

Las Prótesis Mioeléctricas

Mahecha Escarraga Jordy Alexis
jmahec26@hotmail.com
Corporación Universitaria Minuto De Dios

Abstract— myoelectric prostheses are used to replace malformed or amputees to supplement their role and embrace their original form external members; myoelectric is used to read the movements generated by the muscle of the individual which produces electrical signals (EMG) in micro volts which are processed to produce movements in turning them on motors or turning them off, capturing these signals when the muscle of the affected part is this tense or relaxed.

Index Terms - electrical signals (EMG), prostheses, micro volt, electromyography.

Resumen— las prótesis mioeléctricas son usadas para reemplazar miembros externos mal formados o amputados con el fin de suplir su función y acoger su forma original; la mioeléctrica es usada para leer los movimientos generados por el musculo del individuo el cual produce señales eléctricas (EMG) en micro voltios y son procesadas para producir movimientos en los motores encendiéndolos o apagándolos, capturando estas señales cuando el musculo de la parte afectada esta tenso o esta relajado.

Índice de Términos — señales eléctricas (EMG), prótesis, micro voltio, electromiografía.

I. INTRODUCCIÓN

Este documento da a conocer conceptualmente las prótesis mioeléctricas que con el tiempo ha sido una tecnología renovadora capaz de reemplazar y cumplir con las funciones básicas de un miembro externo amputado; estas prótesis mioeléctricas cuentan con un diseño compuesto por servomotores que se maneja a partir de señales EMG generadas por los músculos del paciente que permiten el movimiento de la misma mano mioeléctrica, ya sea un movimiento de pinza para agarre o movimiento de muñeca contando en algunas ocasiones dependiendo del diseño con sensaciones de frio o calor. La fabricación de estas prótesis se ha producido con el fin de mitigar los resultados de la guerra y enfermedades que producen amputaciones o mal formaciones de estos miembros externos.

II. PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS

Las prótesis mioeléctricas también llamadas prótesis

Una prótesis en el campo de la medicina es un reemplazo artificial de un miembro externo faltante de un cuerpo vivo. Existen dos grandes tipos: 1) endoprótesis que es la implantación mediante cirugía anclándose al hueso reemplazando una articulación dañada por artrosis, artritis, traumatismo y demás enfermedades. 2) la exoprótesis funciona sustituyendo un miembro amputado.

biónicas o cibernéticas son la combinación de electrónica y mecánica que se controla mediante señales mioeléctricas reflejadas en los músculos.

Los sensores manejados en esta área se encargan de percibir la señal producida por el musculo del paciente y enviar esta señal al sistema electrónico de la prótesis y esta misma se encarga de realizar los movimientos correspondientes como por ejemplo el despliegue y cierre de una mano; los sensores cuentan con el manejo de electrodos que son los que identifican la señal generada por el musculo.

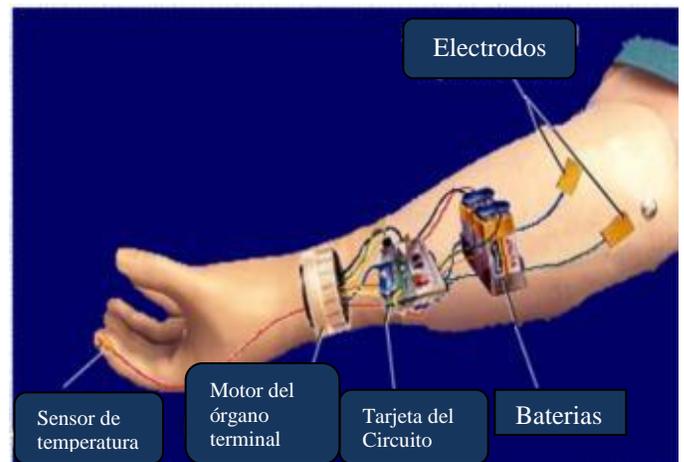


Fig 1. Partes de un brazo mioeléctrico[6].

III. LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

La electromiografía es un tren aleatorio de potenciales de acción que se registran extracelularmente y que son generados por las fibras musculares acompañadas de un trabajo mecánico[1].

A. La Actividad Electromiográfica

El registro de la actividad electromiografica tiene que poseer un amplificador de alta ganancia que amplifique entre 200 y 5000 veces la señal generada por el musculo en las frecuencias de 1-2 kHz de rango donde también se podría decir que es una suma temporal de señales eléctricas [1].

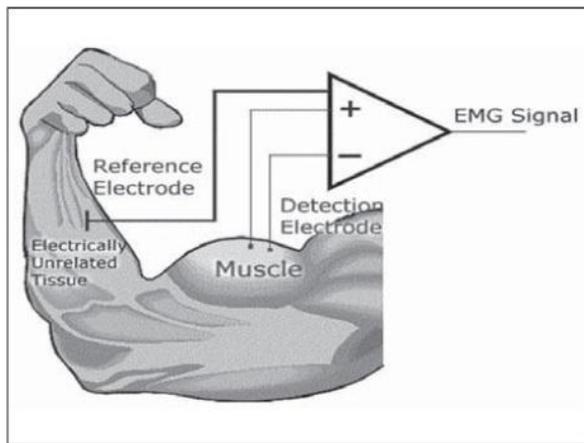


Fig. 2. Señales que recibe el amplificador bipolar

Un paciente que cuenta con una extremidad superior amputada puede tener los músculos a nivel de codo intactos donde la prótesis cumple con su tarea de percibir y recibir estas señales para ser usadas como la señal de control para gobernar los servomotores y que estos puedan realizar las funciones de un brazo original.

Cabe nombrar que no todos los pacientes pueden dominar una prótesis mioeléctrica ya sea porque la amputación haya sido demasiado alta o por falta de ejercitar estos músculos [2].

