



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

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].

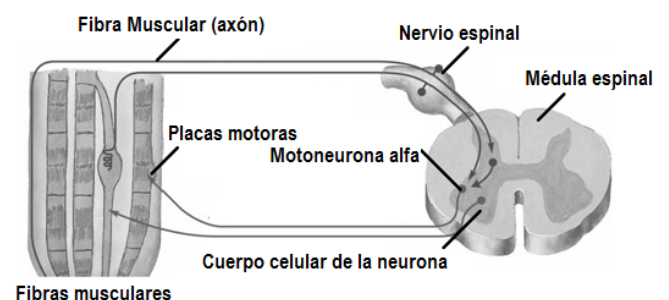


Fig. 1. Unidad motora. [28]

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].

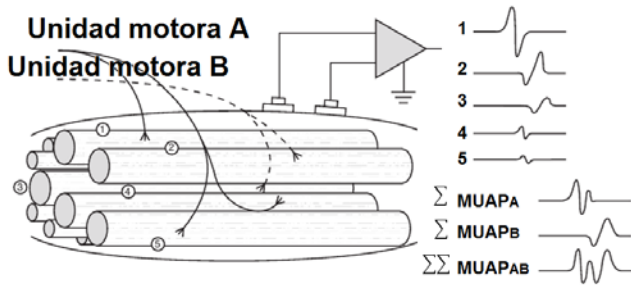


Fig. 2. Suma algebraica de MUAP (electromiografía superficial). [28]

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].

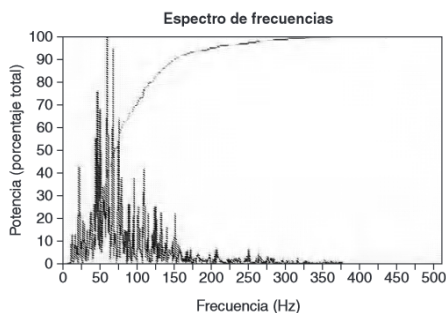


Fig. 3. Espectro de frecuencias de una señal SEMG. [102]

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.

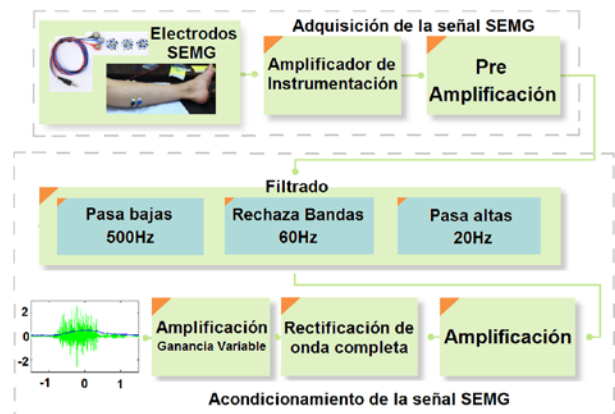


Fig. 4. Diagrama de bloques del sistema SEMG

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 [μA] y un ruido menor a 5[μV] 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 ± 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 Ω] 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].

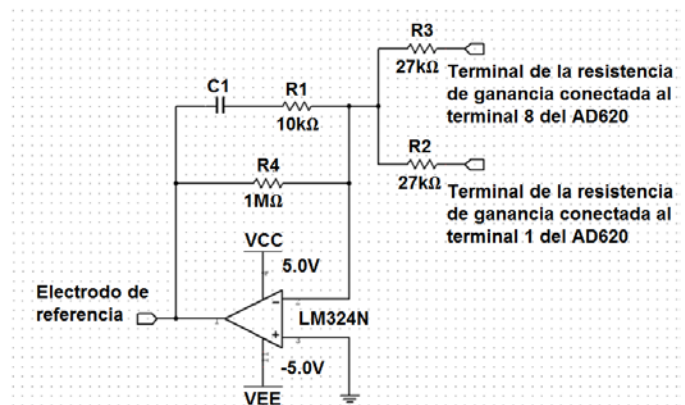


Fig. 7. Circuito de pierna derecha utilizado en EMG.

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].

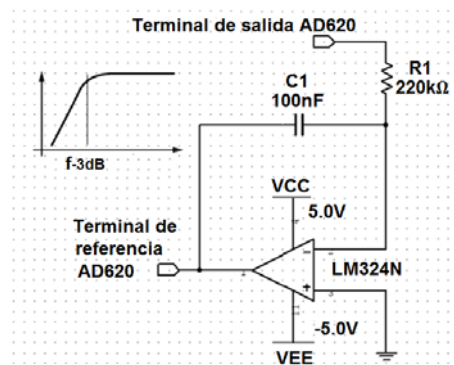


Fig. 8. Circuito de acoplamiento de AC.

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].

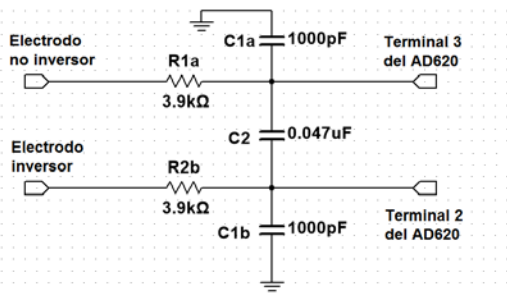


Fig. 9. Filtro atenuador de radio frecuencias.

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).

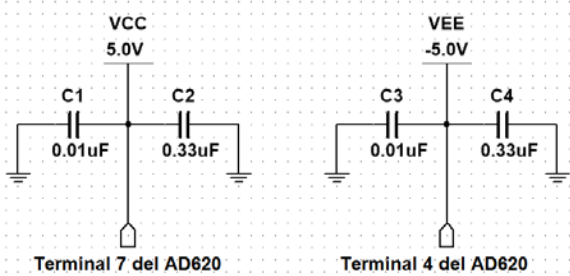


Fig. 10. Condensadores de derivación.

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).

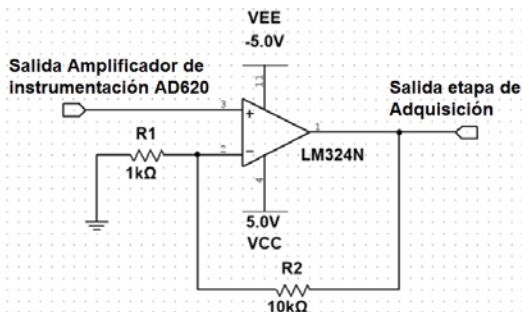


Fig. 11. Amplificador operacional no inversor

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.

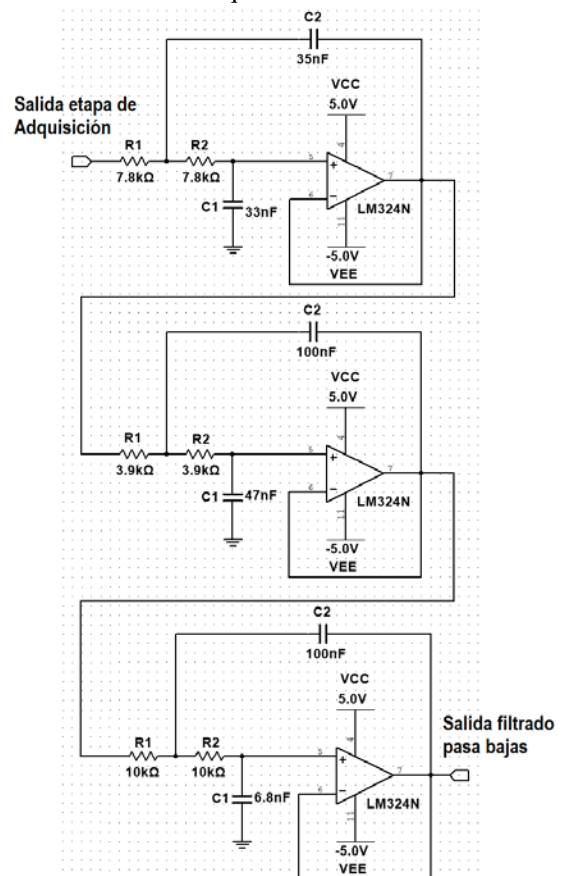


Fig. 12. Filtro Butterworth pasa bajas de sexto orden con ganancia unitaria.

