Diseño y construcción de una





Vianca Carla Condori Choque Mijail Jarjuri Mendoza Gonzalo Zubieta Escobar Aldo Aguilar Philco

Proyecto Robotica elt-3942 Ingeniería Eléctrica y Electrónica Facultad Nacional de Ingenieria Universidad técnica de Oruro

Edgar Alarcon Alcides Alberto José Tusco Cruz Ing. Gustavo Enrique Guzmán Miranda

Resumen

Es posible obtener las señales eléctricas del cuerpo mediante señales electromiográficas (EMG) que pueden ser generadas de manera voluntaria por las personas y se requiere un número reducido de sensores y de canales para obtenerlas, estas representan una excelente opción para una futura orientación a la Robótica, esto nos permitió desarrollar una prótesis biónica que colabore en el movimiento de la rodilla.

La metodología comenzó por una etapa de sensores que se encargan de recibir la señal Bioeléctrica, y enviarla como señal eléctrica a un módulo de acondicionamiento, una vez llegado a esta etapa la señal es filtrada y amplificada para una mejor adquisición y por último un procesamiento de las señales para un buen funcionamiento.

I. Introducción

Desde años atrás la tecnología en el mundo ha buscado nuevos horizontes hacia la fusión entre la Ingeniería y la Medicina, con el fin de contribuir al avance de la ciencia. Es por esto que nace la inquietud de buscar una forma de diseñar e implementar un tipo de prótesis inteligente.

En el cuerpo humano se generan diferentes señales eléctricas.

Las señales eléctricas son utilizadas principalmente en el diagnóstico médico para detectar patologías en los órganos que las producen. Las señales eléctricas son producidas cuando los músculos se contraen o distensionan.

El presente trabajo se concibe con el fin de proporcionar aplicaciones de bajo costo, que permitan experimentar en las ramas de Ingeniería de Diseño & Automatización Electrónica y Robótica.

II. Marco teórico

Gracias a que las señales eléctricas pueden ser generadas de manera voluntaria por las personas y se requiere un número reducido de sensores (electrodos) y de canales para obtenerlas, podemos traducirlas a comandos que permitan controlar un motor que coadyuvará al movimiento natural de la rodilla. De esta manera es posible desarrollar aplicaciones en campos tan variados como la medicina en procesos de rehabilitación.

La metodologíaestá basada de la siguiente manera:

Comenzando por una etapa de sensores que se encargan de recibir las pequeñas señales eléctricas, una vez llegado a esta etapa la señal es filtrada y amplificada para un mejor análisis, a



continuación un procesamiento de las señales a través de un microcontrolador, para luego traducirse en el funcionamiento del motor.

III. Contenido

Electrodos

La adquisición de Señales Eléctricas se realiza en la superficie del cuerpo, cerca del músculo de interés utilizando electrodos.

Dado que esos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinado, a veces se adicionan y a veces se cancelan.

De este modo la señal EMG se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo una energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular y de la situación de los electrodos.



Figura N° 1. Electrodo

Filtrado de las señales obtenidas

Se utiliza un tipo de filtro electrónico que deja pasar un determinado rango de frecuencias de la señal y atenúa el paso del resto.

Un filtro ideal sería el que tiene unas bandas pasantes y de corte totalmente planas y unas zonas de transición entre ambas nulas, pero en la práctica esto nunca se consigue.

Una forma de construir un filtro paso banda puede ser usando un filtro pasa bajo en serie con un filtro pasa alto entre los que hay un rango de frecuencias que ambos dejan pasar Para ello, es importante tener en cuenta que la frecuencia de corte del pasa bajo sea mayor que la del pasa alto, a fin de que la respuesta global sea paso banda.

Amplificador de instrumentación

Un amplificador de instrumentación es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales. Está diseñado para tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común. Se puede construir a base de componentes discretos o se puede encontrar encapsulado (por ejemplo el INA117).

Etapa de amplificación

Para amplificar la señal de los pulsos bioeléctricos, se utilizó el amplificador de instrumentación INA117 el cual permite obtener una ganancia muy superior a cualquier otro circuito integrado que haga operaciones de amplificado.

