puntos a tomar en cuenta, una de las principales características para la selección es el CMRR; cuando mayor sea el valor del CMRR del amplificador, mejor será la cancelación de señales indeseables comunes entre los dos terminales de entrada, por lo que, interferencias a 60 [Hz] serían completamente anuladas eliminando la necesidad de realizar un filtrado rechaza bandas de 60 [Hz].

Para el diseño de filtros se determina que la mejor respuesta aplicable en sistemas SEMG, es la presentada por los filtros tipo Butterworth debido a su pendiente de caída plana y cercana a la frecuencia de corte; la utilización de filtros de orden superior requiere el uso de filtros de primer y segundo orden conectados en serie, sin embargo los circuitos no deben ser los mismos ya que la utilización de valores comerciales no permite el diseño de filtros con la frecuencia de corte exacta por lo que a medida que los filtros conectados en serie avanzan se requiere una compensación en la frecuencia de corte.

El sistema debe ser calibrado para su utilización en un determinado paciente ya que los potenciales EMG varían para cada persona; por lo que resulta difícil tener a la salida del sistema un potencial dentro de un rango estándar.

La rectificación de la señal además de la rectificación promedio utilizada, puede ser realizada utilizando un circuito detector de envolvente, lo que brindaría un mayor rango de salida del sistema; sin embargo, el uso de este circuito deteriora el funcionamiento proporcional de la contracción muscular y la señal DC de salida en los músculos estudiados.

## VII. TRABAJOS FUTUROS

Con el sistema SEMG construido se puede crear una base de datos con los registros de los potenciales EMG de personas ecuatorianas de diferente edad y sexo con lo que se tendría un punto de partida para desarrollar posibles sistemas de control para prótesis o cualquier otro dispositivo en el que una señal SEMG pueda ser utilizada como variable de entrada.

Para futuras mejoras al sistema SEMG actual, se puede utilizar elementos analógicos de calidad, ya que el sistema actual partió con la premisa de ser un sistema funcional de

Comparativa entre las principales características de las señales SEMG de los músculos seleccionados				
Característica	Sistema SEMG diseñado y construido		Muscle sensor v3	
	Ganancia mínima	Ganancia máxima	Ganancia mínima	Ganancia máxima
Pico – Pico	0,86 [v]	2,11 [v]	1,47 [v]	5,98 [v]
Máximo pico positivo	1,69 [v]	4,29 [v]	2,16 [v]	3,12 [v]
Máximo pico negativo	0,43 [v]	0,45 [v]	0,69 [v]	2,86 [v]

Tabla 6. Comparativa entre las principales características de las señales SEMG de los músculos seleccionados.

### C. Implementación

Para la implementación y verificación del sistema SEMG se utiliza una tarjeta electrónica Arduino DUE programada en Simulink para que, mediante el potencial de salida del Sistema SEMG se controle un servomotor y un led RGB; es decir que para determinada contracción muscular se obtiene un número de grados de movimiento en el servomotor y un cambio de luminosidad - color en el led RGB (ver Fig. 29) (ver Fig. 30).

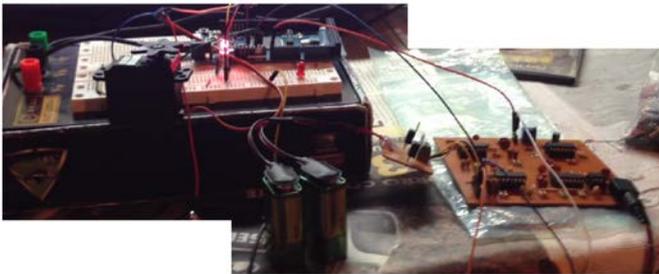


Fig. 29. Implementación del Sistema SEMG

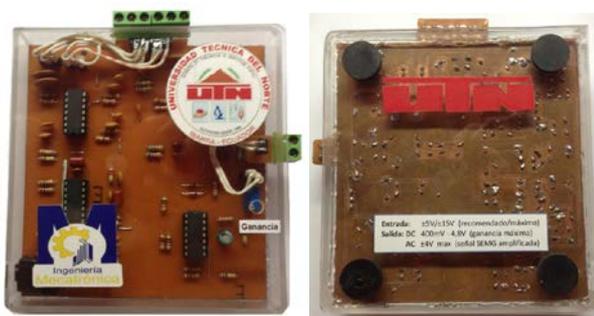


Fig. 30. Sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas.

bajo costo, por ende utilizando componentes de menor calidad.