B. Sistema de Control

La señal EMG se usa para el control de los servomotores que usa la prótesis adquiriendo la señal de la superficie de la piel del paciente que desea controlar la prótesis mioeléctrica a través de las contracciones musculares [2].

C. Adquisición de señal bioeléctrica

En la adquisición de esta señal se presentan demasiadas variantes del ruido lo cual es inevitable ya sea por causas ajenas o propias del sistema generando errores en la medición.

Hay que destacar que la amplitud de las señales bioeléctricas del ser humano son variables en un rango de 4 a 5 mV; este tipo de amplificadores necesitan una ruta en cada entrada y masa para el cierre de las corrientes de polarización de los transistores de la primera etapa.

Una posible solución es agregar resistencias externas en las dos entradas; sin embargo esta presenta problemas de estabilidad.

Una mejor solución sería añadir un tercer electrodo, conectado a masa y dirigido a otro punto del sujeto de estudio por ejemplo en la extremidad inferior como el pie [3].

IV. ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA

La prótesis de mano y la mano humana deben contar con características similares para que no sea tan evidente la falta de este miembro.

En la figura 3 se muestra las características principales de los dedos; se muestra como esta a través de ellos pasan los tendones que es la característica principal que debe tener una prótesis de mano.

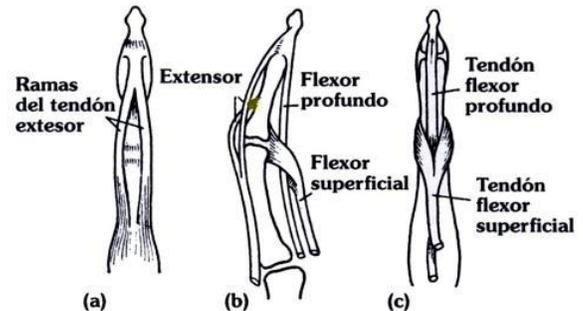


Fig. 3. Disposición tendinosa en un dedo: (a) parte posterior del dedo; (b) visión de perfil; (c) parte anterior del dedo. [9].

A. Amputación

Es el proceso de separación de una extremidad de un cuerpo realizado mediante cirugía o traumatismo.

B. Tipos de Amputación

Se reconocen los siguientes tipos de amputación:

--Pierna: Amputación de dedos, Amputación parcial de pie, Desarticulación del tobillo, Amputación debajo de la rodilla (transtibial), Amputación arriba de la rodilla (transfemoral), Amputación en la rodilla (desarticulación de la rodilla), Rotación de Van-Ness (rotación del pie y reimplantación de forma que la articulación del tobillo se utiliza como rodilla), Desarticulación de la cadera, Amputación de la pelvis.

--Brazo: Amputación de dedos, Amputación metacarpiana, Desarticulación de la muñeca, Amputación del antebrazo (transradial), Desarticulación del codo, Amputación arriba del codo (transhumeral), Desarticulación del hombro y posterior amputación.

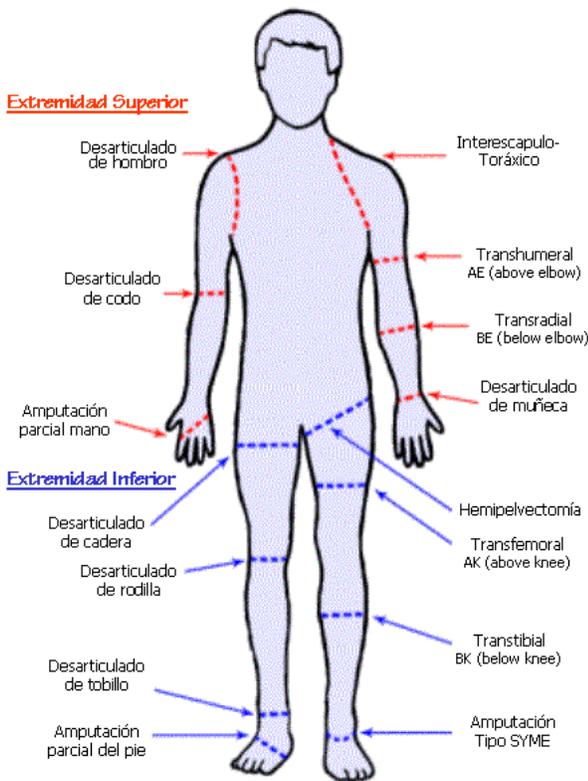


Fig. 4. Niveles de amputación de un paciente

V. TEORÍA DEL CIRCUITO

La etapa de amplificación es el proceso más delicado. Este amplificador debe tener una gran ganancia pero adicional a ello debe tener un filtro claro en la información que se envía a través de la señal; estimando que la tensión acoplada en modo común al cuerpo del paciente es superior a 1V de voltaje pico. Se hace uso de un amplificador diferencial para su respectiva atenuación [3].

A continuación tenemos como opción:

A. Amplificador de instrumentación

Los amplificadores instrumentales son bastantes utilizados en los equipos médicos, estos se encargan de adquirir la señal que emite el pulso muscular por medio de los electrodos obteniendo la señal y amplificando su ganancia. Esto es posible gracias a sus múltiples amplificadores que contiene.

B. Amplificador no diferencial

El resultado de la señal obtenida a la salida de estos amplificadores es la suma que da la tensión bioeléctrica junto al acoplamiento que da la red eléctrica. Esto nos dice que cuenta con una dificultad enorme para eliminar la tensión de la red eléctrica de la señal bioeléctrica, que llega alrededor de 1mV, mucho menor que los 230V que le corresponden a la red.

C. Amplificador diferencial

Según lo anterior, se demuestra que es necesario el empleo de un amplificador diferencial para amplificar la diferencia de tensiones que existan en sus entradas.

