

Diseño y Evaluación de Prototipo de Mano Robot Controlada por Impulsos Mioeléctricos

Área Técnica: Robótica.

R.I. Calva Fernández*, L.R. Coello Galindo*, E. Bolaños Rodríguez*, J. Castillo Paz* y B. Elguera Miranda*

*Escuela Superior de Tizayuca, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, Km 2.5 Carretera Federal Tizayuca-Pachuca. C.P. 43800, Tizayuca, Hidalgo. México.
e-mail {calfer_chio@hotmail.com, rocoello77@hotmail.com, bola7112@yahoo.com.mx, ccctecnology@hotmail.com, miranda_bren03@hotmail.com}

Abstract

This work we are design and evaluate a Robot hand prototype controlled by myoelectric pulses, for it is done the circuit design of electromyographic signals, the control, mechanical design and assembly, as well as the relevant evidence to the operation. The main results show that applying knowledge related to the amplification and microcontroller programming, it is possible to create projects that benefit human beings, with environmental impact using recycled materials.

Keywords: Electromyographic signal, Electrode, Phalange, Microcontroller, Myoelectric pulses.

1. Introducción

Actualmente existen procesos industriales en donde las manos del hombre son un elemento indispensable para el acabado de una producción debido a la precisión y flexibilidad que estos poseen; es por eso que se encuentran en constante peligro ya que al realizar tareas repetitivas pueden ocasionar lesiones que llegan a causar la pérdida del mismo.

Es por este motivo que hoy en día existen dispositivos capaces de brindar un mayor soporte al paciente, como lo son las prótesis y en específico las de la mano y aunque

todas tienen importancia, esta última es una de las más imprescindibles.

Hasta hace algún tiempo las prótesis para reemplazar extremidades eran diseñadas de manera burda y con poca utilidad debido al costo de fabricación, el diseño se enfocaba a solo sostener en unos ganchos algún tipo de objeto, de manera que tener una prótesis con mayores alcances de precisión implicaba una inversión mayor, puesto que los materiales con los que éstas son fabricadas generan costos elevados.

Es por ello que las investigaciones y desarrollos de robots que poseen cualidades similares a las extremidades del ser humano, han obtenido gran interés no solo por el ámbito industrial sino también por la medicina, por mencionar solo algunos. Por lo tanto éste trabajo presenta el diseño, la fabricación y evaluación de un prototipo de mano robótica que permita ayudar a las personas discapacitadas a volver a realizar sus actividades diarias, destacando que dicho prototipo permita reducir el costo de elaboración gracias a la utilización de materiales reciclados; por otro lado también se pretende que sirva como un instrumento de apoyo en el ámbito educativo, para posteriores investigaciones, sirviendo como base en el desarrollo de proyectos que puedan aplicar alguna otra innovación al prototipo.

Aunado a esto cabe mencionar que la prótesis se diseña con partes inoperantes de equipos electrónicos o en desuso, por lo que

el desarrollo de este tendrá un impacto positivo ambiental.

2. Desarrollo

2.1. Antecedentes de la Investigación

Con el paso de los años los avances tecnológicos han dado paso a la creación de nuevas herramientas que beneficien al ser humano en el desarrollo de tareas, ya sea tanto de manera cotidiana como el hecho de desempeñar actividades difíciles y con una mayor complejidad.

Este es el caso de los robots, los cuales al enfocarse en el área de la medicina resultan muy útiles, un caso particular son las prótesis, las cuales son diseñadas para mejorar tanto la calidad de vida del paciente como el desempeño de tareas.

La base de todo esto comienzan en el año 2000 a. C. en Egipto donde fue encontrada en una momia una prótesis sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo, posteriormente durante la segunda guerra púnica (218-202 a.C.) el general romano Marcus Sergius fabricó una mano de hierro, con la cual sostenía su espada, esta fue la primer mano de hierro registrada. [7]

Con el tiempo llegaron las mejoras por lo que en año de 1400, fue fabricada la mano de Alt-Ruppin, al igual que la anterior su composición era de hierro, pero a su vez contaba con un pulgar de oposición y dos dedos flexibles, los cuales podían ser fijados mediante un trinquete, además de contar con una muñeca móvil, lo que le daba una mayor estabilidad.

