

IMPLEMENTATION OF A PROTOTYPE PROSTHESIS WITH MUSCULAR CONTROL TO IMPROVE THE MOVEMENT AND GRIP OF OBJECTS, APPLIED TO PEOPLE WITH STUMP OR MALFORMATION IN THE FINGERS OF THE HAND.

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON CONTROL MUSCULAR PARA MEJORAR EL MOVIMIENTO Y AGARRE DE OBJETOS, APLICADA A PERSONAS CON MUÑÓN O MALFORMACIÓN EN LOS DEDOS DE LA MANO.

Diego David Guacho Rivera¹

¹Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Ecuador.
Email: diego.guacho@esPOCH.edu.ec

RESUMEN

Se implementó un prototipo de prótesis de mano con control muscular y comunicación inalámbrica. Es un sistema modular, de bajo costo, adaptable, de fácil instalación y manejo, que, permite el control de forma inalámbrica desde una señal muscular proveniente del brazo. Con las pruebas realizadas se comprobó que el sistema implementado es capaz de identificar movimientos musculares con un margen de error del 5%. Las pruebas realizadas en la conexión de los dispositivos fueron acertadas en un 95%. Y las pruebas individuales de agarres con objetos ligeros tienen un 90% de aciertos, estos movimientos muestran la utilización del prototipo en rutinas de trabajo ligeras. Los gestos musculares se encuentran ligados a movimientos de dedos de la prótesis, estos se ejecutan desde un controlador que es capaz de identificar las señales mioeléctricas con una respuesta de muestreo de 2ms y una latencia de ejecución de menos de 1 segundo. Consta de cuatro módulos, el módulo de sensado formado por sensores mioeléctricos que recogen la información de los movimientos musculares del brazo y la transmiten de inalámbricamente hasta el módulo de control. El segundo, un módulo de control conformado por un microcontrolador montado sobre una tarjeta Arduino que se encarga de recibir las señales de los sensores, identificar los gestos y enviar señales de control y aviso a los módulos restantes. El tercero, un módulo de actuación que se encuentra conformado por servomotores que se encargan del movimiento de los dedos para ejecutar los agarres y reciben su información con transmisión serial desde el Arduino. El cuarto, un módulo notifica cada uno de los movimientos realizados.

Palabras Clave: Bluetooth, sensores mioeléctricos, comunicación serial, impresión 3D, servomotor.

ABSTRACT

A prototype hand prosthesis with muscle control and wireless communication was implemented. It is a modular system, low cost, adaptable, easy to install and operate, which allows wireless control from a muscle signal coming from the arm. With the tests carried out, it was verified that the implemented system is capable of identifying muscle movements with a margin of error of 5%. The tests performed in the connection of the devices were successful by 95%. And the individual tests of grips with light objects have 90% success, these movements show the use of the prototype in light work routines. The muscle gestures are linked to finger movements of the prosthesis, these are executed from a controller that is able to identify the myoelectric signals with a sampling response of 2ms and an execution latency of less than 1 second. It consists of four modules, the sensing module formed by myoelectric sensors that collect the information of the muscular movements of the arm and transmit it wirelessly to the control module. The second, a control module consisting of a microcontroller mounted on an Arduino card that is responsible for receiving the signals from the sensors, identify the gestures and send control and warning signals to the remaining modules. The third, a module of action that is conformed by servomotors that are in charge of the movement of the fingers to execute the holds and receive their information with serial transmission from the Arduino. The fourth, a module notifies each of the movements made. The modules are mounted on a structure printed in 3D, so that it is adaptable, light and comfortable for the user.

Keywords: Bluetooth, myoelectric sensors, serial communication, 3D printing, servomotor.

