

Diseño de filtros de señales electromiográficas para control de prótesis de mano



javierhiga@gmail.com
alexnaar@msn.com
bojedag@eafit.edu.co

Javier Higa¹, Alexander Naar¹, Brizeida Ojeda²
¹ Especialización en Mecatrónica, Universidad Arturo Michelena,
Av. Giovanni Nani, San Diego, Estado Carabobo, Venezuela
² Departamento de Ingeniería Mecánica, EAFIT
Carrera 49 N° 7 Sur 50, Medellín, Colombia
1javierhiga@gmail.com, 1alexnaar@msn.com, 2bojedag@eafit.edu.co

RESUMEN

Se presenta el diseño electrónico de una prótesis de mano derecha. Para ello se utilizó un modelo, desarrollado previamente, cuya geometría está conformada por el ensamblaje de la palma y los cinco dedos de la mano articulados de manera tal que puedan llevarse a cabo los movimientos de flexión y extensión de los dedos. El funcionamiento de la prótesis está controlado por señales mioeléctricas que accionan un servo-motor ubicado en la palma. Para diseñar y simular las señales involucradas en el proceso se empleó el software Multisim de National Instruments. Como resultado se obtuvo una prótesis de mano activada por impulsos mioeléctricos de los músculos, con la capacidad de ejecutar las tareas de pinza fina y pinza gruesa, pudiendo detectar puntos de alto apriete por medio de sensores de presión en la punta de los dedos.

Palabras Clave: Prótesis de Mano, Diseño Electrónico, Señales Mioeléctricas.



Introduction

La mano constituye la parte distal del miembro superior y es una de las más importantes del cuerpo y necesarias para la supervivencia o relación con el medio ambiente, a la vez que tiene múltiples funciones, entre las cuales se destaca la prensión y el tacto [1]. La caracterización de este órgano manifiesta su relevancia y la dificultad que representa perderla por diferentes causas. Por otra parte, al ser un miembro tan especializado generar un sustituto funcional resulta un proceso complejo y costoso.

A lo largo de los años se han planteado numerosas soluciones basadas en prótesis cosméticas y funcionales. Una de las más populares está representada por las prótesis mioeléctricas, las cuales son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico, estas prótesis son hoy en día el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación. Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación [2].

Éste tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para activar su funcionamiento, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren el movimiento general del cuerpo. Una prótesis controlada en forma mioeléctrica también elimina el arnés de suspensión usando una de las dos siguientes técnicas de suspensión: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión [3].

De acuerdo a la necesidad de este importante órgano, a continuación, se presentan los resultados del diseño electrónico que permite captar señales mioeléctricas para generar el movimiento de un modelo protésico conformada por el ensamblaje de la palma y los cinco dedos de la mano articulados de manera tal que puedan llevarse a cabo los movimientos de flexión y extensión de los dedos. El funcionamiento de la prótesis está controlado por señales mioeléctricas que accionan un servo-motor ubicado en la palma.

2 Metodología

Tomando como base un modelo protésico desarrollado en una primera etapa de la investigación, se contempla una fase de diseño electrónico en la cual se considera la obtención de la señal mioeléctrica, que será utilizada como la señal de control. Para que la señal mioeléctrica pueda ser utilizable es necesario realizar el acondicionamiento de la señal, y finalmente, se requiere diseñar la parte interactiva e inteligente de la prótesis, para que a través de la señal de control, se ejerzan los comandos respectivos sobre los actuadores que proporcionan movimiento a la prótesis.

Características de la señal mioeléctrica

La medición de las señales electromiográficas (EMG) puede llevarse a cabo utilizando electrodos superficiales (forma más común), o mediante la utilización de electrodos de penetración tipo agujas (forma invasiva). De forma más común se utiliza la electromiografía de superficie, debido a que es menos invasiva y no implica prácticamente ningún riesgo para el paciente.

La amplitud de la señal EMG va desde los $100\mu\text{V}$ hasta los 10 mV [4] y la mayor cantidad de información está contenida en el espectro de frecuencia que está entre los 10 Hz y los 500 Hz [5]; sin embargo la señal EMG depende de diferentes factores como:

El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular así como las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo) y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

En el interior del tejido muscular se producen corrientes de tipo iónico, esta señal mioeléctrica puede ser captada mediante el uso de "electrodos", a través de los cuales es posible sensar y medir esas corrientes iónicas puesto que las convierte en corrientes de tipo eléctrico, en el presente diseño se utilizarán electrodos de tipo superficial debido a su practicidad y seguridad para el paciente, en cuanto a la ubicación de estos "electrodos superficiales" será variable y dependerá del tipo de amputación que sufre el paciente que usará la prótesis.

Acondicionamiento de la señal

Debido a que las señales EMG tienen niveles bajos y su contenido en frecuencia está limitado a 500 Hz , es necesario acondicionar la señal para poder realizar cualquier tipo de control sobre algún actuador, este acondicionamiento consta de dos fases principales:

- **Amplificación de la Señal:** Es necesario elevar los niveles de la señal EMG, para esto se utiliza una amplificación diferencial con un alto rechazo de modo común (esto para minimizar los efectos del ruido) y con alta impedancia de entrada, en este diseño se utilizará un amplificador de instrumentación INA121, debido a que es un amplificador de instrumentación muy común y de bajo costo. En la Fig. 1 se muestra del diseño de la mano integrada con el servomotor.