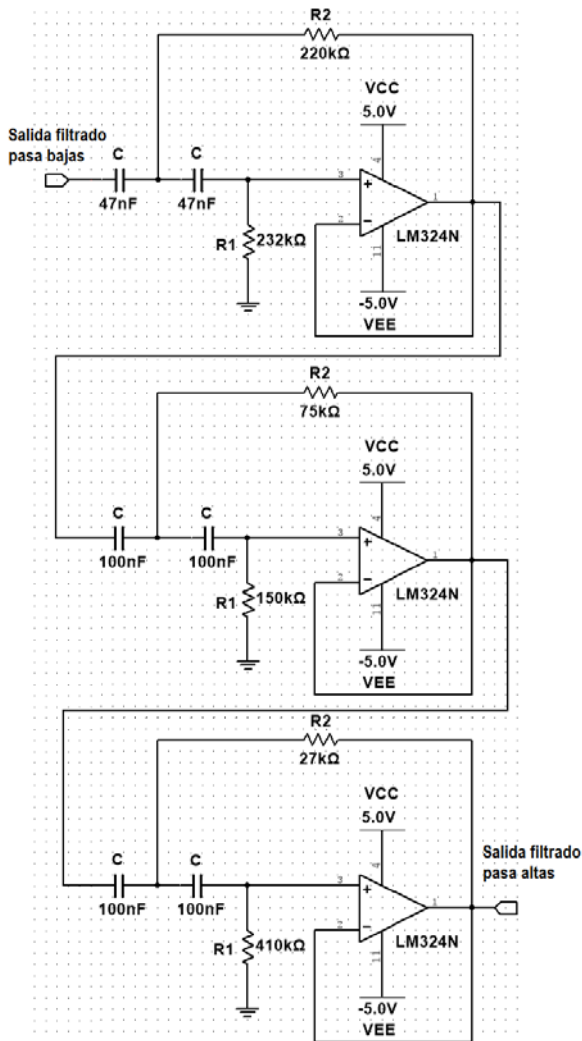


Fig. 13. Filtro Butterworth pasa altas de sexto orden con ganancia unitaria.

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).

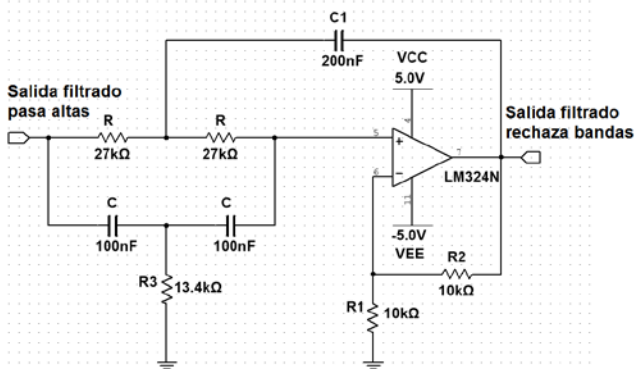


Fig. 14. Filtro rechaza bandas Twin-T de segundo orden.

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.

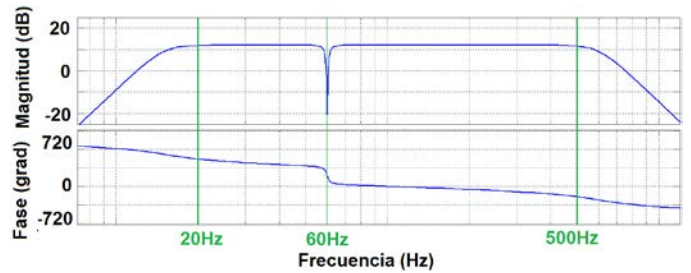


Fig. 15. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia de todos los filtros diseñados para el sistema.

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.

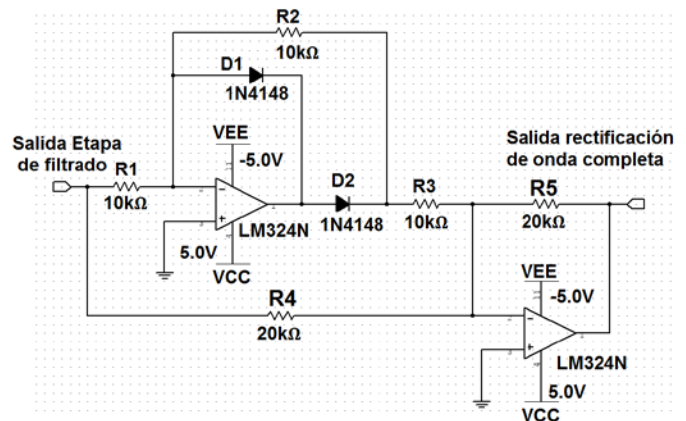


Fig. 16. Rectificador de onda completa de precisión implementado.

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).

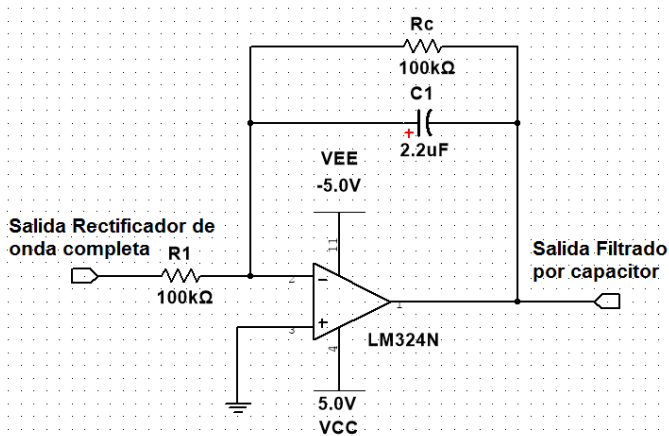


Fig. 17. Filtro inversor pasa bajas de primer orden (alisado de la señal SEMG rectificada).

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).

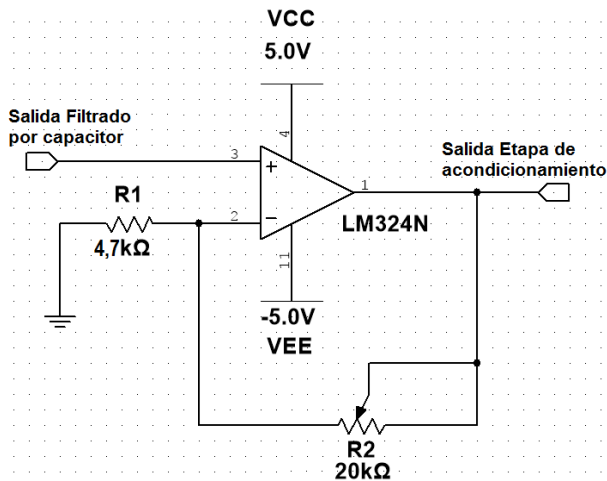


Fig. 18. Amplificador no inversor en la etapa de rectificación.

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].

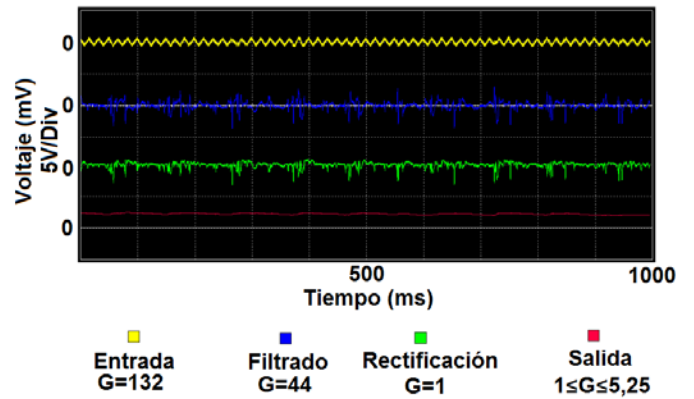


Fig. 19. Potenciales generados en puntos específicos de la simulación completa del sistema.

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).

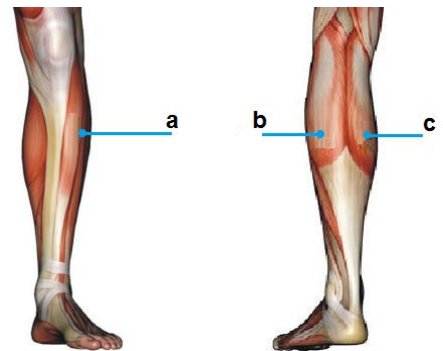


Fig. 20. Músculos seleccionados para el registro de datos.

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].

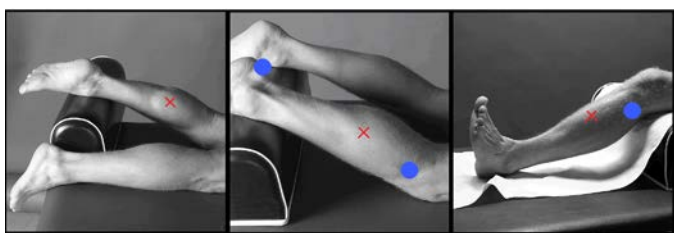


Fig. 21. Ubicación de los electrodos para los músculos seleccionados [31].

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].

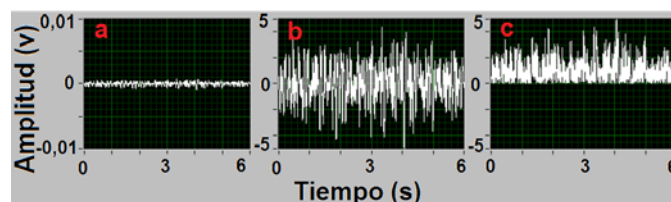


Fig. 23. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

- (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.

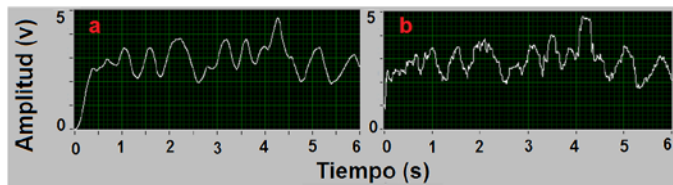


Fig. 24. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

- (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.