Estos amplificadores cumplen con una tarea importante cuando en el circuito existen señales débiles o que se encuentran contaminadas por diferentes tipos de ruidos [3].

D. Filtrado de la señal

Esta etapa del circuito es bastante importante debido a que es necesaria para eliminar el ruido de las altas frecuencias de nuestro sistema haciendo enfoque solo a las bajas frecuencias que maneja las señales bioeléctricas.

En el circuito se debe implementar un pequeño filtro paso alto y posteriormente un filtro pasa bajo donde se eliminara rastros de ruido en la señal generada; también se añade un componente DC para que la señal sea unipolar y cuente con un margen ADC, permitiendo una conversión de mayor calidad[4].

A continuación se mostrara el orden correcto del circuito en diagrama de bloques.

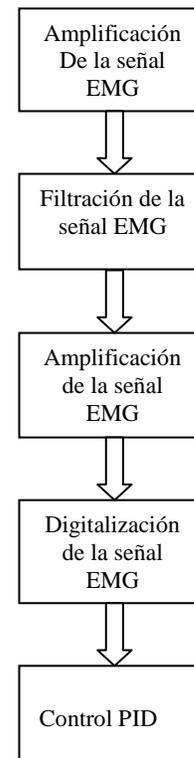


Fig. 5. Diagrama de bloques del circuito [2]

VI. CIRCUITOS BÁSICOS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS

Las prótesis Mioeléctricas pueden utilizar diferentes tipos de circuitos para leer los pulsos electromiograficos entre los básicos encontramos los siguientes:

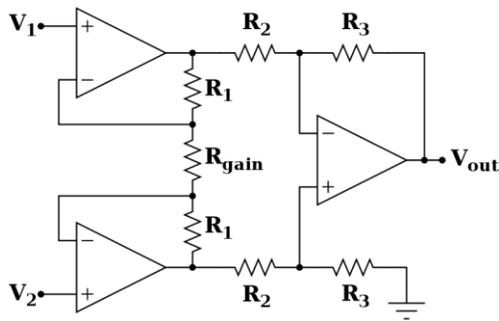


Fig. 6. Amplificador instrumental

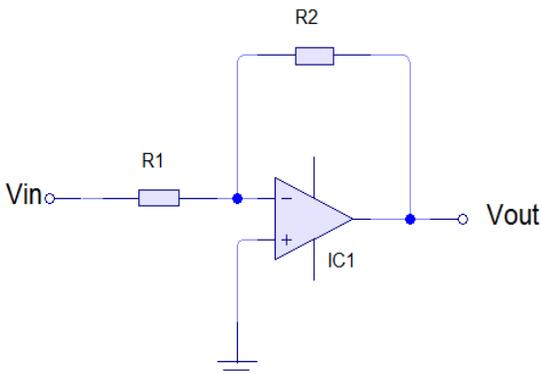


Fig.7. Amplificador inversor [8]

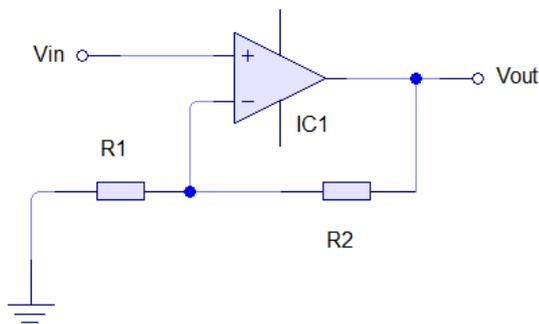


Fig.8. Amplificador no inversor [8]

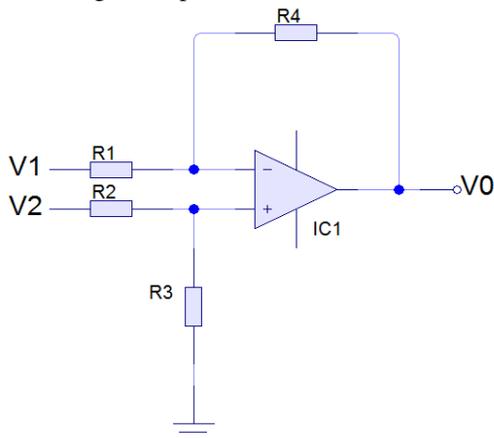


Fig.9. Amplificador Diferencial [8]

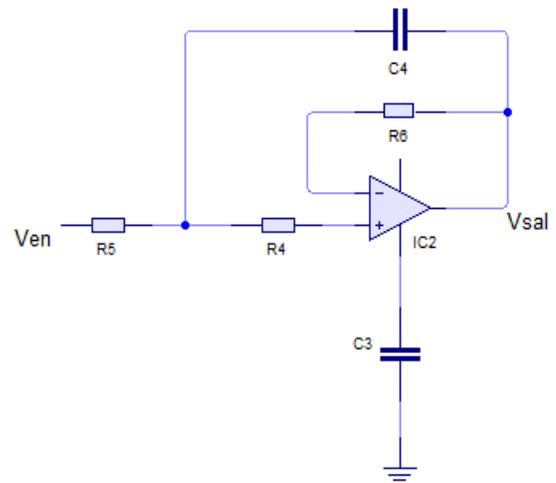


Fig. 10. Convertidor Análogo digital [8]

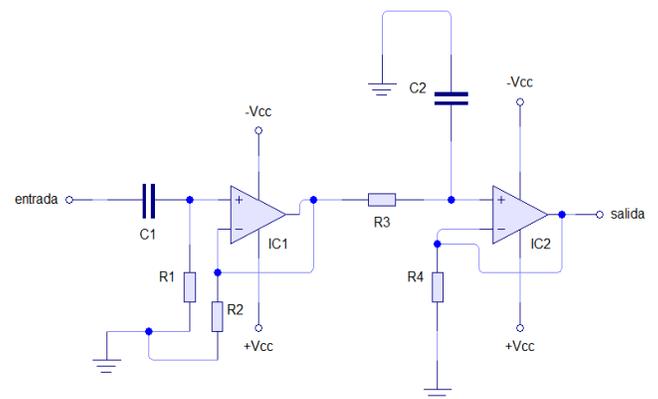


Fig. 11. Filtro de la señal EMG [8]