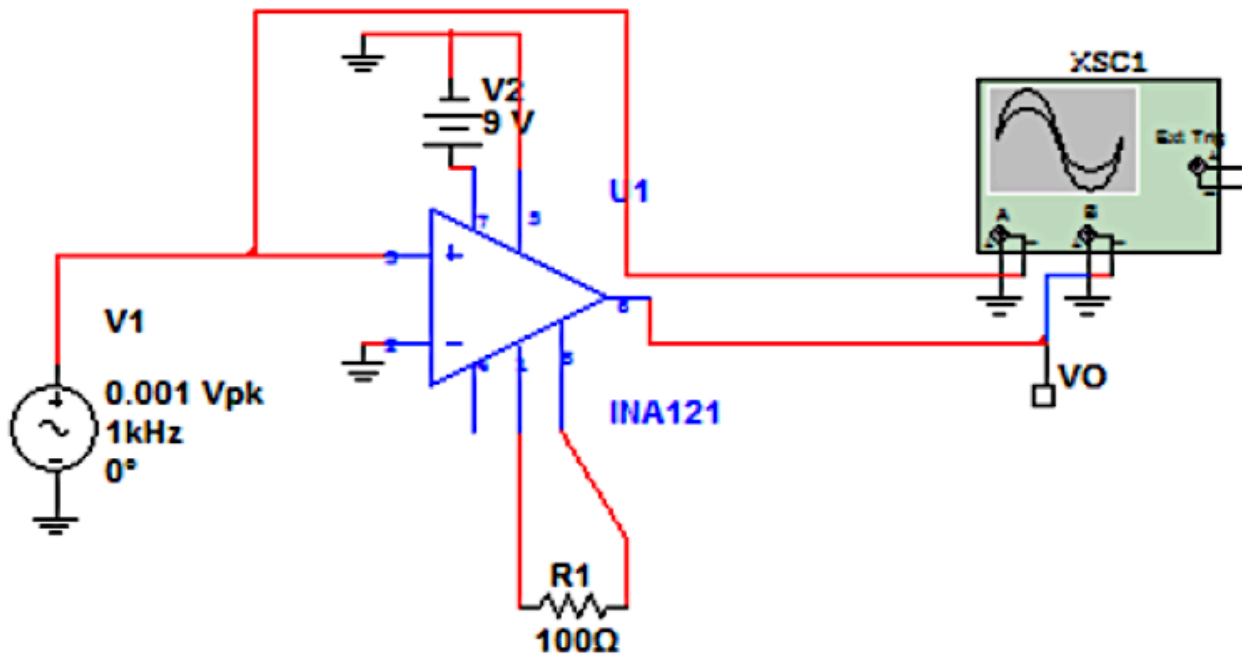


Fig. 1. Diseño y modelado de la palma de la mano integrada con servomotor.

De analizar la respuesta del amplificador es posible observar que se obtiene una ganancia de aproximadamente 500, sin inversión, esta simulación efectuada en Multisim coincide con lo especificado en el Datasheet del Amplificador de Instrumentación INA121 de Texas Instruments, ver Fig. 2.

- Filtrado de la Señal: Debido a las características de frecuencia de las señales EMG, el filtrado que se requiere se puede dividir en tres partes:

Filtro de Baja Frecuencia: En lenguaje técnico es conocido como filtro pasa alto Este filtro se encarga de eliminar las frecuencias que se encuentran por debajo de los 15Hz, se utilizará un circuito RC, como se muestra en las Figs. 3 y 4.