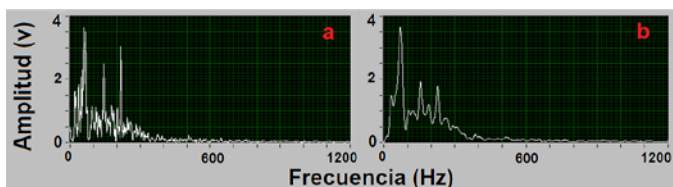


Fig. 25. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

- (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.

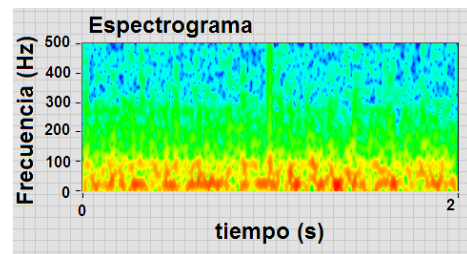


Fig. 26. Espectrograma de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

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).

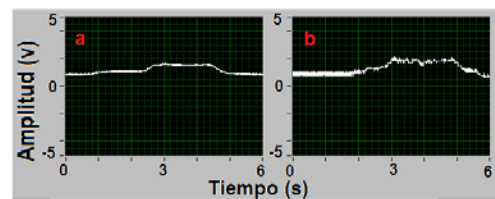


Fig. 27. Señal de salida rectificada con ganancia mínima proporcional a la contracción muscular.

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

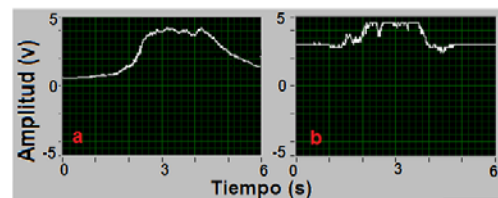


Fig. 28. Señal de salida rectificada con ganancia máxima proporcional a la contracción muscular.

- (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).

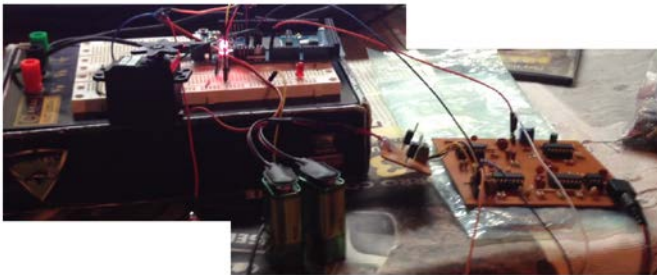


Fig. 29. Implementación del Sistema SEMG

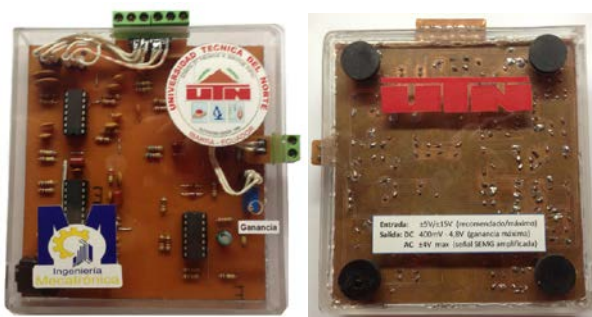


Fig. 30. Sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas.

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
- [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
- [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.buenviviir.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
- [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
- [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
- [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
- [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
- [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.



TECHNICAL UNIVERSITY OF THE NORTH

ENGINEERING FACULTY IN APPLIED SCIENCE

MECHATRONIC ENGINEERING

**“ACQUISITION AND CONDITIONING SYSTEM OF ELECTROMYOGRAPHIC
SIGNALS FOR A ROBOTIC ANKLE”**

SCIENTIFIC ARTICLE

AUTHOR: JUAN PABLO SANIPATÍN DÍAZ

DIRECTOR: ING. HENRY CERVANTES

IBARRA – ECUADOR

2015

“Acquisition And Conditioning System Of Electromyographic Signals For A Robotic Ankle”

Juan Pablo Sanipatín Díaz
Mechatronic Engineering
Technical University of the North
Ibarra, Ecuador
elcorreodejuan1992@gmail.com

Abstract— The use of electromyography (EMG) to control robotic myoelectric prosthesis represents the highest degree of rehabilitation for amputees [1] [2] [3] [4]; Several groups of researchers throughout the world have made inroads in the field of electromyography applying in many areas such as: neurophysiological and medical research, rehabilitation, ergonomics, sports and science of movement, among others [5]. This research aims: 1st To design and implement all the necessary circuitry to acquire and condition the EMG signal safely of certain muscles of lower limbs, specifically muscles remnants of a transtibial amputation and 2nd To Test the system based on amplitude analysis and frequency spectrum of the surface electromyographic signal (SEMG) acquired and conditioned by the system. For the design and implementation of all circuits that make up the system is premised the use of cheap electronic components available in the environment; contributing to endogenous technological development of the country.

Keywords— *Surface electromyography; Myoelectric signal; Electromyography; Acquisition and Conditioning; Detection circuit; Muscle potential; Bioelectric signals; rehabilitation; prosthesis; Electromyographic system*

I. INTRODUCTION

Worldwide, it's estimated that over one billion people live with some kind of disability, a number that represents about 15% of the world population [6]; this number is higher than previous estimates published by the World Health Organization (WHO) in the World report on disability in 1970. At the national level according to the Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades del Ecuador (CONADIS), approximately 397233 people with disabilities and approximately 193905 people have some kind of physical disability in the country. 4620 people have physical disabilities in Imbabura [7].

Framed within the field of electromyography, investigations such as: EMG signal analysis [8] [9], detection circuits [9] [10] [11] [12] [13] [14], control prosthesis, [15] [16] [17] [18] [19] rehabilitation systems [20] [21] [22], human - machine interfaces [2] [23], myoelectric medical studies [24] [25] [26] [27], among others; they demonstrate the usefulness of electromyography for the study and development of systems and devices for people with disabilities. In recent years, the

number of investigations related to EMG is increasing [28], specifically in the development of electromyographic technology as devices for the acquisition and conditioning of EMG signals.

The design and construction of a system for the acquisition and conditioning of surface electromyographic signals, built with inexpensive electronic components available in Ecuador, allows to innovate and to contribute in the technological area of the nation, using the EMG system in the development of active myoelectric prostheses which represent an integral solution for people with disabilities, eliminating any kind of social discrimination and especially a work discrimination that exists today, due to the limitation of passive prosthesis (cosmetic) to perform complex tasks at work.

II. METHODOLOGY

Generated the idea of the Technical University of North about research projects oriented to the society, framed within the policies of state [29] [30]; in order to refine and structure this idea is set a problem, which allows to divide this macro project on several projects with specific focus, one of these subdivisions represents the current investigation. Having established the objectives, rationale, reach and limitations the next point is the construction of theoretical framework, therefore is necessary to obtain, review and collect information related to issues such as electromyography, EMG systems, EMG devices, myoelectric robotic prostheses, EMG interfaces, surface electromyography, muscular electrical activity; information acquired mainly from literature sources, scientific publications and thesis developed .

The selection of SEMG electrode is based in the review of scientific publications from sources such as the Journal of Electromyography and Kinesiology about studies of medical-clinical approach of EMG, also the Institute of Electrical and Electronics Engineering (IEEE) and especially Publisher Springer's publications. They contain electrical and electronic technical specifications on the use of electromyography electrodes. These sources provide information about the level of application of the electrode; the electrodes are analyzed

commercially available global and in national level, suppliers' websites of medical devices and materials are consulted.

For the acquisition stage must be compared and selected an instrumentation operational amplifier (OA) available nationally; the review of data sheets allows to develop this stage since all manufacturers recommend protection circuits for the patient and circuits to eliminate unwanted signals.

The filters design is based in the selection of a general purpose operational amplifier available nationally, then the answers to all types of existing analog filters (Bode plots generated in Matlab 2014b) are analyzed. With the kind of response and order of filters selected, the filters are designed based on the required cutting rate, using formulas and equations available; manufacturers' manuals of integrated circuits operational amplifiers available are used.

For the full wave rectification and the smooth of the EMG signal, scientific publications available on the network must be analyzed related to the design of full-wave precision rectifiers; authorship of these publications is related primarily to manufacturers of integrated circuits.

All circuits that belong to the stages of acquisition and signal conditioning are simulated using the Multisim 13.0 computer software. The use of virtual sources provided by Multisim 13.0 can simulate interferences that affects such systems once already implemented; based on these components, the signal filtered is checked. Analyzing the input graphic (potential SEMG with interference) and output graphic (DC voltage output), the operation of amplify, rectified and smoothed of the signal can be verified.

The Ultiboard 13.0 computer software of National Instruments is used for the construction of the printed circuit boards of all stages of the system, the footprint of each electronic component is selected, the necessary pathways are routed and system's PCB board is built.