En el siglo XVI se da un mejoramiento en el mecanismo de la mano, a cargo de un médico militar francés Ambroise Pare, quien desarrolló el primer brazo artificial móvil al nivel de codo, llamado "Le petit Lorainé", en el cual los dedos podían abrirse o cerrarse ejerciendo presión sobre de ellos, además de que constaba de una palanca, por medio de la cual, el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo y no solo esto sino que además se le consideró la primer mano estética al llevar un recubrimiento de cuero.[3]

El origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón se da en Alemania gracias a las aportaciones de Sauerbruch, el

cual logra idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, mediante varillas de marfil que hacía pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular.

Es hasta 1946 cuando se crean sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo. [3]

Las prótesis con mando mioeléctrico comienzan a surgir en el año de 1960 en Rusia. Esta opción protésica funciona con pequeños potenciales extraídos durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo estos conducidos y amplificados para obtener el movimiento de la misma. En sus inicios, este tipo de prótesis solo era colocada para amputados de antebrazo, logrando una fuerza prensora de dos kilos. [4]

Actualmente las funciones de las prótesis de mano están limitadas al cierre y apertura, la diferencia entre éstas radica en el tipo de control que implementan, pero todas realizan básicamente lo mismo. Finalmente entre los países con mayor avance tecnológico e investigación sobre prótesis, se encuentran Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón.

2.2. Diseño del Circuito EMG

El circuito construido que permite poder manipular y amplificar las señales captadas por los electrodos está constituido por tres etapas: la pre-amplificación, el filtrado y la amplificación [5].

Cada etapa consta de un amplificador operacional el cual proporciona una ganancia. Debido a que las señales electromiográficas (EMG) con las que se trabaja van en un rango de 500 μ V es necesario conectar en cascada cada una de las etapas anteriores.

En este prototipo, la cadena de ganancias se muestra en la Figura 1; siendo la amplificación total del sistema de 2107; de esta forma la señal de EMG de 500 μ V tendrá un valor de 1.053 Volts. Para lograr las amplificaciones, se usan amplificadores operacionales en configuración no inversora,

esto se hace con el fin de no alterar la fase de la salida.

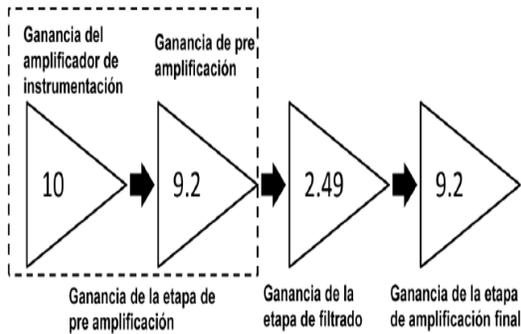


Figura 2.2. Proceso de amplificación en cascada del sistema. [6]

2.2.1. Electrodo

Una parte esencial para la adquisición de las señales EMG es identificar el tipo de electrodos a utilizar, en este proyecto se utilizan los electrodos superficiales de plata, cloruro de plata (Ag/AgCl), una desventaja de este tipo de electrodos es que su uso es limitado y solo se pueden utilizar una vez, ya que usarlos por tiempos muy prolongados ocasiona una pérdida de su adherencia y por lo tanto una pérdida al momento de captar la señal; es por esto que se diseñan electrodos secos, con una superficie de acero inoxidable con dimensiones de 1.2 cm x 1.5 cm.

Estos electrodos son capaces de captar señales de EMG [1]; además no se requiere la supervisión médica en el momento de la aplicación sobre el músculo.

Se utilizan tres electrodos para la adquisición, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia; los electrodos inversor y no inversor se encuentran separados por una distancia inter electrodo de 1 cm, mientras que el electrodo de referencia se coloca en la muñeca.



Figura 2. Electrodo secos.

2.2.2. Etapa de Pre-Amplificación

La ganancia obtenida en la etapa de Pre-amplificación es de 10 esto solo en el amplificador de instrumentación, posteriormente se calcula una ganancia de 9.2 (ver ecuación 4).

El cálculo de las resistencias que se utilizan en la pre-amplificación son determinadas mediante el uso de la ecuación 1 proporcionada por el fabricante.

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Donde:

R_G : Resistencia de ganancia.

$$G=10$$

$$10 = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G}$$

Por lo tanto el valor de la resistencia es de:

$$R_G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{10-1} \quad R_G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{9} = 5.5 \text{ k}\Omega$$

2.2.3. Etapa de Filtrado

Se utiliza un filtro pasa bandas tipo Butterworth de segundo orden, cuya finalidad es limitar el rango de frecuencias entre 20 y 500 Hz, aunque este rango se ve modificado por los artefactos de movimiento, que se producen por dos fuentes principales: uno es la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel y el otro es el movimiento del cable que conecta el electrodo con el amplificador, además los filtros se utilizan para eliminar el ruido que se presenta por los equipos eléctricos que se encuentran alrededor.