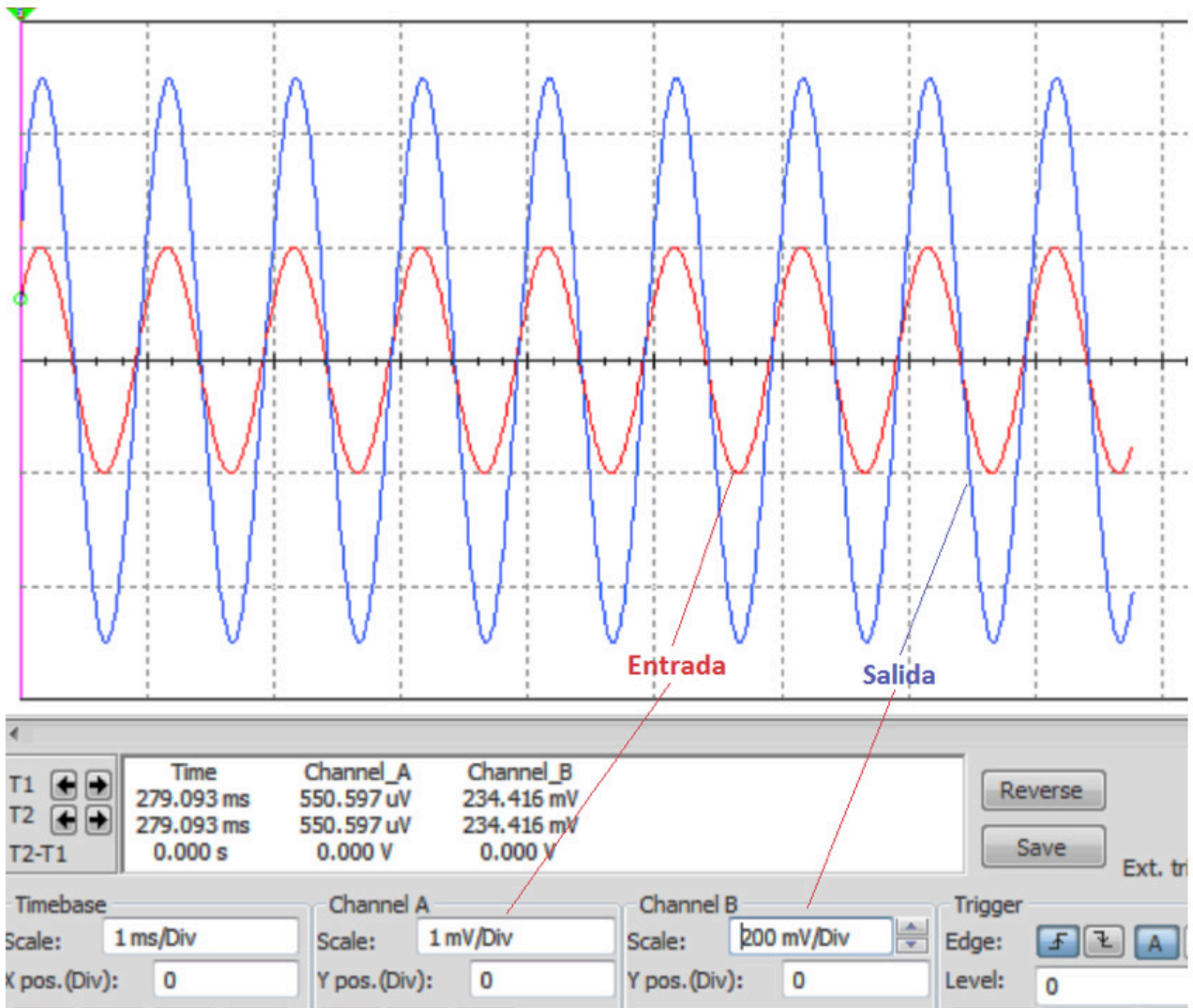


Fig. 2. Respuesta del amplificador en el osciloscopio

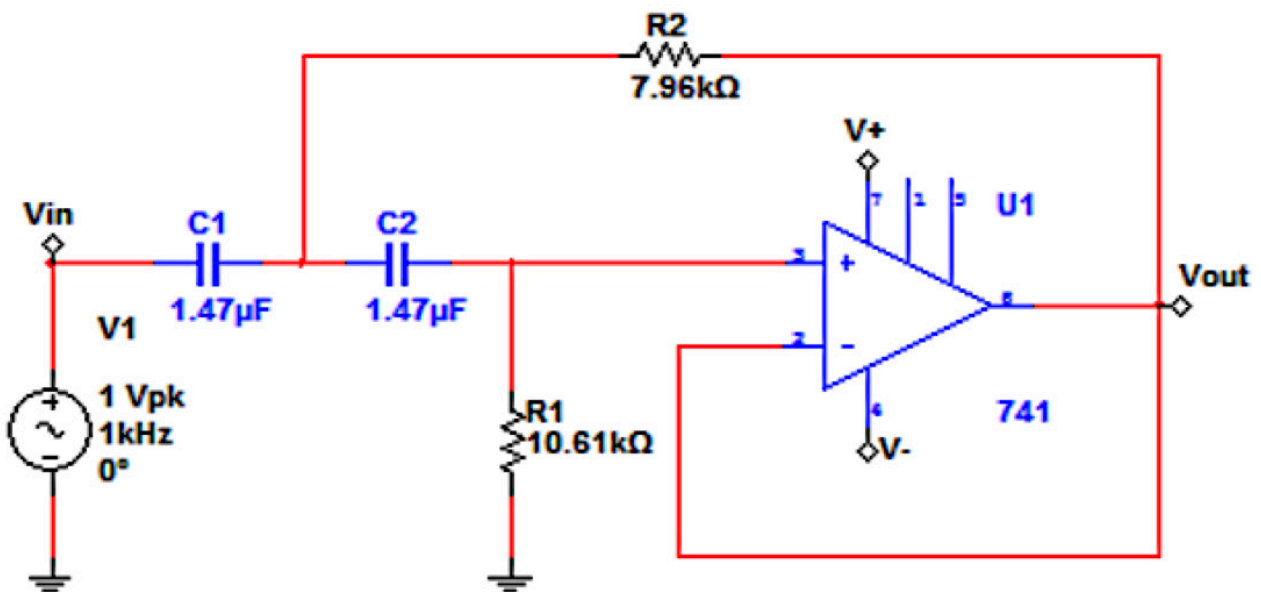


Fig. 3. Esquema del filtro pasa alto

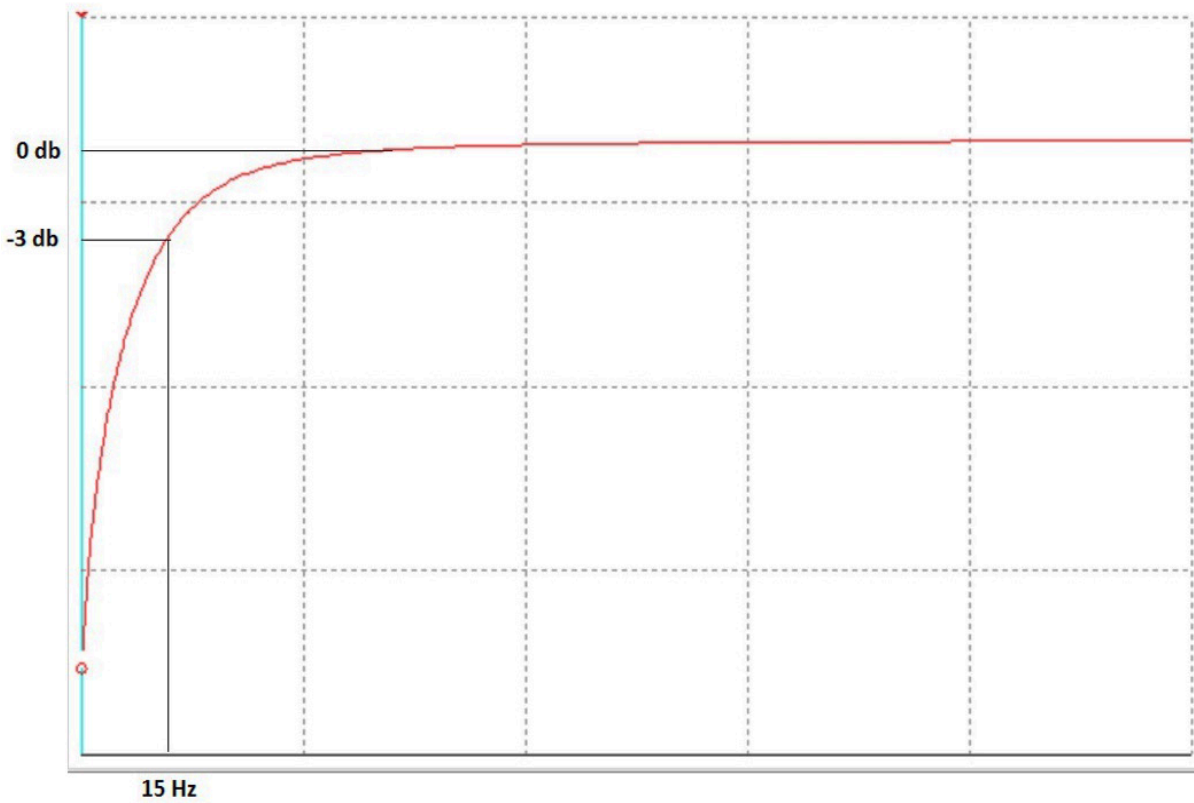


Fig. 4. Gráfica de Bode filtro pasa alto

Filtro Elimina Banda o Notch de 60 Hz: Este filtro es utilizado para eliminar específicamente la Banda de los 60 Hz. En esta banda se encuentra un ruido siempre presente debido a que es la frecuencia de la señal de línea, ver Fig. 5 y 6.