Before testing the system built, muscles for the data collection are selected, therefore the theoretical framework must be used, taking into account recommendations provided by the SENIAM Project [31], analyzing the muscles involved in the movement of the ankle and establishing criteria for this selection. It defines the procedure for data logging, this procedure is divided in three stages: an initial stage (skin preparation, location and placement of electrodes), a register stage (Clinical test for measure the maximum voluntary contraction of every muscle) and a processing stage performed in LabVIEW 2014 (Functions implemented in the software and hardware elements used). Finally the results are presented and analyzed graphically and textually based on tables with the main characteristics of the waveform obtained in each record, also the records of the designed system's records and the Muscle sensor V3 records [32] are compared.

III. ELECTROMYOGRAPHY

A. Definition

Electromyography studies muscle function through the acquisition of the electrical signal generated by muscles [33].

The process of generating a muscular movement starts when the brain sends a series of electrical impulses (instructions) through neurons, these special cells are responsible of sending and receiving these impulses through the central and peripheral nervous system; in this process, a neuron has the function of sending and receiving electrical impulses from the spine to muscle fibers [34]. The assembly formed by a motor neuron in the ventral horn of the spinal cord, its axon and muscle fibers innervating axons are known as a motor unit (see Fig. 1) [35] [36].

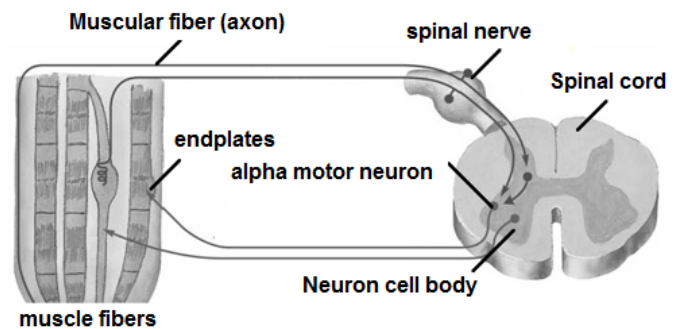


Fig. 1. Motor unit. [28]

In surface electromyography because multiple muscle fibers are innervated by a single motor neuron, the neuron is active, activating simultaneously to several muscle fibers [28]; the sum of all these individual potential generates an action potential in the motor unit (MUAP), the algebraic sum of these action potentials are considered as the SEMG signal from the set of muscle fibers constituting a specific muscle (see Fig. 2) [33].

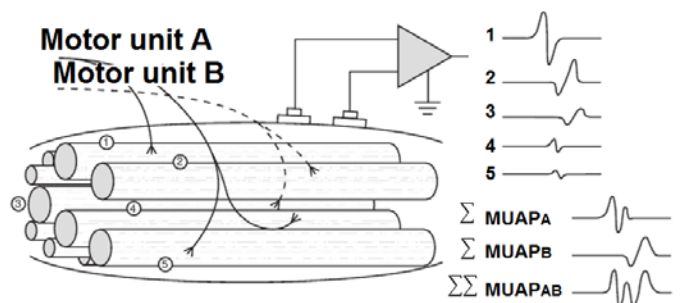


Fig. 2. MUAP algebraic addition (surface electromyography) [28]

B. Characterization of SEMG signal

Studies and recorded data allow to characterize these signals according to the anatomical and physiological properties of the muscle and the characteristics of the

instrumentation used to detect it and watch it [33]; this research establish the following statements:

- The amplitude of SEMG signal isn't equal to the physical level of the patients [33] [37].
- The amount of force or strain that a muscle can apply depends on the length at rest of it [38].
- The amount of force of a muscle is affected by the speed and type of contraction (isometric, isotopic, isokinetic concentric and eccentric) [35] [39].
- The waveform of the action potential depends of the orientation of the electrode relative to the muscle fibers [33].
- Peak amplitude range - peak within the range of 0, 01 [mv] - 5 [mv] [28] [33] [39].
- Frequency within the range of 1 [Hz] - 300 [Hz] (see Fig. 3) [33] [39].

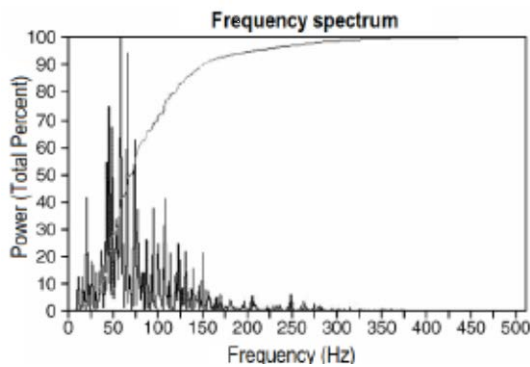


Fig. 3. Frequency spectrum of an electromyographic signal. [102]

C. Factors affecting the SEMG signal

Within muscular level and instrumentation used in the detection circuit level, there are several factors that characterize and influence the SEMG signal specifically in the peak to peak amplitude and frequency:

- The firing rate of the MUAP [33] [39].
- The number of motor units [33] [39].
- Synchronization of activation of motor units [39].
- The driving speed of muscle fibers [39].
- The orientation and distribution of muscle fibers on the motor units [28] [39].
- The diameter of muscle fibers [39].
- The number of motor units within the detection zone of the electrode surface relative to the muscle fibers [33] [39].
- Materials and preparation of electrodes [31] [39].
- The location of the electrode [28] [31] [39].
- The orientation of the detection electrodes relative to the axis of muscle fibers [39].

- Ambient noise [40].
- Transducer noise [40] [41] [42].
- Cross talk (EMG signal of nearby muscles) [33] [40] [43].

D. Surface electrodes

The elements able to acquire muscle bioelectrical signal and transfer to the electronic device able to acquire and condition the input signal to obtain an output signal are known as "electrodes" [43]. Noninvasive electrodes are used in SEMG applied directly to the skin and lead to obtain the sum of the action potentials of motor units which are activated in muscle movement [44] [45].

IV. SEMG SYSTEM DESIGN

The SEMG system has all the stages shown below (see Fig. 4); all these stages ensure acquisition of muscle electrical signal and the quality of the output signal with all the protections required to use this system on a person.

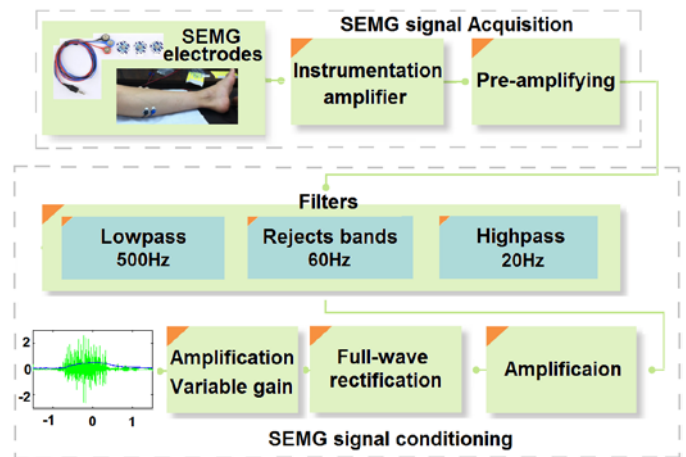


Fig. 4. SEMG System block diagram

The electrodes represent the starting point to design the acquisition and conditioning system of EMG signals, selected a particular type electrode the stages of amplification and filters are designed; checking several previous studies [46] [47] [48] [49] [50] [51] for the system, the non-invasive passive Ag / AgCl and gelled adhesives electrodes are used (see Fig. 5), selected by the study of suppliers and manufacturers at global and national level [52] [53] [54] [55] [56] [57] [58].



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

The cables used to the connection between the electrodes and wires instrumentation amplifier are the electrodes used in the "Muscle Sensor v3" (see Fig. 6) [32]; this wire has three subdivisions: an inverter electrode, an non-inverting electrode connected to the instrumentation operational amplifier

terminals with the same denominations, also it as one subdivision to the reference electrode.



Fig. 6. Wire used in the SEMG system. [59]

The use of an instrumentation amplifier to acquire electromyographic signal [60] [61] [62] [63] [64] [65] [66] requires the fulfillment of certain essential characteristics [39] such as high input impedance [$G\Omega$], high gain (200-100000), a ratio of common mode rejection (CMRR) greater than 90 [dB] frequency response within the range of an EMG signal (1 [Hz] - 3000 [Hz]), polarization current less than 50 [nA], low isolation [μA] and noise less than 5 [μV] RMS.

The AD620 instrumentation amplifier manufactured by Analog Devices [67] is an instrumentation amplifier inexpensive of high precision that requires only a resistor to set the gain from 1 to 10000. For dual operation it requires a minimum supply voltage $\pm 2, 3$ [V] and maximum ± 18 [V] also a low current (maximum supply current of 1, 3 [V]). This OA is ideal for precision data acquisition because it has a high accuracy of 40 [ppm] maximum nonlinear gain, low offset voltage maximum 50 [mV] and offset drift of 0, 6 [$\mu V/^{\circ}C$] max. The high ratio of common mode rejection, low noise, low input bias current and low power allows use in medical applications such as ECG, EMG, monitors non-invasive blood pressure, etc.