Un filtro pasa bandas está formado por una etapa pasa altas y otra pasa bajas, los cuales determinan la frecuencia de corte.

La frecuencia de corte del filtro pasa altas es de 20 Hz.

$$F = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

Donde:

$$F = 20 \text{ Hz}$$

$$C = 0.1 \mu\text{F}$$

Despejando la resistencia de la ecuación 2 se obtiene:

$$R = \frac{1}{2\pi FC} \quad (3)$$

Sustituyendo los valores de F y C en la ecuación 3, se obtiene:

$$R = \frac{1}{(2\pi)(20)(0.1\mu F)}$$

Por lo tanto, se obtiene una resistencia de:

$$R = 79.58 \text{ k}\Omega$$

Se utiliza una resistencia de 82 kΩ ya que es el de valor comercial.

2.2.4. Etapa de Amplificación

En esta etapa se realiza la amplificación de la señal filtrada. Se implementa el circuito integrado TL074 en configuración inversora.

Los valores de las resistencias son:

$$R_1 = 82 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = 10 \text{ K}\Omega$$

Al sustituir R_1 y R_2 en la ecuación 4, se obtiene la ganancia:

$$G = \frac{82 \text{ K}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} + 1 \quad (4)$$

$$G = 9.2$$

2.3. Diseño del Circuito de Control

El control directo del dispositivo está basado en el desarrollo del firmware, elaborado de acuerdo a las necesidades del prototipo, para caso de aplicación se requiere del diseño del circuito electrónico, el cual dará paso para que el prototipo tenga movimiento.

Este control se divide en dos etapas, que son:

- Creación del firmware.
- Diseño de circuito electrónico.

2.3.1. Firmware del Microcontrolador

El control del prototipo está basado en la creación del firmware del microcontrolador [16], el cual ha sido diseñado con la finalidad de captar la señal emitida de la etapa de la electromiografía, la cual al ser introducida por uno de los puertos del microcontrolador, activa la secuencia de pulsos establecida y de esta manera hace funcionar el actuador correspondiente.

De manera más específica el firmware antes mencionado está basado en el diagrama de bloques de la Figura 3.

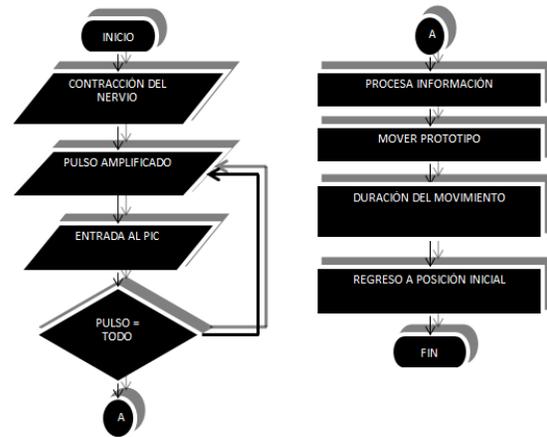


Figura 3. Diagrama de flujo para el control del prototipo.

2.3.2. Circuito Electrónico de Control

Esta etapa es primordial para el control del prototipo, de ello depende el correcto funcionamiento del dispositivo, además de ser la etapa que une las partes mecánicas y de electromiografía.

El microcontrolador es el encargado de mandar una serie de pulsos, capaces de controlar un motor a pasos bipolar, mediante una etapa de potencia definida con un puente H.

Para ello se presentan las simulaciones realizadas en LiveWire, ver Figura 4, de los circuitos de control de forma independiente para de esta manera visualizar con mayor detalle cada una de las etapas.

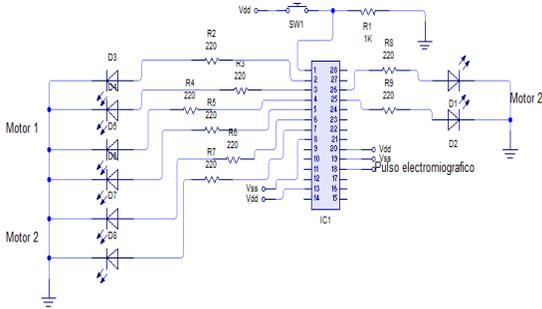


Figura 4. Control de pulsos del microcontrolador.