1. INTRODUCCIÓN

Las técnicas más avanzadas de la ingeniería y la robótica se han puesto al servicio de la biociencia para engendrar una nueva disciplina bautizada como biónica. Su objetivo es el diseño de todo tipo de recambios artificiales para sustituir órganos dañados o recuperar funciones perdidas en el organismo humano. Se trata de conceptos como prótesis que se accionan con sólo el pensamiento, dispositivos que emulan el corazón o el hígado, tejidos artificiales o sangre sintética. Sin embargo, imitar una 'maquinaria' tan compleja como es el cuerpo humano no es ni mucho menos sencillo. Expertos de los centros más prestigiosos del mundo hacen un repaso del estado actual de los trabajos en este campo en un especial publicado en el último número de la revista Science. Las revisiones incluyen también los inconvenientes de algunas de las opciones en investigación que podrían impedir que éstas no lleguen finalmente al paciente o que lo hagan tras un largo periodo de tiempo (Vladimir, 2004).

Según la Organización mundial de la salud hasta 2013, se estima que al rededor del 15% de la población mundial vive con algún tipo de discapacidad, cifra que va creciendo debido a factores como el envejecimiento y el aumento de enfermedades de tipo crónico. En países de América Latina las cifras crecen a causa de las situaciones sociales relacionadas al nivel de desarrollo en salud y tecnología. OMS (2017). Discapacidad y Rehabilitación. Puesto que el nivel de desarrollo económico y tecnológico es grande en países de primer mundo, el acceso a prótesis es mayor con respecto a América Latina. Gracias a la difusión de tecnologías como impresoras 3D y diseños de uso libre en internet ahora se tiene acceso a una gran variedad de prótesis.

En el Ecuador, el número de personas con discapacidades físicas por pérdida total o parcial de sus extremidades es considerable. Según datos recogidos por el CONADIS de un total de 16,5 millones de personas, 196 758 padecen algún tipo de discapacidad física en alguno de sus miembros, de los

cuales un porcentaje significativo corresponde a personas que tienen discapacidad en alguno de los miembros superiores, ya sea por mutilaciones o defectos de nacimiento. CONADIS (2017). Información estadística de personas con discapacidades físicas y mentales en Ecuador

Según información de la vicepresidencia de la república hasta el 2013, un total de 4600 personas requerían de prótesis de extremidades superiores e inferiores. Para cubrir esta demanda el gobierno a través de la fundación Manuela Espejo implemento un sistema CAD-CAM para el desarrollo de prótesis a la medida en un tiempo muy corto. VICEPRESIDENCIA DE LA REPUBLICA (2016)

Desarrollo de prótesis.

En el país existen alrededor de una docena de fabricantes de prótesis la mayoría de estos lo hacen de forma profesional, como ayuda social en hospitales y clínicas, pese a esto su costo es muy elevado y en la mayoría de los casos inalcanzables para este sector de la población que está conformado por las personas que sufrieran mutilaciones en accidentes, por enfermedades, procedimientos médicos, o que nacen con esta condición.

El difícil acceso a prótesis de mano en nuestro país es generalmente, por factores económicos, el lento desarrollo técnico y tecnológico en el área de la protésica, han hecho que se dificulte acceder a una prótesis de calidad que logre satisfacer las necesidades de movimiento y utilidad para realizar sus actividades diarias. Sumado a ello encontramos que el progreso de las prótesis a nivel nacional está reducido a muy pocas empresas que desarrollan sus productos enfocándose en la suplantación estética y no en la funcionalidad del movimiento de los dedos. Planes gubernamentales son desarrollados para brindar apoyo a este sector de la sociedad, con ayuda de los GAD municipales y contribuciones extranjeras sin cubrir las necesidades, debido a que en su mayoría son estáticas o de un mínimo grado de movilidad.

2. METODOLOGÍA

Se basa en un análisis sociotécnico de datos relacionados con la problemática para establecer requerimientos funcionales hardware y software, con lo cual se planteó una concepción general del diseño acompañada del análisis detallado de cada una de las partes que lo integran, así como los esquemas electrónicos y algorítmicos, que derivan en la implementación final. Para la obtención y análisis de resultados se emplearon pruebas estadísticas. A continuación, se detalla el procedimiento seguido.