Using a resistance of 4,4 [k Ω] inserted between the terminals 1 and 8 of AD620 a gain of about 12 times the original signal is obtained based on the formula given by the manufacturer [67].

For the acquisition of bioelectric signals the manufacturer recommends a circuit for medical monitoring of ECG signals [11] [67] [68]; this circuit is adapted for use in EMG (see Fig. 7), therefore the location of the electrodes is changed: the electrode located in the right leg (reference electrode) is placed in a joint due to minimal presence of muscles in said area, the remaining two electrodes placed on the patient's arms are placed on the muscle being studied. The aim of this feedback loop is to provide stability to the system and to avoid unbalance current offset attenuating noise problems and common mode voltages at the differential input of the instrumentation amplifier, also to add an adequate protection by creating an active ground isolated land electrical circuit to protect the patient from potential damage [11].

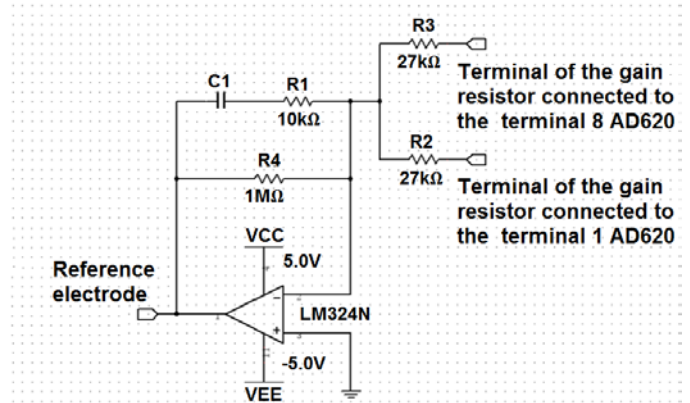


Fig. 7. Right leg circuit used in EMG.

Using a general purpose operational amplifier LM324N [69] in integrating configuration connected between the output terminal and the reference terminal AD620 (see Fig. 8) allows an AC coupling with which the AC signal, the signal of direct current (DC) and common mode noise present is rejected [70][71].

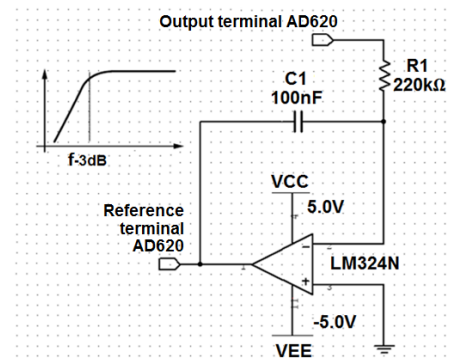


Fig. 8. AC coupling circuit.

In the acquisition stage is included a circuit to eliminate interference caused by devices that generate and transmit radio frequency energy (RF) (see Fig. 9) [71].

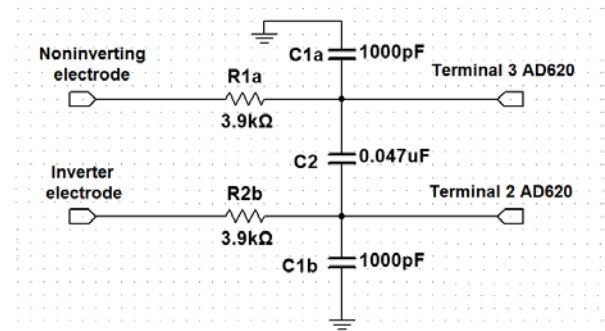


Fig. 9. Radio frequency roll-off filter.

In general, mainly monolithic operational amplifiers have referenced to one terminal or both power supplies that need to be decoupled with respect to the reference terminal; whereby a

bypass capacitor connected between each terminal and the reference supply circuit (see Fig. 10) is added.

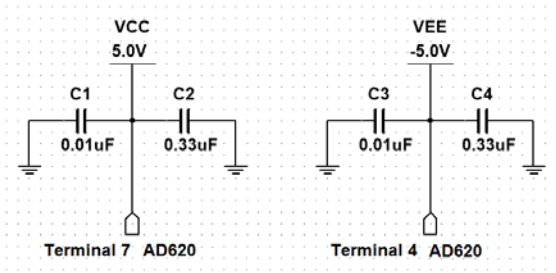


Fig. 10. Bypass capacitors.

To complete the acquisition stage, the output signal of the AD620 is amplified using a LM324N operational amplifier in inverting configuration with a gain of about 11 times the source signal (see Fig. 11).

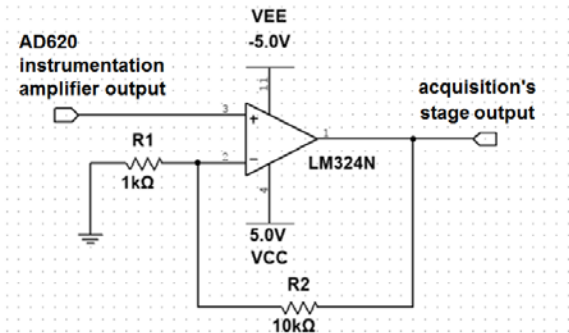


Fig. 11. Non-inverting operational amplifier.

The conditioning stage of the signal is divided in two main parts: filtering and rectification. To make all circuits used in this stage the operational amplifier (OA) of general purpose LM324N is used, which has a sufficient bandwidth within the frequency range of an EMG signal, low supply current, low noise and input voltage; using for the filter design formulas given in [72] [73] [74].

For filtering the signal, Butterworth filters with Sallen - Key topology are used, due they provide a flat response amplitude in the pass band also the higher the filter order, the greater the flattening [73] [74].

The typical frequency range of a surface electromyographic signal is mostly between 1 [Hz] - 300 [Hz] [39]. However, such signals reach up to a frequency of 500 [Hz] (see Fig. 3); in addition signals captured from 1 [Hz] and 20 [Hz] are due to factors affecting the EMG signal as the size and orientation of the electrode, electrode – electrolyte interface, ambient noise, DC values, among others. To limit the output frequency to 20 [Hz] to 500 [Hz] one band pass filter placed in series a low pass filter (see Fig. 12) and a high pass filter (see Fig. 13) of 6th order each station is designed with a slope of -60 [dB] / decade; for 6th filter order required is placed in series three 2nd order filters, obtaining the required order.

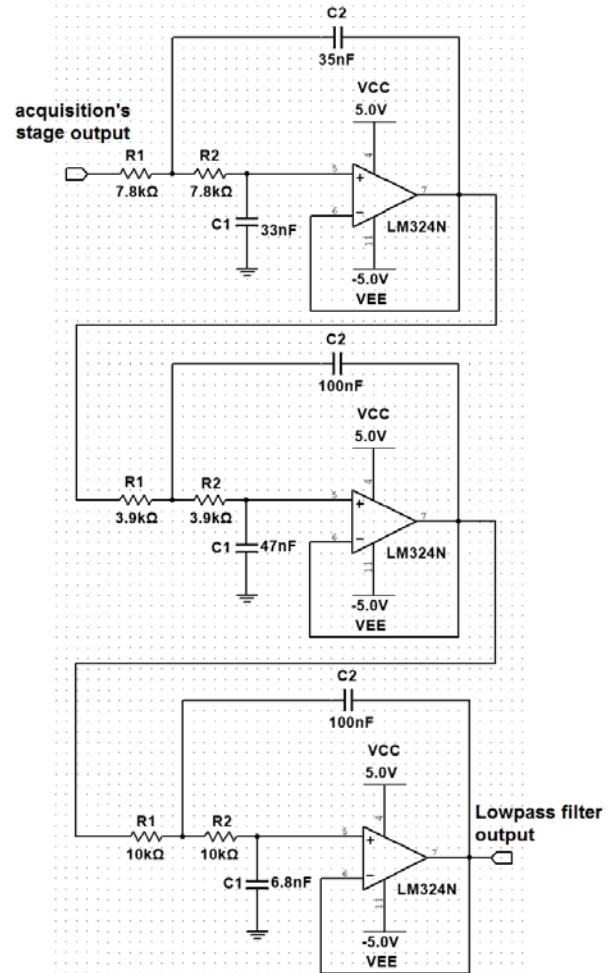


Fig. 12. Sixth order low pass Butterworth filter with unity gain.