Formula Ganancia

$$G = 48.4 \left[\frac{K\Omega}{R_G} \right] + 1$$

Para el estudio, se tomó un RG de 306Ω , donde RG es una resistencia que se asume según al circuito, el cual proporciona una ganancia de 162.44 veces sobre la señal eléctrica. Pareció conveniente haber dejado este valor de resistencia y por ende esta ganancia, debido a que permite observar la señal de los pulsos eléctricos en su máxima amplitud y a su vez conocer la frecuencia a la que está oscilando estos pulsos, ya que si es muy pequeña su comportamiento será como una señal DC, y la frecuencia no podrá ser tomada.

Diseño de los filtros

Una vez obtenidos los resultados deseados en el INA117, se trabajó una etapa de filtrado, comenzando por un pasa alto de 0.1 Hz, seguido de un filtro de muesca de 60 Hz, un pasa bajo de 270 Hz y finalizando con un amplificador de instrumentación para observar una señal más pura y mayor en amplitud, después de estos filtrados. El diseño se realizó con el circuito integrado TL082, que internamente es un amplificador operacional.

Calculo de R en Filtro pasa bajos.

$$R = \frac{0.707}{(6.28 * F * C_1)}$$

Calculo de R1 en Filtro pasa alto.

$$R_1 = \frac{1.414}{(6.28 * F * C)}$$

Frecuencia de Resonancia en Filtro paso banda.

$$F_r = \sqrt{(FH * FL)} = 77.8Hz$$

Este primer diseño se realizó para poder apreciar que frecuencias eran relevantes para el estudio y que algunas frecuencias no lo eran, gracias a este diseño preliminar se pudo acotar de una manera más precisa el ancho de banda en el que se trabajó.

Pasa bajo 550 Hz.

$$\begin{split} R &= \frac{0.707}{(6.28*F*C_1)} \\ R &= \frac{0.707}{(6.28*550 Hz*0.1*10^{-6}\mu f)} \\ R &= 2046.9 \approx 2k \\ R_2 &= R_1 = R \\ R_f &= 2(R) \\ R_f &= 4100\Omega \approx 4K\Omega \\ C_1 &= 0.1*10^{-6}\mu f \end{split}$$



Pasa alto 11 Hz

$$\begin{split} R_1 &= \frac{1.414}{(6.28*F*C_1)} \\ R_1 &= \frac{1.414}{(6.28*11Hz*0.1*10^{-6}\mu f)} \\ R_1 &= 204690.2\Omega \approx 200K\Omega \\ R_2 &= \frac{R_1}{2} \approx 100K\Omega \\ R_f &= R_1 \text{ o en su defecto a } R_2 \\ C_1 &= C_2 = 0.1*10^{-6}\mu f \end{split}$$

Teniendo los resultados de estos dos filtros, se lleva a continuación los cálculos de una paso banda formado por los filtros antes mencionado.

Fc. pasa bajo = 550 Hz = FH Fc. pasa alto = 11 Hz = FL B= ancho de banda; B = FH-FL = 539 HzFr= frecuencia resonante; Fr= $\sqrt{(\text{FH*FL})}$ = 77.8 Hz

Filtro pasa alto.

En un comienzo se optó por utilizar un filtro pasa alto de 11 Hz, pero debido a las frecuencias tan bajas en este tipo de señales, se cambió la frecuencia central de este filtro por una más reducida, debido a que al mismo tiempo ayudaría a eliminar la componente en DC. La frecuencia central de este filtro fue O. 1 Hz.

Los cálculos para el filtro pasa alto que se utilizó en el montaje final fueron los siguientes:

Pasa alto 0.1 Hz

$$\begin{split} R_1 &= \frac{1.414}{(6.28*0.1 Hz*1*10^{-6} \mu f)} \\ R_1 &= 2.252 M\Omega \approx 2.3 M\Omega \\ R_2 &= \frac{R_1}{2} \approx 1.163 M\Omega \\ R_f &= R_1 \, o \, en \, su \, defecto \, a \, R_2 \\ C_1 &= C_2 = 0.1*10^{-6} \mu f \end{split}$$

Filtro pasa bajo

La última etapa para la correcta captura de las señales bioeléctricos, fue diseñar el filtro pasa alto, en el cual su frecuencia central fue de 270 Hz.