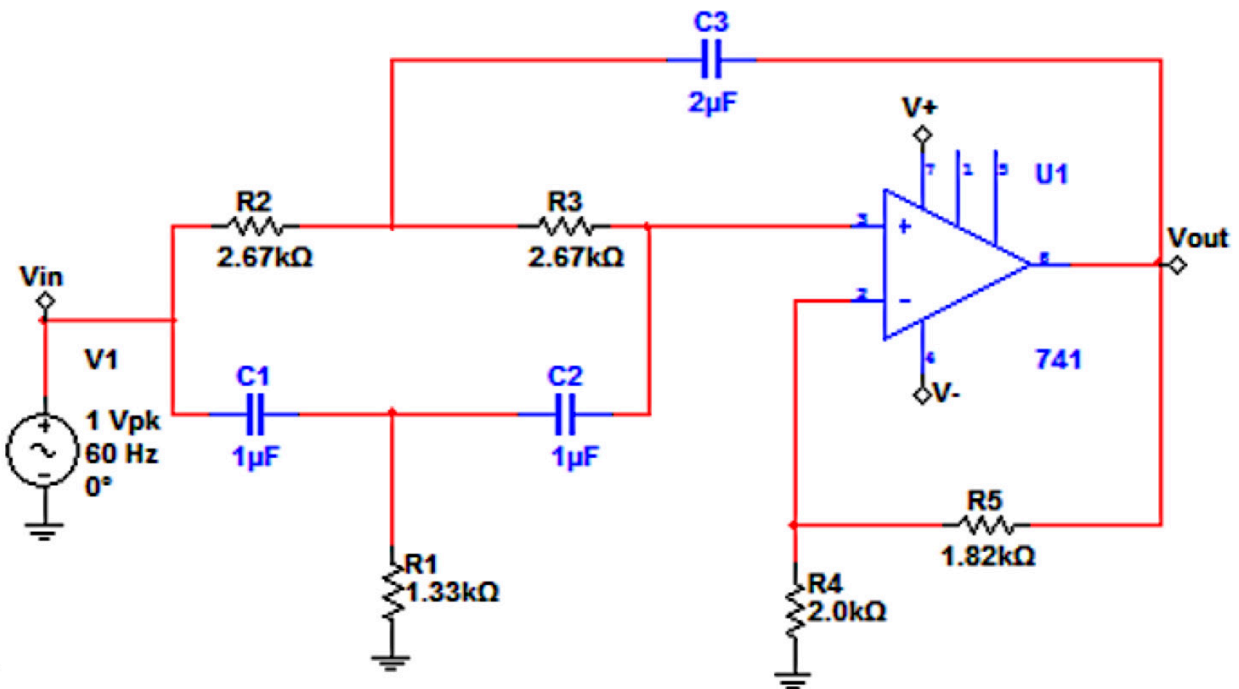


Fig. 5. Esquemático del Filtro Notch

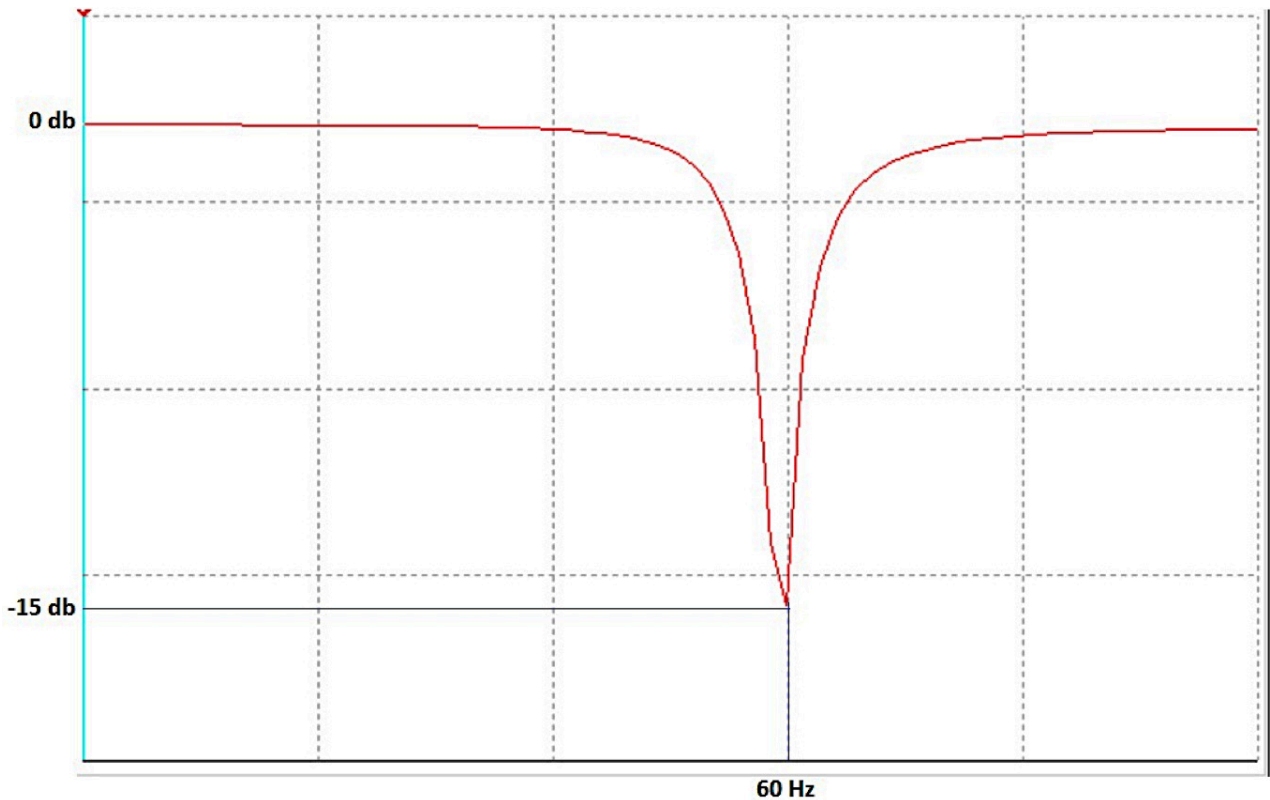


Fig. 6. Gráfica de Bode filtro Notch de 60 Hz

Filtro Pasa Bajo: Esta etapa de filtrado está diseñada para eliminar las frecuencias que están por encima de los 500 Hz, estas señales pueden ser ruidos producidos por otros órganos del cuerpo.

Se evidencia a través de estas simulaciones realizadas en el software MULTISIM, que los filtros cumplen con su objetivo de eliminar las frecuencias que están por debajo de los 15 Hz (Pasa Alto), por encima de 500 Hz (Pasa Bajo), y la de la línea de 60 Hz (Filtro Notch), luego de amplificar y filtrar se obtiene una señal EMG "Limpia" para controlar los actuadores que simularán parte de las funciones del miembro faltante, la ganancia de la etapa de amplificación está determinada por la resistencia conectada entre los pines 1 y 8 del amplificador de instrumentación INA121, ver Figs. 7 y 8.