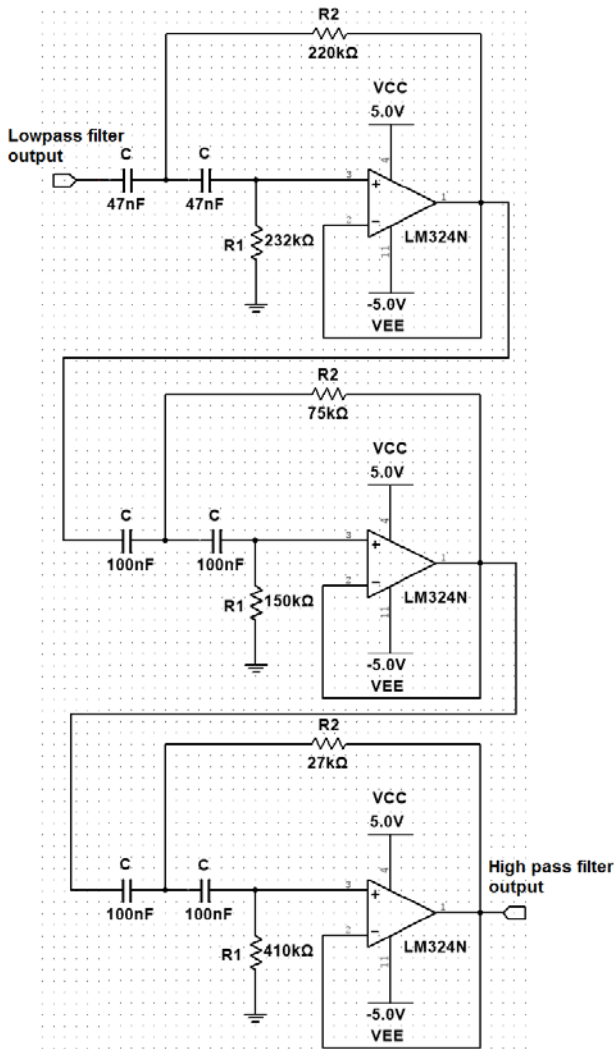


Fig. 13. Sixth order High pass Butterworth filter with unity gain.

To remove unwanted signals of 60 [Hz] generated by devices of alternating current (AC) is designed by cascading two filters rejects band made up each by a filter rejects bands with Sallen – Key topology (active filter Twin - T) [74] with a gain of approximately twice the original signal (see Fig. 14).

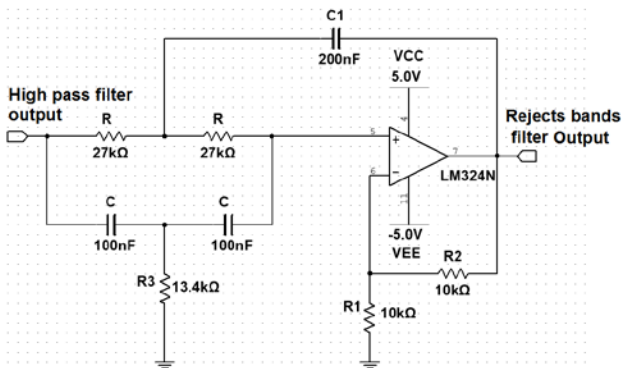


Fig. 14. Filter rejects bands Twin-T of second order.

The fourth order filter removes a percentage of approximately 77, 78% of the signals of 60 [Hz] [11].

The graph (see Fig. 15) has the amplitude and phase response of all filters designed.

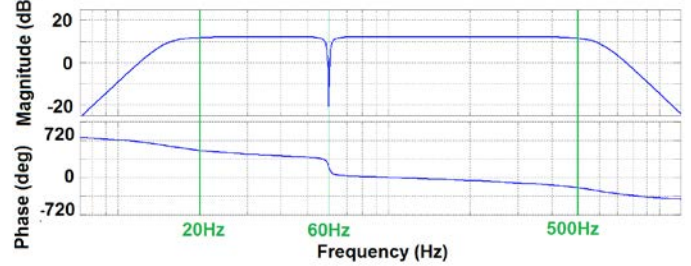


Fig. 15. Amplitude and phase response acquired in Matlab based on the transfer function of all filters designed for the system.

Once the surface electromyographic signal has been fully filtered, a new signal amplification is performed; for this purpose a non-inverting operational amplifier with a gain of about 11 times the original signal it's used (see Fig. 11).

With the original surface electromyographic signal acquired and filtered, the next step is the rectification. For signal rectification the 1N4148 high speed diodes are used [75], these diodes are used for high speed switching applications in a full-wave rectification (see Fig. 16) [76] [77] that obtains an average DC signal of the AC signal.

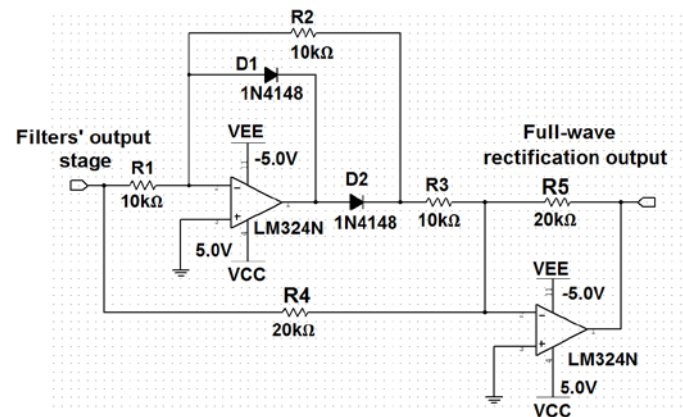


Fig. 16. Precision full wave rectifier

The electromyographic signal requires a "smoothing" to finally have a fully DC signal, an operational amplifier in an integrating configuration is used which works just like an low pass inverter filter of first order; using the characteristic of charging and discharging of a capacitor may perform this signal smoothing (see Fig. 17).

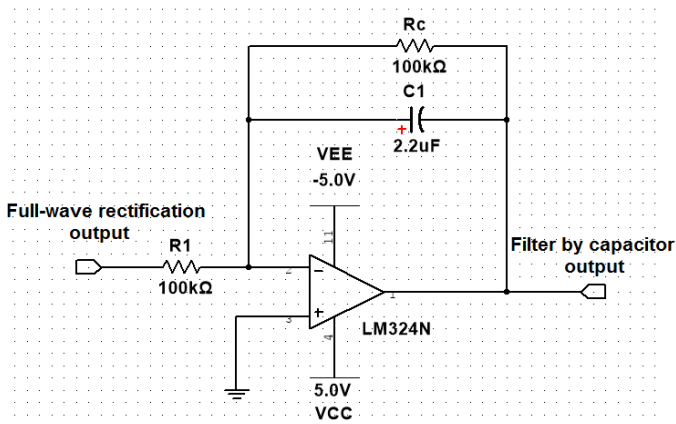


Fig. 17. First order low pass inverter filter (smoothing SEMG signal rectified).

To conclude the rectification stage of SEMG signal, the average EMG signal proportional to the rectified DC signal is amplified; therefore a non-inverting operational amplifier with variable gain set between 1 and 5, 25 is used (see Fig. 18).

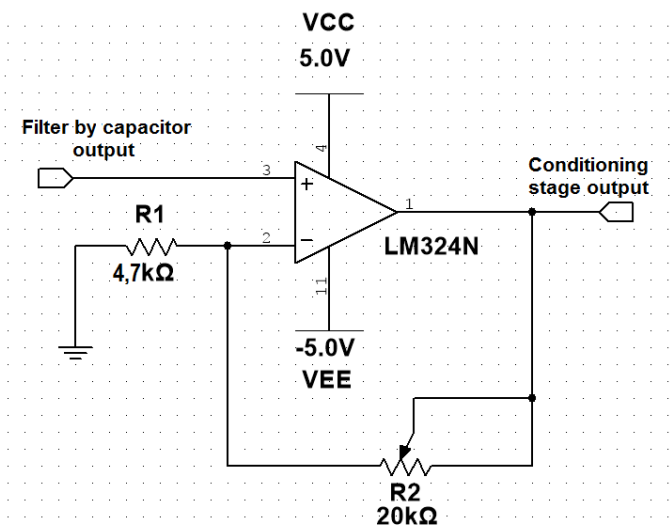


Fig. 18. Non-inverting amplifier in rectification stage.

The graph (see Fig. 19) has the simulation of the complete system operation using as input an EMG signal generated by a data table [78].

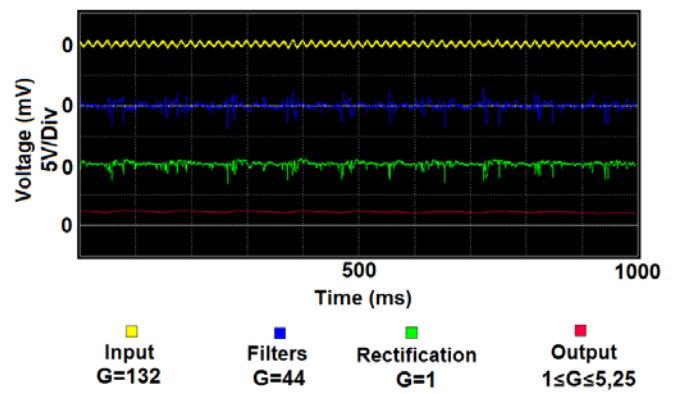


Fig. 19. Potentials generated at specific points of complete system simulation.

V. EXPERIMENTAL TESTS, RESULTS AND SEMG SYSTEM IMPLEMENTATION

There are a number of methods to process a detect an EMG signal and decompose it into a set of signals, most are used for comprehensive analysis of EMG signal [79] [80] [81] [82] [83] [84] [85] [86] [87] [88] [89] for a specific motor unit (medical applications), but the use of these methods to validate the current SEMG system is tedious and long lasting; therefore, to validate the system are used the amplitude analysis and frequency spectrum analysis given by fast Fourier transform [90].