2.4. Diseño Mecánico

2.4.1. Anatomía de la Mano Humana

La mano está constituida por 27 huesos que se agrupan en tres áreas distintas: [11]

- Huesos del carpo
- Huesos del metacarpo
- Huesos de los dedos

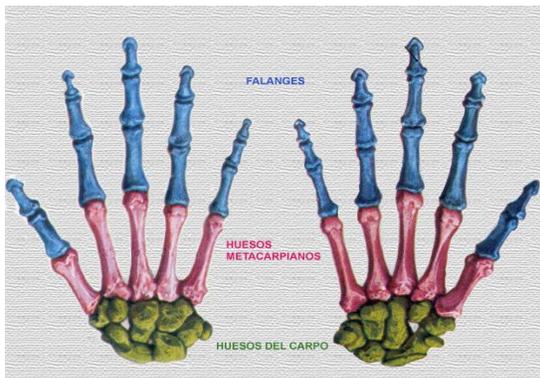


Figura 5. Posición del carpo, metacarpo y dedos de las manos humanas. [11]

2.5. Selección de Materiales

La selección de materiales para la estructura de los dedos, se llevó a cabo de la siguiente manera: se toman partes de diferentes discos duros de acuerdo al diseño de las falanges, falanginas y falangetas, que tuvieran el tamaño correcto puesto que este tipo de huesos son de diferentes dimensiones en la mano humana, se utiliza el cabezal del disco duro porque es una junta por naturaleza, se rediseñan los cabezales, para acoplarlos al nuevo diseño.

2.6. Ensamblaje del Prototipo

Las uniones o juntas de las falanges están atornilladas entre sí para evitar que salgan de su sitio y además para darle una mayor seguridad de agarre. Estas a su vez ya ensambladas están sujetas por un dispositivo de fijación denominado leva de fijación como se muestra en la Figura 6.



Figura 6. Unión de falanges atornilladas.

La muñeca que se utiliza (Figura 7) para construir la mano robot es la parte de un juguete tipo garra; se utiliza esta parte ya que permite darle un mejor soporte a las falanges, esto ayuda a evitar movimientos no deseados, y ser menos propensa a la corrosión debido a los diferentes ambientes en donde estará presente.



Figura 7. Unión de los dedos con la palma de la mano.

2.7. Prototipo Final

2.7.1. Prototipo del Dedo Pulgar

El dedo pulgar está construido a partir de dos discos duros de PC, a diferencia de los demás dedos, que están constituidos por un falange sacado de un cabezal, y las falanginas y falangetas, son de cabezales de laptop, el dedo pulgar es el más importante de los dedos, debido a que es el que ejerce la presión u oposición sobre los demás, este dedo cómo se muestra en la Figura 8 es de mayor espesor en comparación con los demás.



Figura 8. Dedo pulgar robot sin actuadores.

2.7.2. Estructura Terminal

Para el ensamble terminal de la estructura se requiere de la elaboración de barrenos de 7 mm en cada una de las levas de fijación para el acoplamiento que debe tener con el buje de precisión.

Por lo anterior las levas de fijación tienen como principal función el movimiento del prototipo y son parte fundamental para el ensamblaje de las falanges. Ver Figura 9.



Figura 9. Ensamble de falanges en el prototipo.

Una vez ensambladas las falanges se procede a instalar el mecanismo que proporciona la fuerza de desplazamiento, que a su vez mueve las falanges, produciendo un movimiento en los dedos, como se muestra en la Figura 10.



Figura 10. Prototipo terminado.

3. Pruebas

3.1. Pruebas del Circuito EMG

La electromiografía como se describió anteriormente, es la etapa de la toma de la señal dada por la extremidad, y captada por el circuito amplificador.

Para el registro de las señales se usan electrodos superficiales fabricados a partir de una pequeña placa de metal de acero inoxidable con la finalidad de reducir el costo de inversión para el desarrollo de pruebas con electrodos superficiales de uso médico.

En cuanto a la posición de estos electrodos, se basa en la norma establecida por SENIAM [8], en la Figura 11 se puede apreciar el posicionamiento para el desarrollo de pruebas.

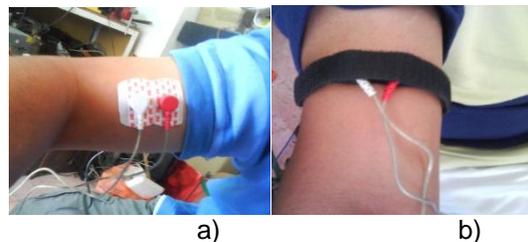


Figura 11. a) Electrodo de uso médico, b) Electrodo seco.