El campo de la fabricación endógena de electrodos reutilizables de calidad todavía es inexplorado por lo que, futuros trabajos investigativos potenciarían el uso de dispositivos electromiográficos en diversas aplicaciones.

## Agradecimientos

El autor agradece toda la ayuda y soporte brindados por el personal docente de la Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas (FICA) de la Universidad Técnica del Norte (UTN).

## Referencias

- [1] Pinwei, Z. (2010). Design of surface electromyography detection circuit. *The Future Information Technology and Management Engineering (FITME), 2010 International Conference on*.
- [2] Simmons, L. P., & Welsh, J. S. (2013). Compact human-machine interface using surface electromyography. *Paper presented at the Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2013 IEEE/ASME International Conference on*.
- [3] Zhou, P., Lowery, M. M., Weir, R. F., & Kuiken, T. A. (2006). Elimination of ECG artifacts from myoelectric prosthesis control signals developed by targeted muscle reinnervation. *In Engineering in Medicine and Biology Society IEEE EMBS*.
- [4] Miller, L. A., Stubblefield, K. A., Lipschutz, R. D., Lock, B. A., & Kuiken, T. A. (2008). Improved myoelectric prosthesis control using targeted reinnervation surgery: a case series. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- [5] Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*. Springer Science & Business Media.
- [6] Organización Mundial de la Salud. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad*. Recuperado el 12 de Marzo del 2015, de: [http://whqlibdoc.who.int/publications/2011/9789240685215\\_en\\_g.pdf](http://whqlibdoc.who.int/publications/2011/9789240685215_en_g.pdf)
- [7] Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades. (2014). *Registro Nacional de Discapacidades*. Recuperado el 05 de Marzo del 2015, de: [http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/11/registro\\_nacional\\_discapacidades.pdf](http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/11/registro_nacional_discapacidades.pdf)
- [8] Kilby, J., & Gholam Hosseini, H. (2004). Wavelet analysis of surface electromyography signals. *IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE, 1*, 384-387.
- [9] Zhu, P. (2010). Design of surface electromyography detection circuit. In *Future Information Technology and Management Engineering (FITME), 2010 International Conference on*. IEEE, 1, 459-462.
- [10] Zhang, X., & Luan, H. (2007). Study on Measurement and Processing Technology of Electromyography. *Electronic Measurement and Instruments ICEMI 8th International Conference on*.
- [11] Cadena, F., Sanipatín, J., Verdezoto, G., Cervantes, H., Ortiz, D., & Ojeda, D. (2015). Device of Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Lower Limbs. *IEEE APCASE 2015*.
- [12] Delgado, J., Vallejo, E., & Torres, J. (2007). Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas. *5th Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology*.
- [13] Ramiro, R. M., Vergara, B. A., Vázquez, G. G., Hernández, G. E., & Juárez, R. L. (2011). Detección y Acondicionamiento de Señales Mioeléctricas. *10º Congreso Nacional de Mecatrónica*.
- [14] López, N. M., Toranzos, V., & Lombardero, G. O. (2011). Sistema de adquisición y visualización de señales mioeléctricas. *El XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica, Mar del Plata*.
- [15] McDonnall, D., Hiatt, S., Smith, C., & Guillory, K. S. (2012). Implantable multichannel wireless electromyography for prosthesis control. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*.
- [16] Wege, A., & Zimmermann, A. (2007). Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton. *In Robotics and Biomimetics, 2007. ROBIO 2007. IEEE International Conference on*, 1470-1475.
- [17] Chen, L., Yang, P., Zu, L., & Guo, X. (2009). Movement recognition by electromyography signal for transfemoral prosthesis control. *In Industrial Electronics and Applications, 2009. ICIEA 2009. 4th IEEE Conference on*, 1127-1132.
- [18] Xu-gang, X., & Wen-guo, L. (2010). Study of proportional control electromyography prosthetic hand. *In Electrical and Control Engineering (ICECE), 2010 International Conference on*, 2055-2058.
- [19] Al-Timemy, A. H., Bugmann, G., Escudero, J., & Outram, N. (2013). Classification of finger movements for the dexterous hand prosthesis control with surface electromyography. *Biomedical and Health Informatics, IEEE*, 608-618.
- [20] Li, R., Hu, X., & Tong, K. Y. (2008). Combined Electromyography (EMG)-driven system with functional electrical stimulation (FES) for poststroke rehabilitation. *In Biomedical Robotics and Biomechanics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS*.
- [21] Mulas, M., Folgheraiter, M., & Gini, G. (2005). An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. *In Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, 371-374.
- [22] Cronin, G. W., & Steenerson, R. L. (2003). The effectiveness of neuromuscular facial retraining combined with electromyography in facial paralysis rehabilitation. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, 534-538.
- [23] Han, J. S., Bien, Z. Z., Kim, D. J., Lee, H. E., & Kim, J. S. (2003). Human-machine interface for wheelchair control with EMG and its evaluation. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International*.
- [24] Ipate, M. C. (2011). Analysis of electromyography records during voluntary contraction and the identification of specific characteristics of muscular activity. *In Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE), 2011 7th International Symposium on*, 1-4.
- [25] Cashaback, J. G., Cluff, T., & Potvin, J. R. (2013). Muscle fatigue and contraction intensity modulates the complexity of surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 78-83.
- [26] Ruiz-Muñoz, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Electromyography and sonomyography analysis. *Journal of foot and ankle research*, 7-11.