A. Experimental tests

For the muscles' selection to record data must take into consideration all the muscles involved in the movement allowed by the ankle (dorsiflexion and plantar flexion) [91] [92] [93] and based on reviewing previous studies [31] [91] [94] [95] [96] [97] [98] [99], three suitable muscles are determined: (a) lateral gastrocnemius, (b) medial gastrocnemius and (c) tibialis anterior (see Fig. 20).

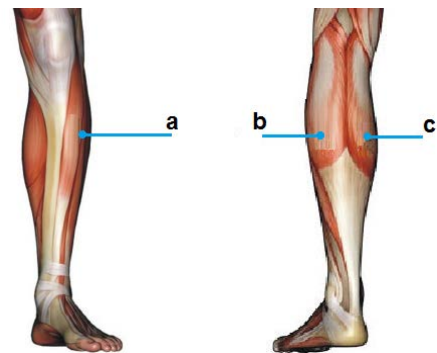


Fig. 20. Selected muscles to record data.

The procedure for acquiring the signal [100] using electronic instruments already determined (NI MyRIO and oscilloscope BK Precision 2534) is divided into three stages: an initial stage, a register stage and processing stage.

The initial stage involves preparing the patient's skin and the placement of the electrodes:

- Shave the skin area where the electrodes will be applied.
- Cleaning the skin with alcohol to reduce the layer of dry skin or dead cells and eliminate the sweat in areas of muscle for registration.

Using published guidelines [31] [35] [101] are determined the proper location of the bipolar electrodes and the location of the reference electrode (far to the registration area and an electrically neutral tissue location) for the three selected muscles; with a inter electrode distance of approximately 20 [mm] (see Fig. 21) [31].

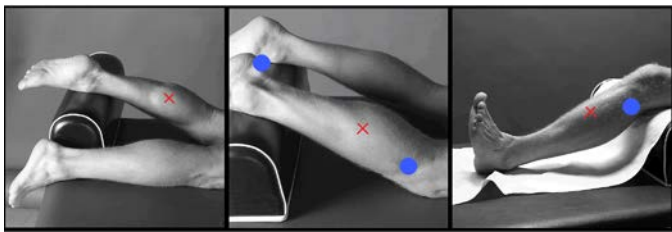


Fig. 21. Electrodes' location for the selected muscle [31].

The registration stage of EMG signal involves to obtain the maximum voluntary muscle contraction in each study; to reach this aim a specific clinical procedure is used to obtain this contraction [5] [31].

The registration of the muscle electrical activity that is produced with maximum voluntary contraction (see Fig. 22) allows to normalize waveform obtained respect to this particular muscle contraction and patient. Generally to register the signal are performed three isometric maximum contractions of 6 seconds, with a rest interval between each one; so it's possible to analyze an average of the three samples to normalize the signal [100].



Fig. 22. Preliminary tests of SEMG system.

The processing stage involves the amplitude analysis and frequency analysis of the SEMG signal. The analysis of the signal's amplitude involves a rectification and smoothing of the signal thereby a proportional value of the maximum muscle contraction is obtained; to the analysis of the signal's frequency is applied the rapid Fourier transform and a smoothed signal whereby the frequency spectrum for the EMG signal recorded is obtained.

B. Results

The table (see Table 1) has recorded data extracted from the amplitude analysis and frequency analysis given by the interface programmed and designed in LabVIEW 2014 during experimental tests for the three selected muscles.

Comparison between the main features of the selected muscles' SEMG signals			
Characteristic	Medial gastrocnemius	Lateral gastrocnemius	Tibialis anterior
Peak to Peak	1,635 [mv]	1,026 [mv]	1,313 [mv]
Maximum positive peak	0,758 [mv]	0,501 [mv]	0,620 [mv]
Maximum negative peak	-0,877 [mv]	-0,525 [mv]	-0,692 [mv]
Maximum frequency	517,32 [Hz]	325,77 [Hz]	343,92 [Hz]
Minimum frequency	12,30 [Hz]	35,54 [Hz]	12,40 [Hz]

Table 1. Comparison of SEMG signals' characteristics.

Based on the table above (see Table 1) provides that the medial gastrocnemius muscle has a greater potential EMG, it's also one of the muscles involved mainly doing movements in the ankle; so then the results are presented in this muscle (see Fig. 23) (see Fig. 24) (see Fig. 25) (see Fig. 26) (see Table 2) (see Table 3) (see Table 4) (see Table 5); based on these figures and tables is possible to analyze and determine the results obtained by recording and processing of the SEMG signals match the data established by previous research [28] [33] [39] [102].

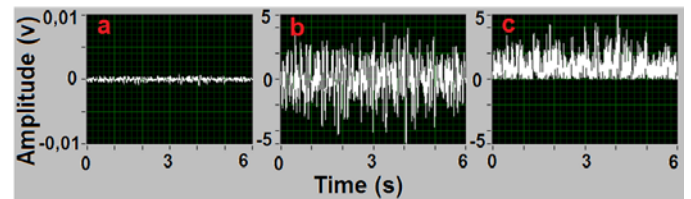


Fig. 23. Processing of the SEMG signal recorded in the medial gastrocnemius muscle.

- (a) Average SEMG signal.
- (b) SEMG signal amplified and filtered by hardware.
- (c) SEMG signal rectified by LabVIEW.

Characteristics of average SEMG signal from the medial gastrocnemius muscle.	
Characteristic	Value
Peak to Peak	1,63545 [mv]
Maximum positive peak	0,758035 [mv]
Maximum negative peak	-0,87741 [mv]

Table 2. Characteristics of average SEMG signal from the medial gastrocnemius muscle.

SEMG signal's characteristics amplified and filtered from the medial gastrocnemius muscle	
Characteristic	Value
Average cycle	0,0241498 [v]
RMS cycle	1,54282 [v]
Peak to Peak	9,49867 [v]
Maximum positive peak	4,40267 [v]
Maximum negative peak	-5,096 [v]
RMS	1,41889 [v]

Table 3. SEMG signal's characteristics amplified and filtered of the medial gastrocnemius muscle.

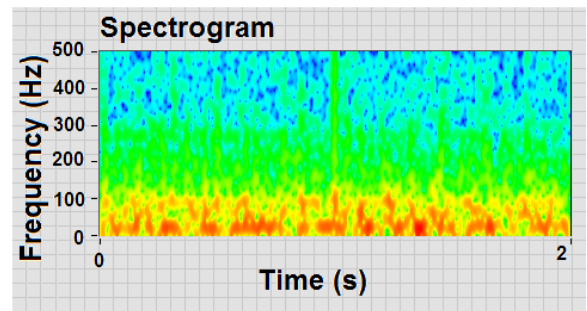


Fig. 26. SEMG signal's spectrogram from the medial gastrocnemius muscle.

Using the medial gastrocnemius muscle, the rectified signal of the designed and built system is compared with the output of the Muscle sensor v3 [32] (see Fig. 27) (see Fig. 28) (see Table 6).

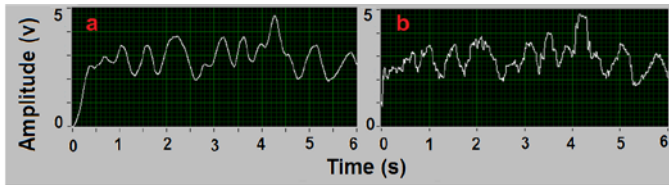


Fig. 24. SEMG signal's amplitude analysis recorded in the medial gastrocnemius muscle.

- (a) Rectified signal smoothed by filtering.
- (b) RMS value of the signal.

Characteristics of SEMG signal rectified and smoothed from the medial gastrocnemius muscle	
Characteristic	Value
Maximum peak	1,80598 [v]
DC average	1,08935 [v]
RMS	1,12595 [v]

Table 4. Characteristics of SEMG signal rectified and smoothed from the medial gastrocnemius Muscle.

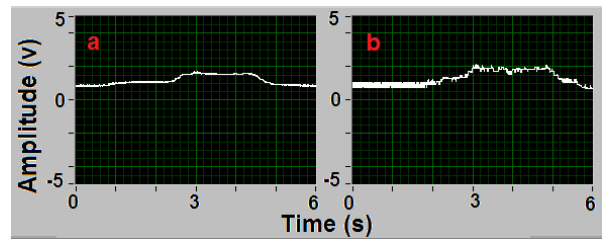


Fig. 27. Rectified output signal with minimum gain proportional to the muscle contraction.

- (a) SEMG system designed and built.
- (b) Muscle sensor v3.

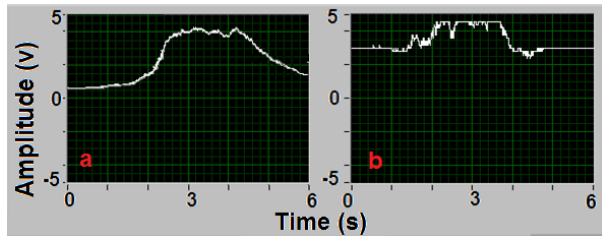


Fig. 28. Rectified output signal with maximum gain proportional to the muscle contraction.