2.1 Concepción de la arquitectura del PPCMA

La estructura general propuesta se presenta en la figura 1 donde se aprecia que está dividido en tres módulos que describen el funcionamiento: Censado, Control, Actuador y Aviso. La comunicación entre estos tres módulos será híbrida y esta dictada por la adaptabilidad del prototipo al usuario; es decir que existe conexión serial inalámbrica, comunicación serial cableada, y comunicación digital cableada.

En la figura 2 se presenta el diagrama de bloques de cada uno de los módulos del sistema diseñado, donde:

El módulo de censado describe las conexiones establecidas entre los bloques que lo integran. Este módulo tiene como objetivo censar la información muscular a través del sensor MyoArmband, y transforma el movimiento muscular a datos codificados de tal manera que puedan ser leídos por el Arduino. Los sensores mioeléctricos que se encuentran dentro del MyoArmband se encargan de medir las variaciones eléctricas producidas por músculos específicos en el brazo utilizando una sumatoria de señales provenientes de los 8 sensores. La tarea final de este módulo de censado es la de enviar la información recolectada a través de comunicación serial utilizando la tecnología Bluetooth.

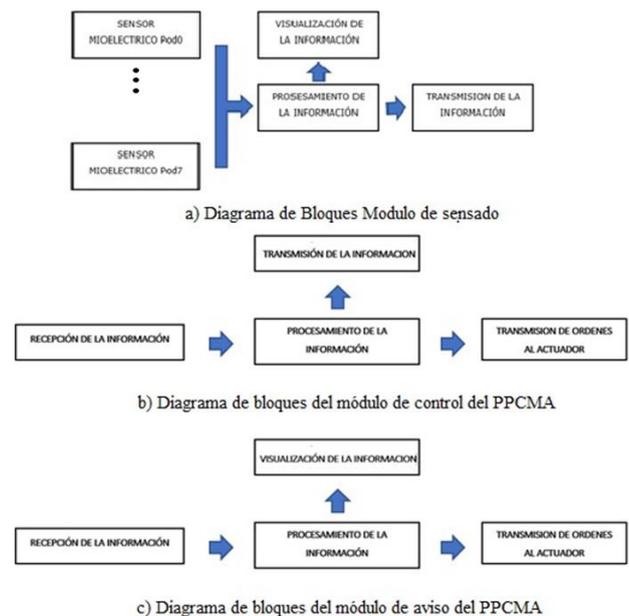


Figura 1. Diagrama de bloques de los módulos que constituye el PPCMA

Fuente: Elaboración Propia

El módulo de control mantiene una transmisión de sentido unidireccional con los actuadores. La información recolectada por el MyoArmband es recibida y a partir de ella el Arduino establece las acciones a desarrollarse, una vez que ha procesado la información realiza transmisiones a los servomotores Dynamixel y al módulo de visualización, donde se muestran las alertas correspondientes a cada una de las acciones realizadas en forma secuencial por los motores, identificando cada uno de los movimientos recibidos por los sensores asociándolos a las acciones que deberá ejecutar el módulo actuador.

El módulo de visualización alertará a través del encendido de luces led programables al usuario de las actividades que se encuentra realizando el prototipo.

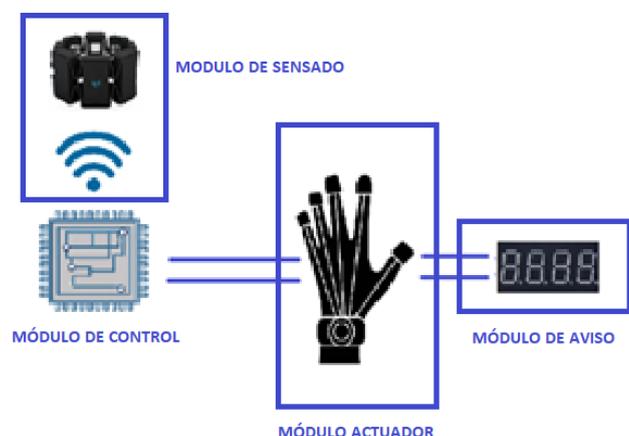


Figura 2. Concepción de la Arquitectura general del PPCMA
Fuente: Elaboración Propia

2.2 Hardware que conforma el PPCMA

Como se muestra en la figura 3, el desarrollo de este prototipo se realizó sobre una estructura de policarbonato impresa en 3D, el modelo de esta estructura es de uso libre y resalta la facilidad de modificación a la que está sujeta. Esto convierte a este prototipo en un modelo con un grado muy alto de adaptabilidad para los usuarios finales BENJAMIN, W., & YEON, C.-H. (2017).