- [27] Yotani, K., Nakamoto, H., Ikudome, S., & Yuki, A. (2014). Muscle contraction and relaxation-response time. *Journal of Physiological Anthropology*, 23-33.
- [28] Kamen, G., & Gabriel, D. (2010). *Essentials of Electromyography: Human Kinetics 10%*.
- [29] Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo. (2013). *Plan Nacional del Buen Vivir 2013 - 2017*. Recuperado el 13 de Marzo del 2015, de: [www.buenvivir.gob.ec/documents/10157/26effa35-aaa8-4aec-a11c-be69abd6e40a](http://www.buenvivir.gob.ec/documents/10157/26effa35-aaa8-4aec-a11c-be69abd6e40a)
- [30] Vicepresidencia de la República del Ecuador. (2013). *Objetivo General, objetivos estratégicos y Entorno para el Cambio*. Recuperado el 13 de Marzo del 2015, de: <http://www.vicepresidencia.gob.ec/objetivo-general-objetivos-estrategicos-y-entorno-para-el-cambio-2/>
- [31] Hermens, H. J., & Freriks, B. (1996). *Sensor location and placement, SENIAM*. Recuperado el 10 de Febrero del 2015, de: <http://www.Seniam.org>
- [32] Sparkfun. (2015). *Muscle Sensor v3*. Recuperado el 10 de Febrero del 2015, de: <https://www.sparkfun.com/products/13027>
- [33] Basmajian, J., & De Luca, D. J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins.
- [34] Gardner, E., Gray, D. J., O'Rahilly, R., Henselmann, C., & Sánchez-Maldonado, G. (1979). Anatomía: estudio por regiones del cuerpo humano. *Salvat*.
- [35] Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
- [36] Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2004). Physiology of the motor neuron and the motor unit. *Handbook of Clinical Neurophysiology*.
- [37] Lawrence, J. H., & De Luca, C. J. (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *Journal of Applied Physiology*.
- [38] Gowitczke, B., & Milner, M. (1988). *Scientific Bases of Human Movement, 3rd edition*. Williams and Wilkins.
- [39] Soderberg, G. (1992). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*. Cincinnati, OH, US Department of Health and Human Services.
- [40] Day, S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. *Bortec Biomedical Ltd publishers*.
- [41] Gerdle, B., Karlsson, S., Day, S., & Djupsjöbacka, M. (1999). Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram. In *Modern techniques in neuroscience research - Springer Berlin Heidelberg*.
- [42] Duchêne, J., & Goubel, F. (1992). Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Critical reviews in biomedical engineering*.
- [43] Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. USA: Noraxon INC.
- [44] Webster, J. G. (1988). *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. Wiley.
- [45] De Luca, C. (2006). *Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*.
- [46] Lim, Y. G., Kim, K. K., & Park, S. (2006). ECG measurement on a chair without conductive contact. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- [47] Drost, G., Stegeman, D. F., Van Engelen, B. G., & Zwarts, M. J. (2006). Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- [48] Farina, D., Cescon, C., & Merletti, R. (2002). Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biological cybernetics*.
- [49] Ruiz, A. F., Brunetti, F. J., Rocon, E., Forner-Cordero, A., & Pons, J. L. (2007). Adquisición y procesado de información EMG en el modelado de sistemas biológicos. *Jornadas de Automática*.