VII. VENTAJAS Y DESVENTAJAS

A. Ventajas de una prótesis Mioeléctrica

- 1) Solo se requiere de movimientos musculares para operarla.
- 2) Mejor libertad de movimiento
- 3) Reemplaza de forma eficaz un miembro amputado
- 4) Es proporcional al tamaño del paciente
- 5) El número de conexiones o cableado es menor.
- 6) Tiene apariencias con el miembro real del paciente
- 7) El sistema electrónico está en su interior.

B. Desventajas de una prótesis Mioeléctrica

- 1) Requiere ser recargada ya que usa baterías.
- 2) Requiere un mantenimiento constante
- 3) El peso de la prótesis es desfavorable con respecto a otro tipo de prótesis
- 4) La tecnología usada en esta prótesis suele ser demasiado costosa [5].

VIII. MATERIAL DE CONSTRUCCIÓN PARA LAS PRÓTESIS

En la fabricación de prótesis mioeléctricas se emplean materiales resistentes y livianos y que tengan baja fricción al rozar con otras superficies. Entre los materiales que cumplen con estas características se encuentran los metales: acero inoxidable, aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno, aleaciones de titanio, platino, y los polímeros plásticos de muy alta densidad están los polietileno, elastómeros, polipropileno [7].

IX. CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS

En la construcción de la prótesis de mano se debe tener en cuenta los circuitos necesarios mostrados anteriormente y la anatomía y fisiología de una mano real.

Al unir la serie de circuitos correctamente obtendremos un circuito capaz de procesar la señal EMG para ser utilizada en una prótesis. (Mano, brazo, pierna, cualquier prótesis que cumpla determinada tarea de reemplazo.)

X. OPERACIÓN PARA LA SEÑAL EMG

Para obtener la señal EMG empezamos con el circuito instrumental mostrado en la figura 6 e implementado en la figura 13 circuito A.

Para este circuito se desarrolla lo siguiente:

La Ganancia es $G = \frac{V_0}{V_2 - V_1}$ (1)

Se divide el circuito en dos:

Primero desarrollamos la parte amplificadora (IC3) donde la parte negativa del amplificador tenemos V_x y la positiva V_y
Renombramos las resistencias

$R_6, R_7 = R_4$

$R_4, R_5 = R_3$

Tenemos

$$V_{0x} = \frac{-R_4}{R_3} V_x \quad (1)$$

$$V_{0y} = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) V_a \quad (2)$$

Va es el voltaje que se encuentra en el nodo Vy que entra al amplificador y se reemplaza por $V_a = \frac{R_4}{R_3 + R_4} V_y$

$$V_{0y} = \frac{R_3 + R_4}{R_3} \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right) V_y \quad (3)$$

Y se obtiene

$$V_{0y} = \frac{R_4}{R_3} V_y \quad (4)$$

Para el voltaje de salida de IC3 tenemos:

$$V_0 = V_{0x} + V_{0y} \quad (5)$$

Reemplazamos:

$$V_0 = \frac{-R_4}{R_3} V_x + \frac{R_4}{R_3} V_y \quad (6)$$

Factorizamos y nos queda:

$$V_0 = \frac{R_4}{R_3} (V_y - V_x) \quad (7)$$

Luego desarrollamos la etapa preamplificadora (IC1, IC2)

En la salida del IC1 tenemos V_x y en IC2 tenemos V_y

Y renombramos

$R_1, R_3 = R_2$ y

$R_2 = R_1$

$$V_x = R_2 I + R_1 I + R_2 I + V_y \quad (8)$$

Factorizamos

$$V_x = I(2R_2 + R_1) V_y \quad (9)$$

Despejamos V_y

$$V_x - V_y = I(2R_2 + R_1) \quad (10)$$

Luego hallamos la corriente que pasa por R_2 del circuito

$$I = \frac{V_1 - V_2}{R_1} \quad (11)$$

La reemplazamos por y se cancelan los R_1

$$V_x - V_y = \frac{V_1 - V_2}{R_1} (2R_2 + R_1) = V_x - V_y = (V_1 - V_2) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \quad (12)$$

Se invierten los signos

$$V_y - V_x - (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \quad (13)$$

Reemplazamos $V_y - V_x$ por $(V_y - V_x) = V_0 \frac{R_3}{R_4}$

$$V_0 = \frac{R_4}{R_3} (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \quad (14)$$

Y finalmente obtenemos la Ganancia

$$G = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \quad (15)$$

Luego sigue el circuito no inversor mostrado en la figura 13 circuito B y D donde nombramos V_x al nodo del IC4 en la entrada negativa.

Hay una corriente que va desde la salida del IC4 hacia la resistencia R_9 como I_1 Y I_2 desde el nodo de la R_8 hacia Tierra.