A continuación, se detallan las principales características de los elementos que conforman los módulos del PPCMA.

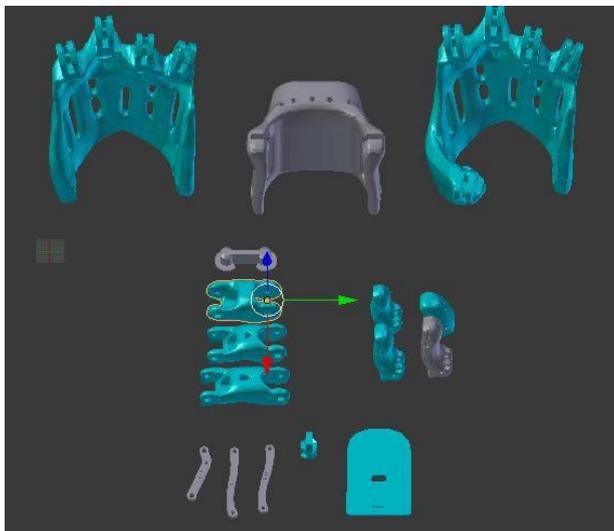


Figura 3. Diseño 3D de las partes de la estructura de la prótesis.
Fuente: Elaboración Propia

2.2.1 Esquema de Conexión del PPCMA

El esquema de conexión se aprecia en la figura 4, describe los terminales de cada uno de los elementos correspondientes a los subsistemas y las conexiones realizadas entre los dispositivos correspondientes.

Como dispositivo central se encuentra la tarjeta controladora Arduino UNO, desde donde se realiza la conexión a través de software serial en los terminales 2 y 3 (Rx y Tx) ARDUINO UNO REV3. (2018).

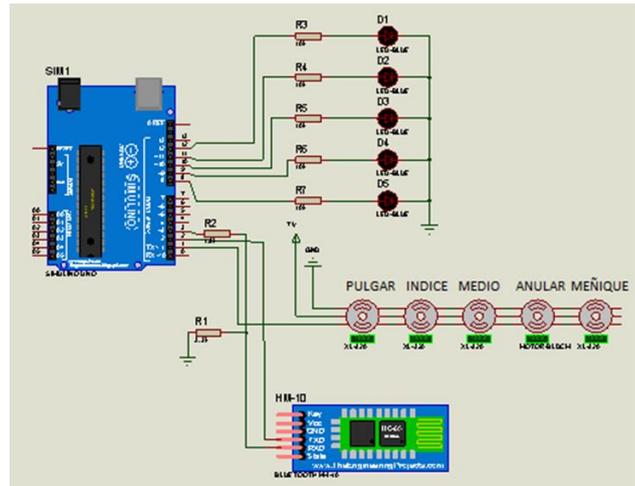


Figura 4. Esquema de conexión de los dispositivos del PPCMA
Fuente: Elaboración Propia

El terminal Tx del dispositivo bluetooth HM-10 con microchip ITCC2541 se conecta directamente al terminal 3 del Arduino (Rx) SRIKANT, V. (2005).

El terminal Rx del bluetooth se conecta a través de un divisor de voltaje construido por una resistencia de 3.3KOhm que se encuentra conectada a tierra, y una resistencia de 1.8KOhm a donde se encuentra conectado el terminal Rx del bluetooth. Esto se realiza por la necesidad de alimentar con un voltaje de 3.3 V al microchip ITcc2541. Otra parte importante en el desarrollo del PPCMA es el accionamiento de los servomotores Dynamixel. Estos se encuentran conectados en cascada de acuerdo compartiendo la misma fuente de alimentación y compartiendo también a manera de bus de datos la información que es transmitida de manera serial a cada uno de los servomotores desde el terminal 1 del Arduino hasta el terminal 3 del servomotor Dynamixel llamado DATA ROBOTIS. (2018). En conexión directa con la placa se encuentran cada uno de los leds de alerta que van en los terminales digitales del Arduino desde el terminal 8 al terminal 12. El funcionamiento de estos está íntimamente ligado tipo de movimientos que realiza el PPCMA.