- [50] Garcés, G. L., Milutinovic, L., Medina Leal, D., Rasines Pardo, J. L., & Oliver Roca, G. (2001). Uso de la isoestación B-200® y electromiografía de superficie en la valoración del dolor lumbar. *Mapfre Medicina*.
- [51] Hewson, D. J., Duchêne, J., & Hogrel, J. Y. (2001). Changes in impedance at the electrode-skin interface of surface EMG electrodes during long-term EMG recordings. In *Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*.
- [52] SKINTACT®. (2004). *Electrodo ECG SKINTACT*. Recuperado el 02 de Abril del 2015, de: [http://www.skintact.com/fileadmin/template/skintact/download/Downloadareas/Kataloge/EKG\\_EN\\_Katalog\\_2014.pdf](http://www.skintact.com/fileadmin/template/skintact/download/Downloadareas/Kataloge/EKG_EN_Katalog_2014.pdf)
- [53] Ambu. (2015). *Productos para el diagnóstico y monitoreo de pacientes*. Recuperado el 02 de Abril del 2015, de: [http://www.ambu.com/corp/products/patient\\_monitoring\\_and\\_diagnostics.aspx](http://www.ambu.com/corp/products/patient_monitoring_and_diagnostics.aspx)
- [54] TELIC GROUP. (2015). *Catálogo de productos médicos*. Recuperado el 02 de Abril del 2015, de: <http://www.promex.cl/pdf/endovascular/telic/CatalogoTelic.pdf>
- [55] Pulse Medical Limited. (2015). *Electrodo SX-30 ECG*. Recuperado el 02 de Abril del 2015, de: [http://www.pulsemedical.co.uk/epages/es146711.sf/en\\_GB/?ObjectPath=/Shops/es146711/Products/SX-30](http://www.pulsemedical.co.uk/epages/es146711.sf/en_GB/?ObjectPath=/Shops/es146711/Products/SX-30)
- [56] Medico Electrodes International Ltd. (2014). *Electrodos ECG/EMG para monitoreo*. Recuperado el 03 de Abril del 2015, de: <http://www.medicoelectrodes.com/monitoring.html>
- [57] The Electrode Store. (2015). *EMG*. Recuperado el 03 de Abril del 2015, de: <http://electrodestore.com/collections/emg>
- [58] Bio-Medical. (2015). *Electrodos*. Recuperado el 03 de Abril del 2015, de: <http://bio-medical.com/products/supplies/electrodes.html>
- [59] Advancer Technologies. (2015). *Sensor Cable - Electrode Pads (3 connector)*. Recuperado el 18 de Marzo del 2015, de: <https://www.sparkfun.com/products/12970>
- [60] Li, Z., Pengxian, Y., Longteng, X., & Qingguo, M. (2010). Application of digital signal processor in EMG-based human machine interface. In *Control Conference (CCC), 2010 29th Chinese IEEE*.
- [61] He, Q., Peng, C., Wu, B., & Wang, H. (2003). Detection of surface EMG signal using active electrode. *Journal of biomedical engineering*.
- [62] Li, H., Xu, S., Yang, P., & Chen, L. (2009). A Research and Design on Surface EMG Amplifier. In *Measuring Technology and Mechatronics Automation (ICMTMA), 2010 International Conference on IEEE*.
- [63] Urbina Rojas, W. F., & Martínez Santa, F. (2012). Implementing electromyographic equipment through USB interfaces. *Tecnura*.
- [64] Mozhanova, M. (2012). Design of a High-Resolution Surface Electromyogram (EMG) Conditioning Circuit. (*Doctoral dissertation, WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE*).
- [65] Camacho, J., & León, F. (2008). Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG. Bsc. Project. *Universidad Industrial de Santander*.