Por lo tanto sería

$$i_1 = i_2 \quad (16)$$

Como i_1 nace del punto V_{out} y va hacia V_x se obtiene

$$\frac{V_{out} - V_x}{R_f} = \frac{V_x}{R_{in}} \quad (17)$$

Por diferencia de voltaje

$$V_x = V_{in} \quad (18)$$

Se tiene

$$\frac{V_{OUT} - V_{IN}}{R_f} = \frac{V_{IN}}{R_f} \quad (19)$$

Despejamos V_{out}

$$V_{OUT} = \frac{R_f}{R_{IN}} V_{IN} + V_{IN} \quad (20)$$

Factorizando:

$$V_{OUT} = V_{IN} \left(\frac{R_f}{R_{IN}} + 1 \right) \quad (21)$$

Por definición de la ganancia obtenemos

$$A = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{R_f}{R_{IN}} + 1 \quad (22)$$

Pasamos al amplificador butteworth donde se considera que lo más simple sería [11]

$$|H(jS)|^2 = \frac{K}{P(S^2)} \quad (23)$$

Consiste en:

$$|H(j\Omega)| = \frac{1}{1 + \left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)^{2N}} \quad (24)$$

Siendo N en orden del filtro, S_c la frecuencia de corte del filtro, (esto representa una atenuación de 3dB)

Se normaliza como:

$$|H_n(j\Omega)|^2 = |H(j\Omega)|^2 \frac{\Omega}{\Omega_c} \rightarrow \Omega = \frac{1}{1 + \Omega^{2N}} \quad (25)$$

Esta aproximación presenta una respuesta más plana en $s=0$.

Y finalmente el amplificador IC7 de la figura 13 circuito D el cual se puede desarrollar con las formulas 16 a la 22 adquiriendo así la señal EMG

XI. CONTROL PID

El control Proporcional, Integral, Derivativo (PID).

Este algoritmo es el más utilizado en control de servomotores pues cuenta con el 90% de industrias que lo utilizan en sus sistemas, aunque para sistemas de prótesis es poco utilizado. [10]

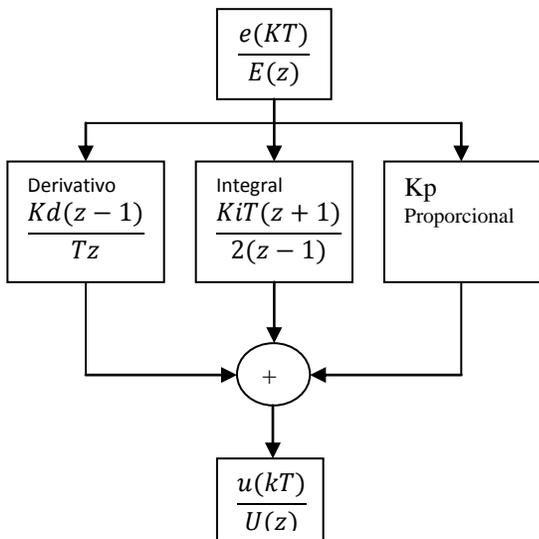


Fig.12. Diagrama del Controlador [10]

Esto se define de la siguiente manera.

$$e(t) = Gd - G(t) \quad (26)$$

El proceso es (Gd), el tiempo es (G(t)) y el error en el tiempo (e(t))

La salida de corrección x(t) del PID es:

$$x(t) = Kp e(t) + Ki \int e(t) + Kd \frac{de(t)}{dt} \Big| t = T \quad (27)$$

Donde Kp, Ki, Kd son constantes.

Rescribiendo la integral

$$x(t) = Kp e(t) + Ki \int_0^t [Gd - G(t)] dt + Kd \frac{de(t)}{dt} \Big| t = T \quad (28)$$

Para introducir el tiempo discreto se toma $t=KT$ donde $K=1,2,3$ y T es el periodo de muestreo ahora, $t_0 = (K-1)T$. La evaluada desde $(K-1)T$ a KT puede aproximarse usando la regla del trapecio

$$I = \int_{(K-1)T}^{KT} e(t) dt \quad (29)$$

Representando la línea recta como

$$f_1(t) = f(K-1)T + \frac{f(KT)-f(K-1)T}{KT-(K-1)T} (t - (K-1)T) \quad (30)$$

La aproximación de la integral de f(t) entre los limites de $(K-1)T$ y KT :

$$I \approx \int_{(K-1)T}^{KT} \left[f(K-1)T + \frac{f(KT)-f(K-1)T}{KT-(K-1)T} (t - (K-1)T) \right] dt \quad (31)$$

El resultado de la integración es

$$I \approx (KT - (K-1)T) \frac{f(K-1)T + f(KT)}{2} \quad (32)$$

$KT-(K-1)T$ es el periodo de muestreo T

Separando la integral y resolviendo para Gd obtenemos

$$\int_{(K-1)T}^{KT} (Gd) dt = T * Gd = Gdt \quad (33)$$

Resolviendo para G(t)

$$\int_{(K-1)T}^{KT} G(t) dt = T \frac{G(K-1)T + G(KT)}{2} \quad (34)$$

Y se expresa la integral del error

$$\int_{(K-1)T}^{KT} e(t) dt = Gdt - T \frac{G(K-1)T + G(KT)}{2} \quad (35)$$

La derivada del error es la razón de cambio por consiguiente se calcula un solo periodo.

$$\frac{de(t)}{dt} = \frac{\delta e}{\delta t} = \frac{e(KT) - e(K-1)T}{T} \quad (36)$$

Utilizar un cuarto punto central y promediando las diferenciales

$$\frac{de(t)}{dt} = \frac{e(KT) - e(K-3)T + 3(e(K-1)T - e(K-2))}{6T} \quad (37)$$

La forma de implementar directamente en un microprocesador es:

$$x(t) = Kpe(t) + Ki \left(Gdt - T \frac{G(K-1)T + G(KT)}{2} \right) + Kd \frac{e(KT) - e(K-3)T + 3(e(K-1)T - e(K-2))}{6T} \quad (38) \quad [10]$$

XII. CONCLUSIÓN

Se ha desarrollado una investigación acerca de las prótesis mioeléctricas que es la unión de la biónica y la electrónica donde se tuvo en cuenta la teoría; su función por medio de señales de electromiografía y diferentes componentes del circuito como el amplificador de señales, filtros pasa altas y pasa bajos para obtener la señal correspondiente generada desde el movimientos de los músculos del paciente situados en el área amputada, comunicándose por medio de electrodos; logrando conformar un circuito teórico de una prótesis mioeléctrica.