3.2. Pruebas del Circuito de Control

En esta etapa, se realiza la programación del firmware del microcontrolador, el cual ejerce una serie de impulsos para el control de motores a pasos, además del uso de un puente H para el aumento de la potencia ejercida por el actuador, lo cual justifica su uso.

Cabe mencionar que los resultados obtenidos de estas pruebas son poco variables, puesto que el control solo se puede apreciar en el número de pasos ejercidos por el motor.

En cuanto a los pulsos de control son ejercidos en un ciclo de reloj, el cual es ejecutado cada 1 ms, esto dependiendo de la determinación de la velocidad o número de pasos requeridos para que el prototipo realice la tarea deseada.

3.3. Pruebas de Estructura Mecánica

En cuanto a la estructura mecánica se toma el criterio de selección de acuerdo al área de aplicación, por lo cual el ensamble de cada uno de las falanges que constituyen el prototipo fue determinado a partir de la elección entre los diferentes tamaños, formas y tipos de cabezales de disco duro adquiridos de equipos de cómputo en desuso.

La elección del tipo de material proviene de factores ambientales como la corrosión y de factores como el peso del prototipo, en este caso se elige una aleación de aluminio como base para cada falange y plástico para la base que contiene cada uno de éstos; cabe resaltar que la determinación final sobre el material que debía ser utilizado fue modificado e incluso reemplazado a lo largo del desarrollo del prototipo final. En la Figura 12, se puede apreciar la primera opción que se utiliza para el desarrollo del prototipo.



Figura 12. Primer diseño de prototipo.

Debido a las fallas presentadas por las estructuras antes mencionadas se opta por la selección de una base plástica. Véase Figura 13.



Figura 13. Diseño final del prototipo.

4. Conclusiones

El diseño del prototipo de mano robot controlada por impulsos mioeléctricos permite contar con una opción de fabricación del dispositivo más económica que los existentes en el mercado actual, puesto que la realización se efectúa con materiales reciclados y de fácil adquisición. Los cálculos que se realizan muestran los valores óptimos de ganancia y resistencia para las partes de los componentes electrónicos que efectúan la función de amplificación de la señal mioeléctrica obtenida de los pulsos del brazo humano.

La evaluación del prototipo mecánico y de los componentes electrónicos demuestra las posibilidades óptimas de funcionamiento de éste en comparación con las actividades realizadas por la mano humana.

Dichas pruebas fueron demostradas tanto a nivel de simulación, como del funcionamiento *in situ* del mismo.

Referencias

[1] Álvarez E. Laura, Leydy Henao Ricardo, Duque Edison, "Análisis de esquemas de filtrado análogo para señales EMG", Universidad Tecnológica de Pereira. 07 Septiembre de 2007.

[2] Angulo Usategui, José Ma., Ángulo Martínez Ignacio. (2005), Microcontroladores PIC Diseño práctico y aplicaciones. (3ra. Ed.), Mc Graw Hill (pp.1-5) ISBN: 84-481-3788-4.

[3] Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetics, and Rehabilitation Principles. Chapter 1, History of amputation surgery and prosthetics.

[4] Bolaños, Paulina. Lopez, Byron. (2009). Diseño e implementación de un prototipo de electromiografía de extremidades inferiores y superiores del ser humano, tesis Ingeniería, Riobamba, Ecuador.

[5] Cifuentes González Irving Aaron, Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográfica, tesis ingeniería, 2010.

[6] Coughlin, Robert F., Driscoll, Frederick; "Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales", (5ta edición), Ed. Pearson Prentice Hall, ISBN 970-17-0267-0.

[7] Dalcame Grupo de investigación Biomédica (2005). Disponible en: <http://www.dalcame.com>

[8] FRERIKS, B.; HERMENS, H. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, Results of the SENIAM project. Disponible en: www.seniam.org,2002.

[9] Guillen Espinoza, D. I., Monterrosas Fernández, J.F., Rodríguez Beltrán, A. O., Salazar Ordaz, H. A., (2007), "Diseño de un efector final tipo pinza de 8 grados de libertad", Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Profesional Azcapotzalco, IPN, México, D.F.

[10] Merletti, Roberto. Philip, Parker (2004). Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive (IEEE Press Series on Biomedical Engineering)

[11] Moore K.L., (2006). Texto y Atlas de Anatomía. Panamericana. (6ta. Edición, Ed. Limpincott.