- [66] Valencia Brito, E. I., & Villa Parra, F. F. (2013). Diseño y construcción de un módulo didáctico para la adquisición y análisis de señales ECG, EEG y EMG.
- [67] Analog Devices. (2014). *Hoja de datos amplificador de instrumentación AD620*. Recuperado el 15 de Marzo del 2015, de: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- [68] Texas Instruments. (2005). *Hoja de datos amplificador de instrumentación INA128*. Recuperado el 25 de Marzo del 2015, de: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>
- [69] ST Microelectronics. (2011). *Hoja de datos amplificador operacional LM324N*. Recuperado el 05 de Marzo del 2015, de: <http://www.st.com/st-web-ui/static/active/en/resource/technical/document/datasheet/CD0000457.pdf>
- [70] Stütt, R. M. (1990). *AC coupling instrumentation and difference amplifiers*. Recuperado el 11 de Marzo del 2015, de: <http://www.ti.com/general/docs/lit/getliterature.tsp?literatureNumber=sboa003&fileType=pdf>
- [71] Kitchin, C., & Counts, L. (2006). *A designer's guide to instrumentation amplifiers*. Analog Devices.
- [72] Mancini, R., & Carter, B. (2009). *Op amps for everyone. Third edition*.
- [73] Floyd, T. L. (2012). *Electronic Devices, 9/E*. Prentice Hall.
- [74] Carter, B. (2003). *Op Amps for everyone*. Elsevier.
- [75] NXP Semiconductors. (2004). *Hoja de datos diodo 1N4148*. Recuperado el 15 de Abril del 2015, de: [http://www.nxp.com/documents/data\\_sheet/1N4148\\_1N4448.pdf](http://www.nxp.com/documents/data_sheet/1N4148_1N4448.pdf)
- [76] Zumbahlen, H. (2011). *Linear circuit design handbook*. Newnes.
- [77] Bode, P. A. (2008). *ZXCT1041 como rectificador de onda completa de precisión*. Recuperado el 16 de Abril del 2015, de: [http://www.diodes.com/\\_files/products\\_appnote\\_pdfs/zetex/an55.pdf](http://www.diodes.com/_files/products_appnote_pdfs/zetex/an55.pdf)
- [78] PhysioNet. (2011). *Ejemplos de electromiogramas*. Recuperado el 01 de Abril del 2015, de: <http://physionet.org/physiobank/database/emgdb/>
- [79] Thexton, A. J. (1996). A randomization method for discriminating between signal and noise in recordings of rhythmic electromyographic activity. *Journal of neuroscience methods*.
- [80] Bonato, P., Alessio, T. D., & Knaflitz, M. (1998). A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- [81] Xu, L., & Adler, A. (2004). An improved method for muscle activation detection during gait. *In Electrical and Computer Engineering, 2004. Canadian Conference on*.
- [82] Fang, J., Agarwal, G. C., & Shahani, B. T. (1997). Decomposition of EMG signal by wavelet spectrum matching. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*.
- [83] Laterza, F., & Olmo, G. (1997). Analysis of EMG signals by means of the matched wavelet transform. *Electronics letters*.
- [84] Kumar, D. K., Pah, N. D., & Bradley, A. (2003). Wavelet analysis of surface electromyography. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- [85] Martin, W., & Flandrin, P. (1985). Wigner-Ville spectral analysis of nonstationary processes. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*.
- [86] Reaz M, B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*.