Los cálculos realizados para el filtro pasa bajo a 270Hz se muestran a continuación:

Pasa bajo 270 Hz

$$\begin{split} R &= \frac{1.707}{(6.28*270 Hz*0.001*10^{\text{-}6} \mu f)} \\ R &= 416.9 K \, \Omega \\ R_1 &= R_1 = R \\ R_f &= 2 (R) \\ R_f &= 833.9 K \Omega \\ C_1 &= 0.1*10^{\text{-}6} \mu f \\ C_2 &= 2 (C_1) = 0.2*10^{\text{-}6} \mu f \end{split}$$

Calculo del torque

Datos:

$$\begin{array}{lll} d=45 \, \text{[cm]} = 0.45 \, \text{[m]} \\ m=5 \, \text{[Kg]}; \, g=9.8 \, \text{[m/s}^2\text{]} \\ \Sigma\tau=0 & \Sigma\tau=F*d \\ F=m*g & F=5 \, \text{[Kg]}*9.8 \left[\frac{m}{s^2}\right] \\ F=49 \, \text{[N]} & M=M*w \\ M=49*0.45 & M=F*d \\ P=M*w & M=22.05 \, \text{[Nm]} \\ P=V*I & V=12 \, \text{[V]}; \, V=25 \, \text{[A]}; \\ P=12*2.5 \\ P=30 \, \text{[W]} \end{array}$$

Remplazando potencia y momento en la ecuación

$$W = \frac{P}{M} = \frac{30}{22.05}$$

$$W = 1.3605 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right]$$

$$W = \frac{\pi * n}{30}$$

$$n = \frac{w * 30}{\pi} = \frac{1.3605 * 30}{\pi}$$

$$n = 22.99 [\text{rpm}]$$

IV. Conclusiones

Se logró realizar el diseño y construcción de una prótesis de rodilla biónica.

Se recomienda utilizar dispositivos de instrumentación médica para mayor precisión, la elección de los equipos deben ser adecuados de tal manera que obtengamos un mejor rendimiento del motor.

Se realizaron los cálculos correspondientes para el filtrado, amplificación y el torque.

Se adecuo el motor de tal forma que se obtuviese el mejor rendimiento al momento de caminar.

V. Bibliografía

- [1] CROMWELL, Leslie. Instrumentación y medidas biomédicas. Primera edición. Barcelona: Marcombo, Boixareu Editores, 1980, 427 p. (Biblioteca Luis Angel Arango; no. 610.28 C76i 19 ed.)
- [2] COUGHLIN, Robert F. Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales. Quinta Edición. México: Prentice Hall, 1999, 518p. (Biblioteca Universidad de La Salle; no. 970-17-0267-0)
- [3] WEBSTER, John. Medical instrumentation: Aplication and design. Segunda edición. Boston: Houghton Mifflin company, 1992. 814 p. (Biblioteca Universidad de La Salle; no. 0-395-59492-8)

Anexos



Figura N° 2. Primer diseño para la primera prueba

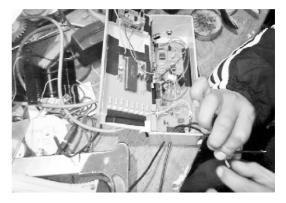


Figura N° 3. Circuito controlador de rodilla biónica

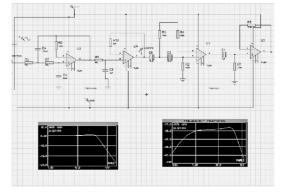


Figura N° 4. Gráficas del filtro pasa alto y pasa bajo

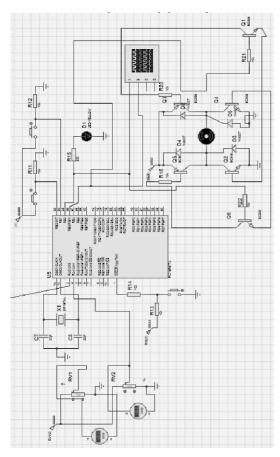


Figura N° 5. Diseño en Proteus del circuito del microcontrolador



Figura N° 6. Motor acoplado al eje de la rodilla biónica