- (a) SEMG system designed and built.
- (b) Muscle sensor v3.

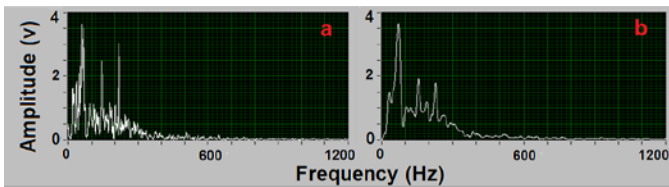


Fig. 25. SEMG signal's frequency analysis from the medial gastrocnemius muscle.

- (a) Frequency spectrum using fast Fourier transform.
- (b) Smooth of the frequency spectrum by filtering.

Frequency spectrum's characteristics of the SEMG signal from medial gastrocnemius	
Characteristic	Value
Maximum frequency	517,32 [Hz]
Maximum amplitude	3,65578 [v]
Minimum frequency	12,307 [Hz]
Minimum amplitude	0,154788 [v]

Table 5. Frequency spectrum's characteristics of the SEMG signal from medial gastrocnemius.

Comparison between the main features of the SEMG signals of selected muscles				
Characteristic	SEMG system designed and built		Muscle sensor v3	
	Minimum gain	Maximum gain	Minimum gain	Maximum gain
Peak to Peak	0,86 [v]	2,11 [v]	1,47 [v]	5,98 [v]
Maximum positive peak	1,69 [v]	4,29 [v]	2,16 [v]	3,12 [v]
Maximum negative peak	0,43 [v]	0,45 [v]	0,69 [v]	2,86 [v]

Table 6. Comparison of the main features of the SEMG signals of selected muscles.

C. Implementation

For the implementation and verification of the system an electronic card Arduino DUE programmed with Simulink is used, with the output potential of the SEMG system a servo motor and a RGB LED are controlled; i.e. for a given muscle contraction a number of degrees of movement in the servomotor is obtained and a change of brightness - color in the RGB LED is obtained (see Fig. 29) (see Fig. 30)

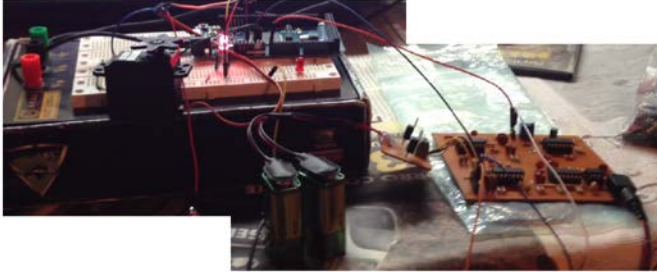


Fig. 29. SEMG System Implementation

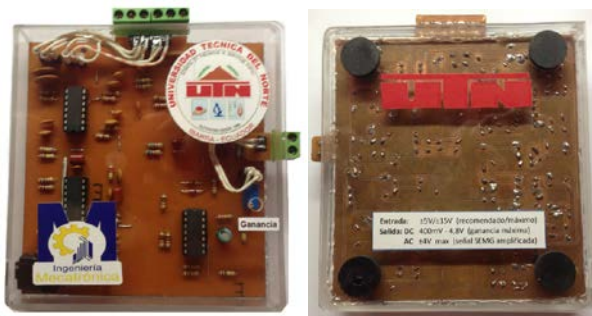


Fig. 30. System for the acquisition and conditioning of electromyographic signals.

VI. CONCLUSIONS

The system for acquisition and conditioning of surface electromyographic signals designed, built and tested has a low manufacturing cost, about 70% less than the cheapest device on the market.

The inclusion of protection circuits in the acquisition stage of the SEMG signal provides all the warranties needed for the use of the system on anyone.

Compared with the Muscle sensor v3, the SEMG system designed and built not only can be used to control elements of direct current, also can be used as an electromyograph, since it has an output with pure filtered EMG signal.

The selection of an instrumentation amplifier for the initial stage of acquisition of the EMG signal requires several points to consider, one of the main features for the selection is the CMRR; the higher the value of the CMRR of the amplifier, the better the cancellation of unwanted signals common between the two input terminals, so that interference to 60 [Hz] would be completely bypassed by eliminating the need to implement a rejects bands filter of 60 [Hz].

To the design filters of the system is determined that the best response applicable in SEMG systems is presented by the Butterworth filter type due its flat slope and close to the cutoff frequency fall; the use of higher order filters requires the use of filters of first and second order connected in series, however the circuits shouldn't be the same due the use of commercial values doesn't allow, the design of filters with accurate frequency cutting, while the station of filters connected in series advance, compensation is required in the cutoff frequency.

The system must be calibrated for use in a given patient due a potential EMG vary for each person; therefore it's difficult to have a system output potential within a standard range.

Rectifying the signal in addition to the average rectification used, it can be performed using an envelope detector circuit, which provides a wider range of system output; however, the use of this circuit deteriorates the proportional operation of muscle contraction and the DC output signal muscles tested.

VII. FUTURE RESEARCH

The SEMG system built, it can create a database with records of potential EMG of Ecuadorian people of different age and sex to set a starting point to a future develop control systems for prosthetic or other device where a SEMG signal can be used as an input variable.

For future improvements to the current SEMG system, it can use analog elements with highest quality, since the present system started with the premise of being a functional system of low cost, thus built with electronic components of lower quality.

Field of endogenous production of reusable electrodes is still unexplored, future research work would enhance the use of electromyographic devices in many applications.

Acknowledgment

The author is grateful for the help and support provided by the staff of the Engineering Faculty of Applied Science (FICA) of the Technical University of the North (UTN).

References

- [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*. Retrieved March 12, 2015, from: http://whqlibdoc.who.int/publications/2011/9789240685215_eng.pdf
 - [7] Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades. (2014). *Registro Nacional de Discapacidades*. Retrieved March 05, from: 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 Mieléctricas. *10º Congreso Nacional de Mecatrónica*.
 - [14] López, N. M., Toranzos, V., & Lombardero, G. O. (2011). Sistema de adquisición y visualización de señales mieléctricas. *El XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica, Mar del Plata*.
 - [15] McDonnell, 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*. Retrieved March 13, from: 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*. Retrieved March 13, 2015, from: <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*. Retrieved February 10, 2015, from: <http://www.Seniam.org>
 - [32] Sparkfun. (2015). *Muscle Sensor v3*. Retrieved February 10, 2015, from: <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] Gowitzke, 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). *Electrodos ECG SKINTACT*. Retrieved April 02, 2015, from: 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*. Retrieved April 02, 2015, from: http://www.ambu.com/corp/products/patient_monitoring_and_diagnostics.aspx
- [54] TELIC GROUP. (2015). *Catálogo de productos médicos*. Retrieved April 02, 2015, from: <http://www.promex.cl/pdf/endovascular/telic/CatalogoTelic.pdf>
- [55] Pulse Medical Limited. (2015). *Electrodo SX-30 ECG*. Retrieved April 02, 2015, from: 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*. Retrieved April 03, 2015, from: <http://www.medicoelectrodes.com/monitoring.html>
- [57] The Electrode Store. (2015). *EMG*. Retrieved April 03, 2015, from: <http://electrodestore.com/collections/emg>
- [58] Bio-Medical. (2015). *Electrodos*. Retrieved April 03, 2015, from: <http://bio-medical.com/products/supplies/electrodes.html>
- [59] Advancer Technologies. (2015). *Sensor Cable - Electrode Pads (3 connector)*. Retrieved March 18, 2015, from: <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*. Retrieved March 15, 2015, from: http://www.analog.com/media/en/technical_documentation/data-sheets/AD620.pdf
- [68] Texas Instruments. (2005). *Hoja de datos amplificador de instrumentación INA128*. Retrieved March 25, 2015, from: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>
- [69] ST Microelectronics. (2011). *Hoja de datos amplificador operacional LM324N*. Retrieved March 05, 2015, from: <http://www.st.com/st-web-ui/static/active/en/resource/technical/document/datasheet/CD0000457.pdf>
- [70] Stitt, R. M. (1990). *AC coupling instrumentation and difference amplifiers*. Retrieved March 11, 2015, from: <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*. Retrieved April 15, 2015, from: 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*. Retrieved April 16, 2015, from: http://www.diodes.com/_files/products_appnote_pdfs/zetex/an55.pdf
- [78] PhysioNet. (2011). *Ejemplos de electromiogramas*. Retrieved April 01, 2015, from: <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*. Retrieved April 26, 2015, from: <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 cinesiológica. Rehabilitación.

About Author

Juan Pablo Sanipatín Díaz



Born in Ibarra city belonging to Ecuador, on January 29, 1992. He completed his primary studies in "September 28" School. He completed his secondary studies in "Mariano Suarez Veintimilla" High School, in the Computer Applications specialty. He participated in the second competition of the Festival Mechatronics knowledge and skills FECH 2014. Currently, He's a graduate of the Technical University of North of Ibarra - Imbabura in Mechatronic Engineering in 2015. Interest area: robotics, mechatronics design, mechatronics projects, Bio mechatronics, automation process and electronics.