RECONOCIMIENTO

Este trabajo de investigación ha sido desarrollado gracias a la colaboración y apoyo de los profesores del área de ingeniería, la Coordinadora Alexandra Giraldo y el profesor Ricardo Fonseca de quien recibí consejos para las respectivas mejoras del artículo.

REFERENCIAS

- [1] Caballero, K., Duque, L. M., Ceballos, S., Ramirez, J. C., & Peláez, A. (2002). Conceptos básicos para el análisis electromiográfico. CES Odontología, 15(1), 41-50.
- [2] Castillo Castillo, G. I., Duaran Centeno, J. U. A. N., & VARGAS LUIS, I. S. R. A. E. L. (2010). Protesis Mioelectrica Del Miembro Superior Derecho (Doctoral dissertation).
- [3] ing.Robotica industrial,ESIME Azc. Garcia Fabila Vladimir,Garcia Marcos, Hernandez Karen. 2004 R Diseño de protesis Mioelectrica.
- [4] Casapino, S., & Alberto, C. (2014). Diseño de una prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca.
- [5] Guadalupe García Marin (2014).ensayando prótesis Mioeléctrica(Facultad de medicina).
- [6] González, J., Murillo, P. R., Luna, I. F., & Mendoza, A. J. (2005). Robótica y prótesis inteligentes. Revista Digital Universitaria, 8-15.
- [7] Burgos, C. Q., & Albán, O. A. V. (2010). Diseno y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres (Doctoral dissertation, Tesis de Maestría, Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Popayán, Colombia).
- [8] Fuente: Autor.
- [9] Le Vay, D. (2008). Anatomía y fisiología humana. Editorial Paidotribo.
- [10] Cesar, M., & Jose, J. (2012). Control Inteligente De Mecanismos con Aplicaciones en la biomecánica Prótesis de Miembro inferior (rodilla) (Doctoral dissertation).
- [11] Tema 5: Filtros Digitales. <http://www2.dis.ulpgc.es/~obolivar/apuntes/tema5/tema5.htm>.

- [12] Bolton, William. Mecatronica. Sistemas de control electrónico en la ingeniería mecánica y eléctrica. Un enfoque multidisciplinario.quinta edición. Alfaomega.
- [13] Torres-San-Miguel, C. R., Velázquez-Sánchez, A. T., Lugo-González, E., & Tapia-Herrera, R. (2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. Revista Colombiana de Biotecnología,13(2), 70-83.
- [14] Sanchis, E., & Peris, E. S. (2004). Fundamentos y electrónica de las comunicaciones (Vol. 72). Universitat de València.
- [15] Ogata, K. (2003). Ingeniería de control moderna. Pearson Educación.
- [16] Baturone, A. O. (2001). Robótica: manipuladores y robots móviles. Marcombo.



Mahecha Escarraga Jordy Alexis nació en Utica Cundinamarca el 11 de octubre de 1993.

Inicio sus estudios desde el año 2000 en la institución educativa departamental Manuel Murillo Toro de Utica del cual se graduó de bachiller. En el año 2011 inicio sus estudios profesionales logrando un titulo en el SENA de mantenimiento de computadores. Consecutivamente se traslado a Bogotá para seguir sus estudios matriculándose en la Corporación Universitaria Minuto de Dios Regional Soacha en la carrera Tecnología en electrónica el cual sigue cursando hasta la fecha (2015).