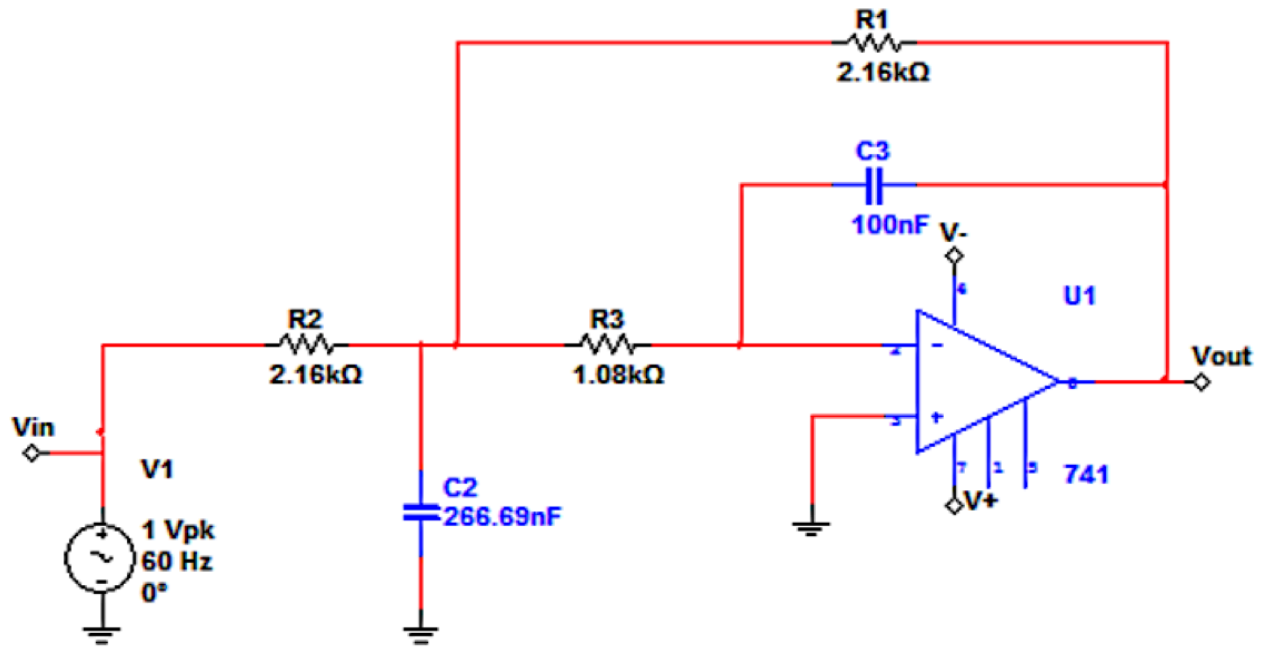


Fig. 7. Esquemático del filtro pasa bajo

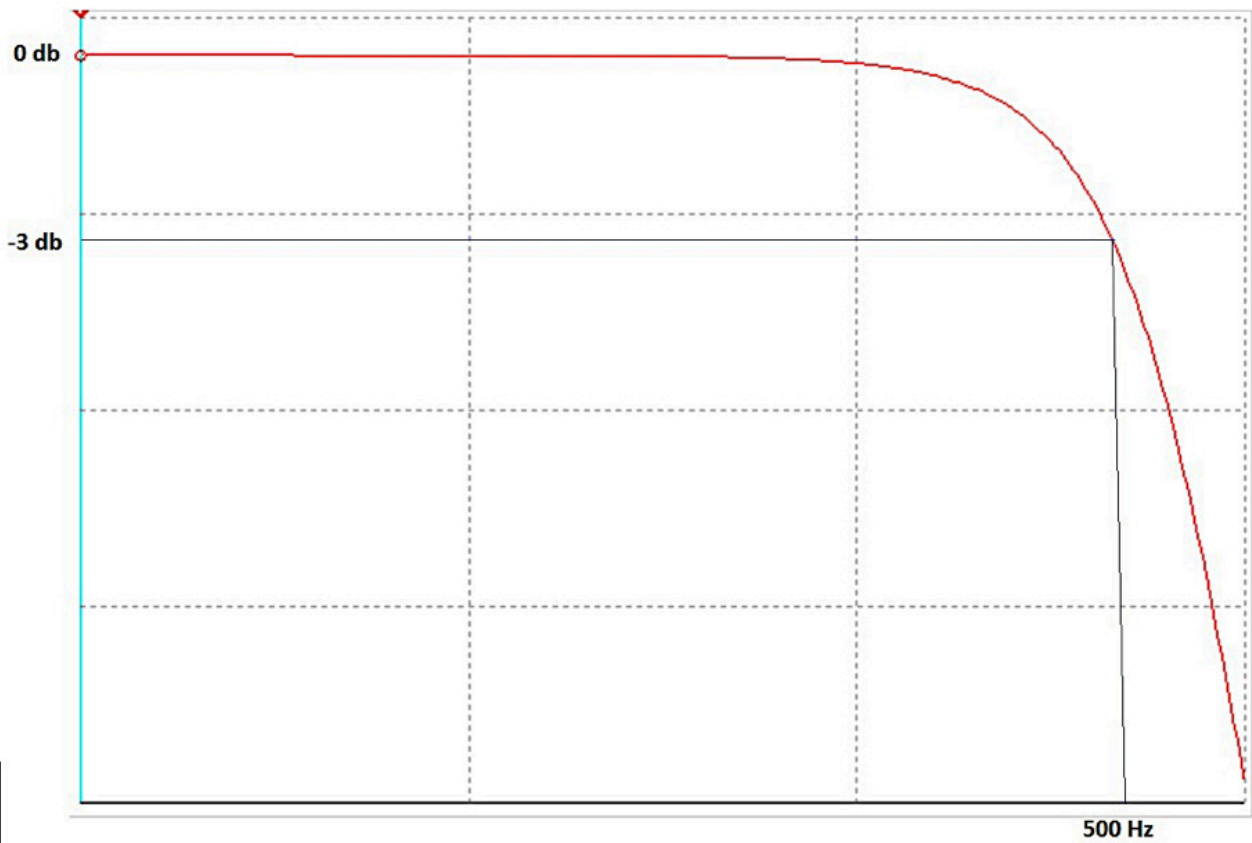


Fig. 8. Gráfico de Bode filtro pasa bajo



Control y accionamientos

Las señales y parámetros de configuración implicados en el control y movimiento de la prótesis se indican en la Tabla 1.

Tabla 1. Definición de Señales y Parámetros para Control de Movimiento

	TIPO	ORIGEN	FUNCIÓN
I0	Señal de Entrada	Mioeléctrica (Bíceps)	Flexión (cierre de la mano)
I1	Señal de Entrada	M i o e l é c t r i c a (Pectoral)	Extensión (apertura de la mano)
I2	Señal de Realimentación	Sensor de presión	Detener motor
I3	Señal de seguridad	Limit switch	Límite de apertura
O0	Señal de Salida	Microcontrolador	Accionar el servo

El diagrama de flujo de programación del micro-controlador queda establecido bajo la lógica indicada en las Figs..9 y 10:

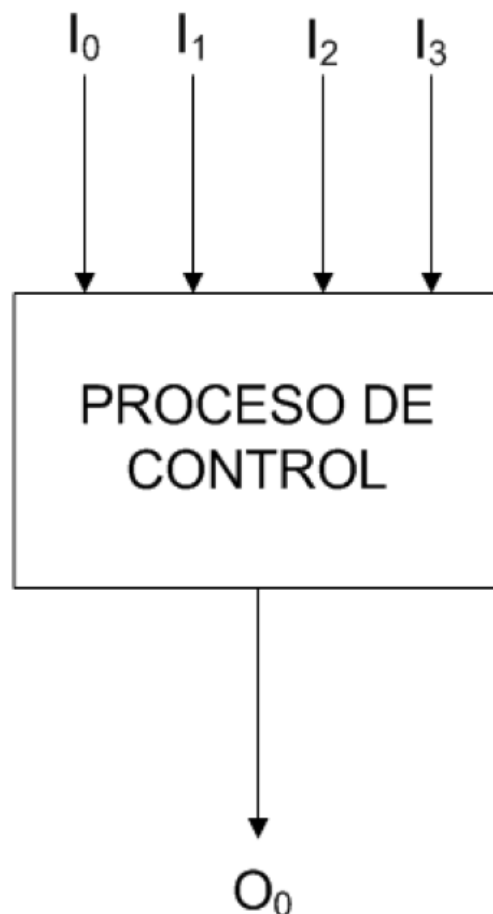


Fig. 9. Diagrama de Bloque para el Control de Movimiento

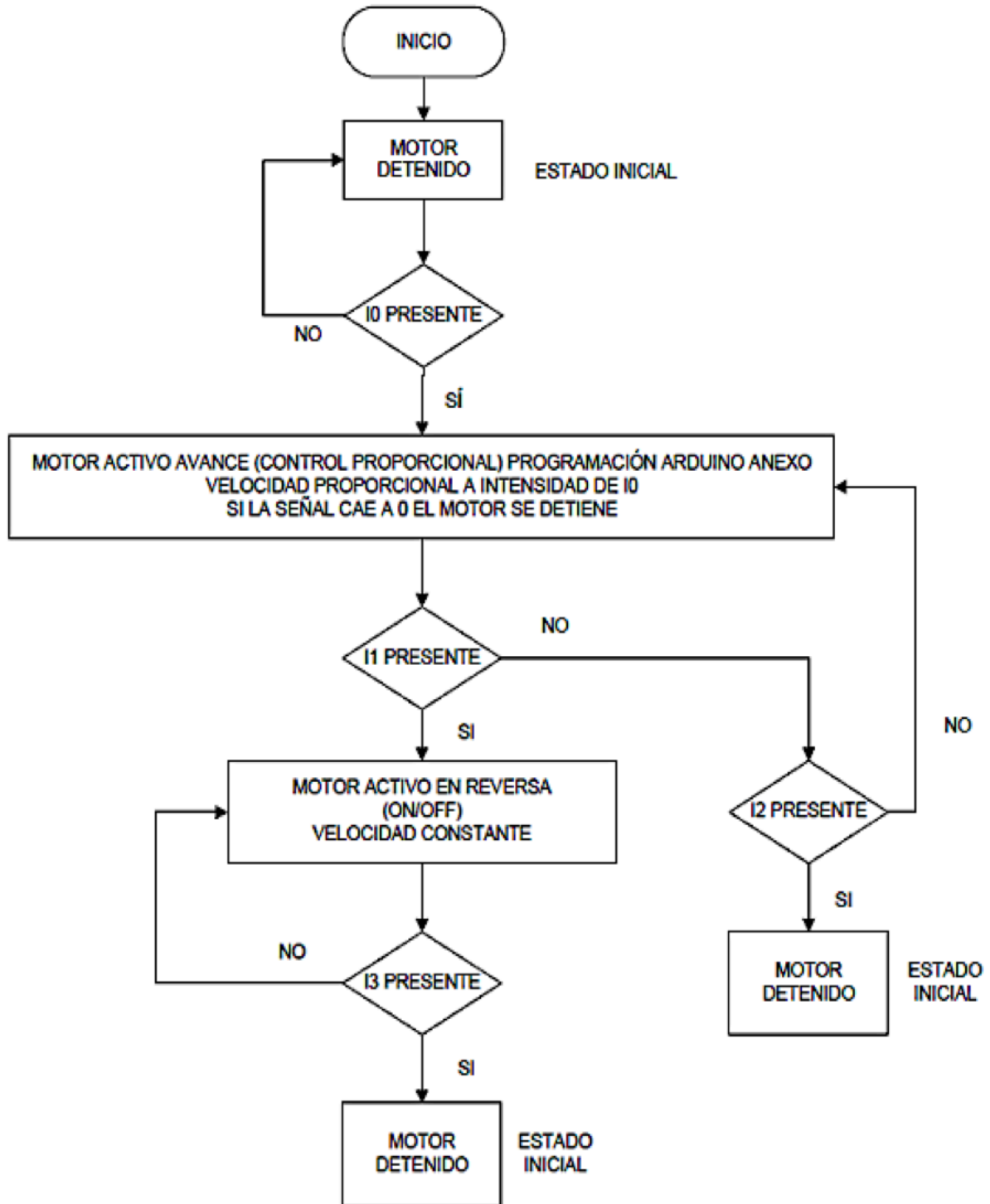


Fig. 10. Diagrama de Flujo de la Lógica del Micro Controlador

De la lógica de programación, se establecen las consideraciones y parámetros para desarrollar los códigos que ejecutarán las acciones requeridas para el control de movimiento de la prótesis.



Sensor y presión en dedos

Para evitar la aplicación excesiva de fuerza por parte de la prótesis sobre el objeto que va a ser agarrado por ella, se debe entonces incluir una etapa de sensado que permita conocer la fuerza que está aplicando la prótesis en el movimiento de oclusión, ver Fig. 11.

Debido a la forma anatómica que tiene la prótesis y por la misma forma de funcionamiento de la mano será necesario utilizar sensores que sean flexibles, por ello se utilizarán sensores "Flexiforce" del fabricante TEKSCAN, ver Fig. 12..

El principio de funcionamiento de este tipo de sensores es el de una resistencia variable, cuyo valor cambia correspondientemente se cambia la fuerza que se ejerce sobre el dispositivo, en estado de reposo (Fuerza 0 N) la resistencia es muy alta, se considera un circuito abierto, a medida que se aplica fuerza sobre el sensor , el valor de la resistencia decae proporcionalmente, mediante las tablas obtenidas a través del fabricante por medio del Datasheet es posible conocer las curvas de funcionamiento como la siguiente:

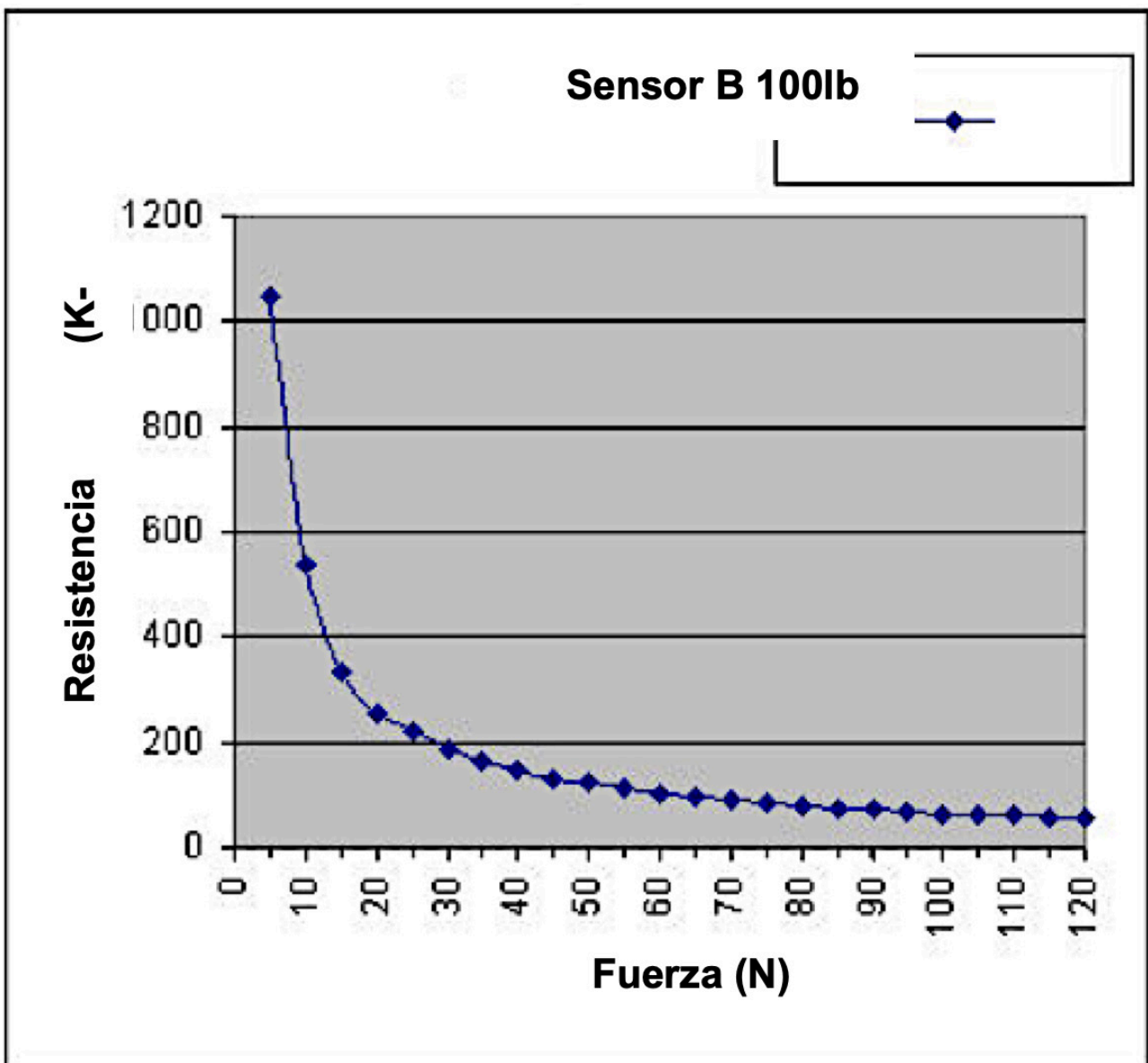


Fig. 11. Relación de fuerza aplicada vs. Resistencia Eléctrica en sensor de presión

Mediante esta curva es posible conocer la fuerza que está siendo aplicada a partir del valor de resistencia y viceversa, como se trabaja con variaciones de resistividad la forma de obtener un valor útil de voltaje, relacionado con la resistencia variable del sensor, es a través de un circuito de amplificación que utilice un amplificador operacional, el fabricante TEKSCAN plantea un sencillo montaje el cual fue probado para este trabajo.

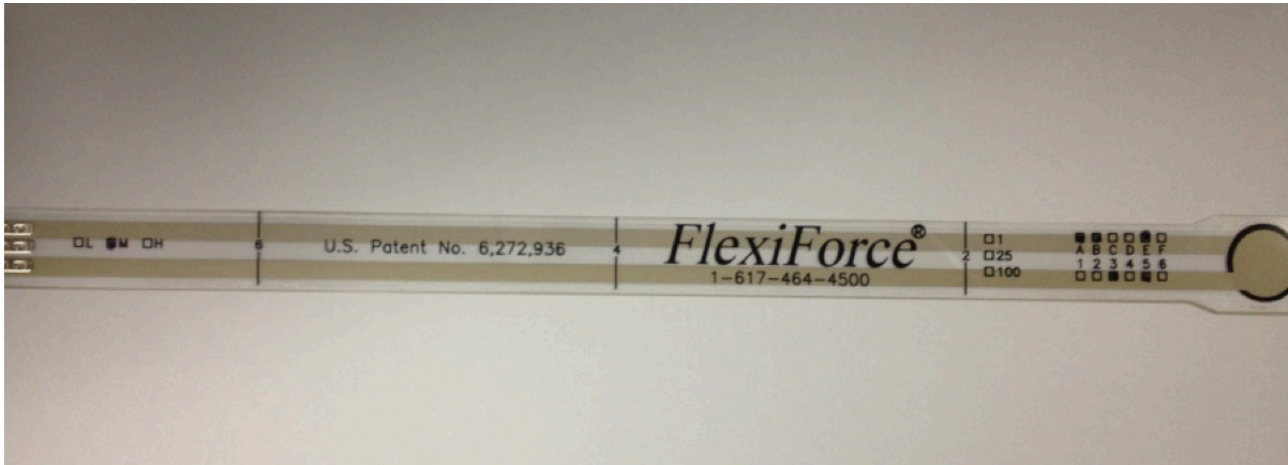


Fig. 12. Sensor de presión para falange distal

Conclusiones y trabajos futuros

El desarrollo del diseño de una prótesis de mano controlada por señales mioeléctricas resultó ser una tarea compleja y multidisciplinaria que requiere de gran sincronización y colaboración entre las distintas especialidades, pudiendo sintetizar el desarrollo de este sistema, dividiéndolo en dos grandes áreas de conocimiento: mecánica y electrónica; sin embargo, es notable una interdependencia persistente entre ambos campos.

Desde el punto de vista electrónico el diseño cubre las expectativas y está totalmente operativo y ajustado a los requerimientos, pero de la misma forma posee limitaciones debido al alcance determinado por el factor económico. El mayor alcance fue el de incluir una etapa de sensado que permitiría dar cierto nivel de "inteligencia" a la prótesis, además permitiría calibrar la herramienta para tomar diferentes tipos de objetos de acuerdo a su sensibilidad.

Es importante señalar que al tener el diseño un solo grado de libertad, simplificó bastante la etapa de control, sin embargo puede ser optimizado el sistema de alimentación, puesto que los circuitos de amplificación, acondicionamiento de la señal, control y sensado tienen diversos tipos de alimentación en corriente directa, sería interesante un posterior desarrollo de la optimización de la alimentación de la circuitería, esto para disminuir peso y diseñar en función de la autonomía de la prótesis.

En conclusión, el resultado del presente trabajo es el diseño de una prótesis completamente funcional, que podría dar soporte a una gran cantidad de personas en las tareas más comunes mediante una implementación sencilla y en consecuencia, una inversión moderada.

Referencias

1. Hurtado, P., Luviano, D., Vidal, L., y García, L.: Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica. Mundo FESC, 15(1)14-25 (2018).
2. Dorador, J.: Robótica y Prótesis Inteligentes. Revista Digital Universitaria 6(1) 2-15 (2004).
3. Rodríguez, M., Dorantes, G., Mendoza, M.: Desarrollo de una prótesis para desarticulado de muñeca controlada por señales de electromiografía. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 38(3)14-25 (2017)
4. Correa, J., Morales, E., Huerta, J., González, J., Cárdenas, C.: Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 37(1) 17-27 (2016).
5. Smith, A., Brown, E.: Myoelectric Control Techniques for a Rehabilitation Robot. Applied Bionics and Biomechanics 8(1) 21-37 (2011)