- [87] Cheron, G., Draye, J. P., Bourgeois, M., & Libert, G. (1996). A dynamic neural network identification of electromyography and arm trajectory relationship during complex movements. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- [88] Chan, F. H., Yang, Y. S., Lam, F. K., Zhang, Y. T., & Parker, P. (2000). Fuzzy EMG classification for prosthesis control. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- [89] Yana, K., Mizuta, H., & Kajiyama, R. (1995). Surface electromyogram recruitment analysis using higher order spectrum. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 1995. IEEE 17th Annual Conference*.
- [90] Mathworks. (2015). *Fast Fourier transform*. Recuperado el 26 de Abril del 2015, de: <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html>
- [91] Florimond, V. (2009). *Basics of surface electromyography applied to physical rehabilitation and biomechanics*. Montreal, Canada: Thought Technology Ltd.
- [92] Tortora, G., & Derrickson, B. (2007). *Principios de anatomía y fisiología*. Panamericana.
- [93] Kapandji, I. (2002). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Tomo II: Miembro Inferior*. Editorial Médica Panamericana.
- [94] Olney, S. J., & Winter, D. A. (1985). Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *Journal of biomechanics*.
- [95] Au, S. K., Bonato, P., & Herr, H. (2005). An EMG-position controlled system for an active ankle-foot prosthesis: an initial experimental study. *In Rehabilitation robotics, 2005. ICORR 2005. 9th international conference on*.
- [96] Bogey, R. A., Perry, J., & Gitter, A. J. (2005). An EMG-to-force processing approach for determining ankle muscle forces during normal human gait. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- [97] Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G., & Brüggemann, G. P. (2006). Effect of different ankle-and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of biomechanics*.
- [98] Wang, J., Kannape, O., & Herr, H. M. (2013). Proportional EMG control of ankle plantar flexion in a powered transtibial prosthesis. *In Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*.
- [99] Hitt, J. K., Bellman, R., Holgate, M., Sugar, T. G., & Hollander, K. W. (2007). The sparky (spring ankle with regenerative kinetics) project: Design and analysis of a robotic transtibial prosthesis with regenerative kinetics. ASME 2007 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference, American Society of Mechanical Engineers.
- [100] Rey, F., Romero, D., Gual, G., Massó i Ortigosa, N., Costa Tutusaus, L., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Generalitat de Catalunya: Consell Català de l'Esport*.
- [101] Mercer, J. A., Bezodis, M., DeLion, D., Zachry, T., & Rubley, M. D. (2006). EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- [102] Aparicio, M. V. (2005). *Electromiografía cinesiología. Rehabilitación*.

## ***Biografía del Autor***

*Juan Pablo Sanipatín Díaz*



Nace en la ciudad de Ibarra perteneciente a Ecuador, el 29 de Enero de 1992. Realizó sus estudios primarios en la Escuela Fiscal “28 de Septiembre”. Sus estudios secundarios los curso en el Colegio Técnico “Mariano Suárez Veintimilla” en la

especialidad de Aplicaciones Informáticas. Participó en la segunda competencia de Mecatrónica del Festival de conocimiento y habilidades FECH 2014. Actualmente es egresado de la Universidad Técnica del Norte de Ibarra - Imbabura en la carrera de Ingeniería en Mecatrónica en el 2015. Área de interés: robótica, diseño mecatrónico, proyectos mecatrónicos, Biomecatrónica, automatización de procesos y electrónica.