XIII. ANEXOS

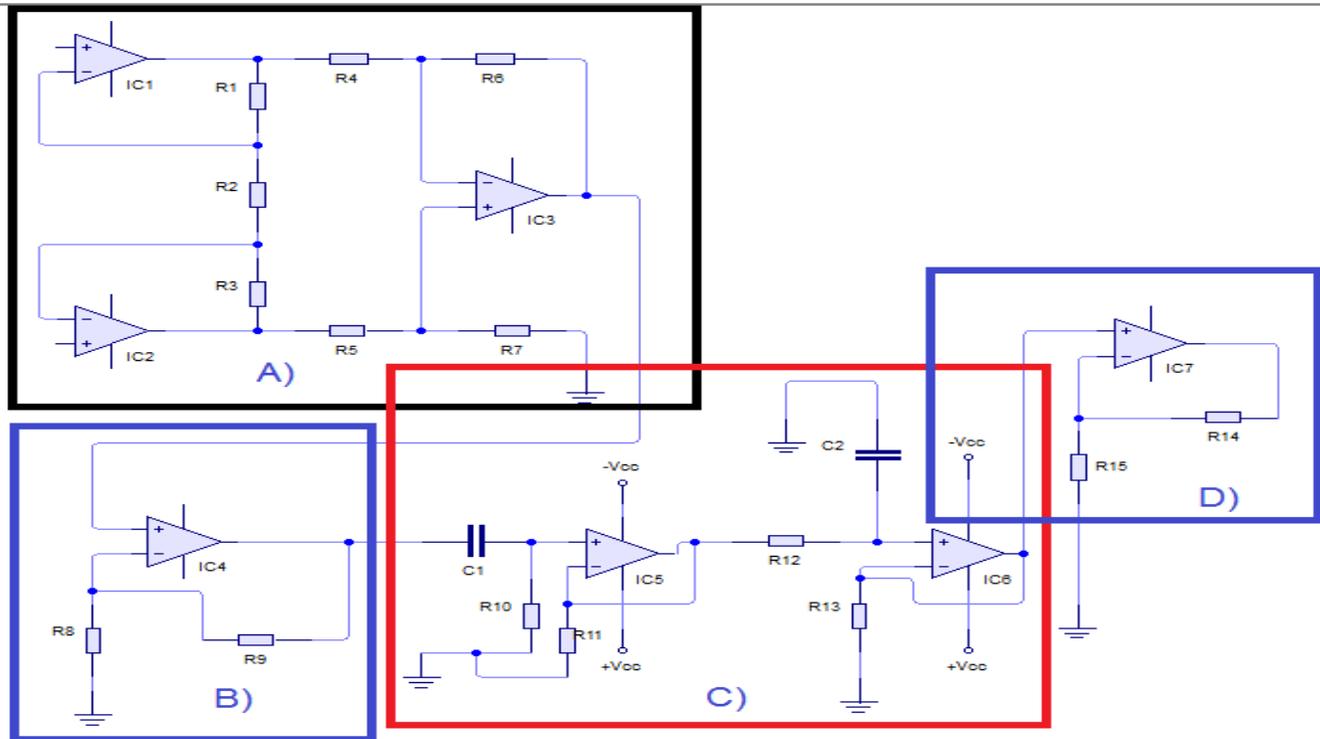


Fig. 13. Circuito de acondicionamiento para las señales EMG: a) amplificador instrumental, b) y d) amplificación, c) configuración del filtro Butterworth.

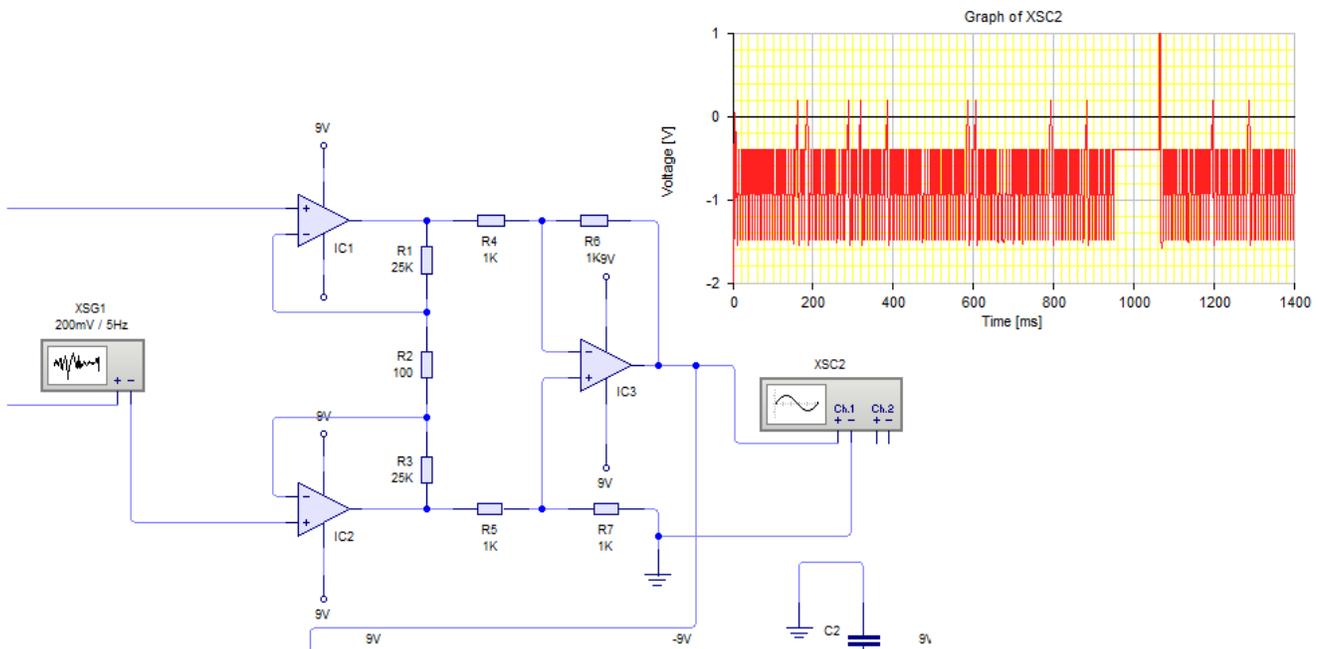


Fig. 14. Señal después del amplificador de instrumentación.[8]

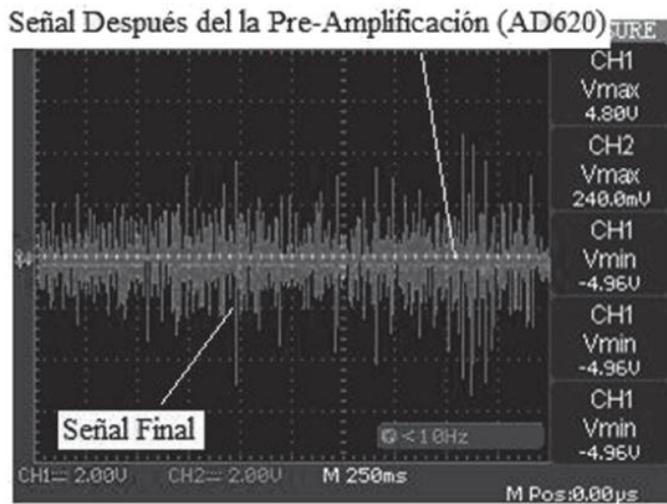


Fig.15. Señal de ejemplo para el amplificador de instrumentación. [13]



Fig.17. Señal de ejemplo después de la amplificación y filtración. [13]

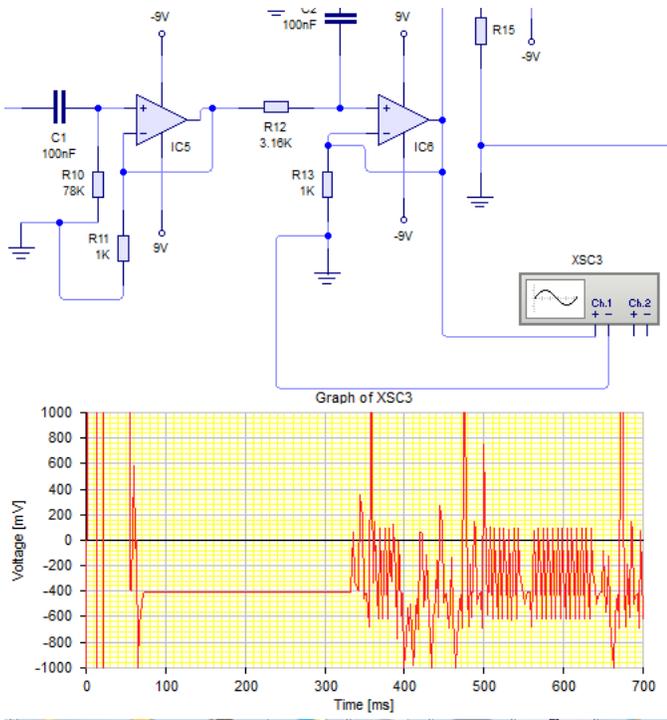


Fig. 16. Señal después de la etapa de amplificación y filtración. [8]

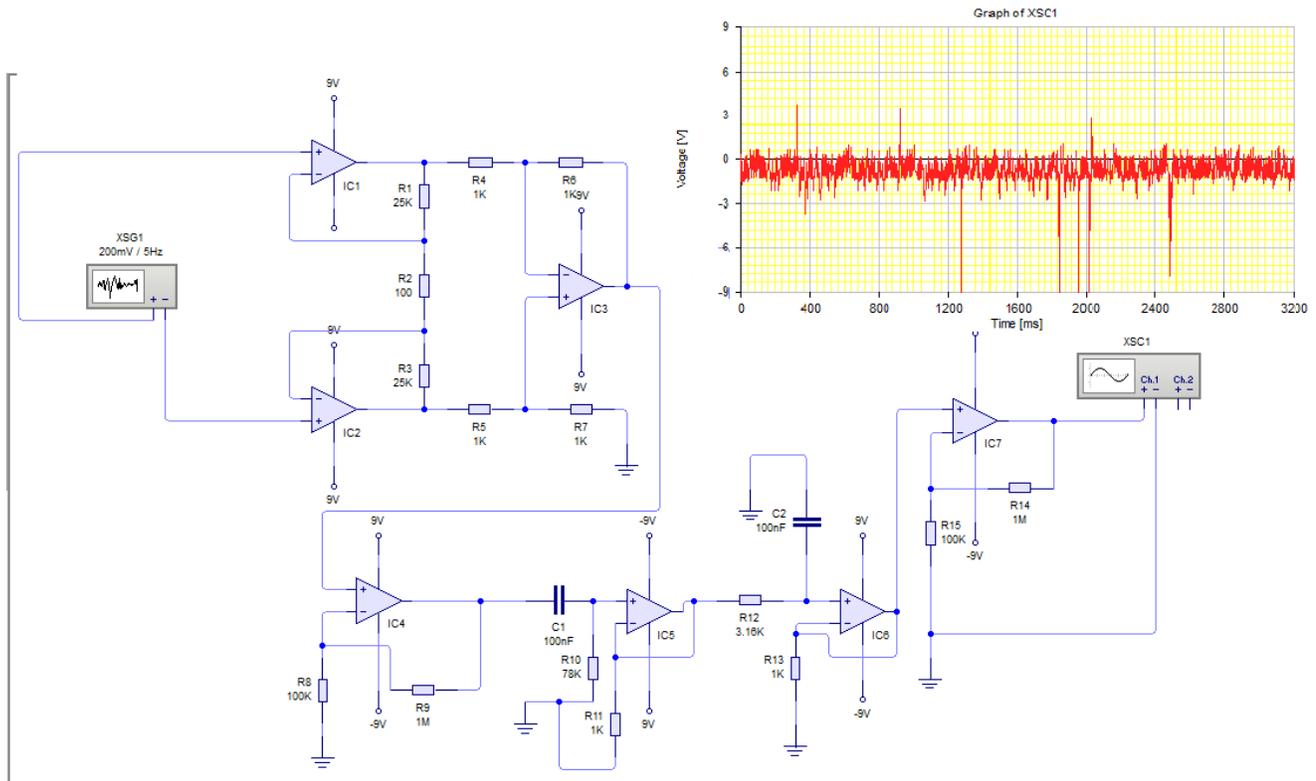


Fig. 18. Señal final de circuito EMG

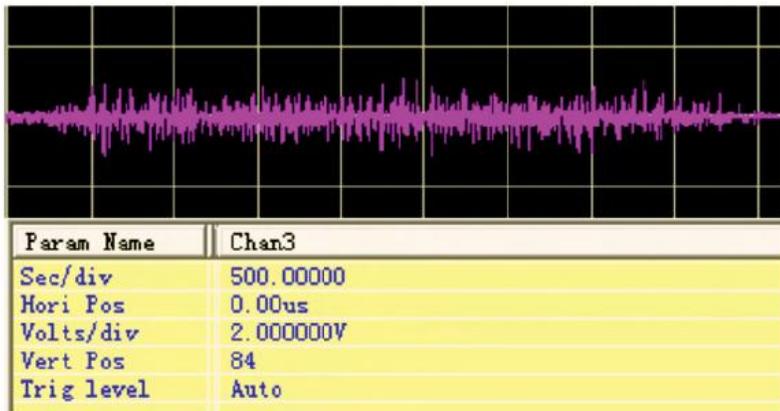


Fig.19. Señal de ejemplo para la señal EMG final [13]

Fig. 20. Circuito Control PID