2.3 Software que conforma el PPCMA

El Software para los dos módulos se trabajó en un entorno de desarrollo integrado IDE de Arduino, versión 1.8.1, este se puede encontrar en la web y trabaja bajo sistema operativo Windows, con

instrucciones similares al lenguaje C.

En la figura 5 se muestra el ciclo lógico del software del PPCMA empieza con la activación de las librerías y la búsqueda de dispositivos bluetooth que se puedan enlazar. Una vez haya encontrado el dispositivo correcto de comunicación serial, verifica si la velocidad de transmisión es la misma y establece comunicación con el dispositivo bluetooth. Es sistema se queda a la espera de recibir una señal de conexión que iniciará la sección de identificación de señales. Después de conectado el dispositivo bluetooth, el controlador recibe los datos de los sensores EMG y los asocia directamente con los gestos configurados y se encarga de ejecutar dichos movimientos. Estas señales resultantes serán transmitidas bajo comunicación serial con los actuadores, a su vez que estas mismas señales de control harán funcionar las alertas visuales asociadas a cada ejecución de movimiento.

Es importante aclarar que una vez que se haya perdido la conexión del dispositivo bluetooth en cualquier parte del ciclo, este se reinicia desde el punto inicial en el que espera a que se realice el gesto de conexión para así no perder tiempo y utilizar la señal de comunicación.

existe funcionamiento en la prueba.

- **Cuestionable:** Se considera cuestionable siempre que la prueba tenga problemas de funcionamiento y aun así se ejecute la orden dada.

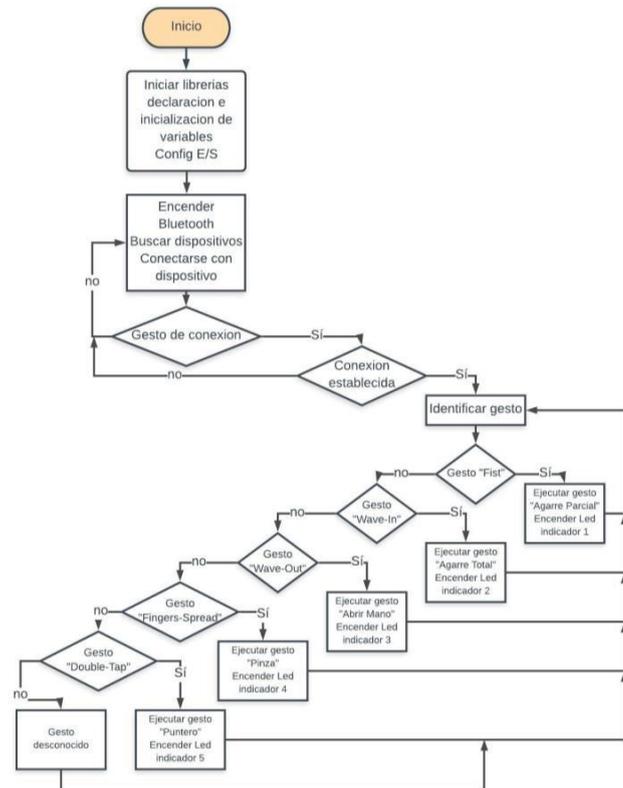


Figura 5. Diagrama de flujo del software del PPCMA
Fuente: Elaboración Propia

Los valores cuestionables serán tomados como valores favorables en el análisis final siempre y cuando se realice un análisis previo que demuestre que no son un riesgo para el funcionamiento normal del PPCMA.

3.1 Prueba de conexión inalámbrica

Esta prueba consiste en realizar el procedimiento de conexión y desconexión del dispositivo bluetooth de la tarjeta Arduino y evaluar el porcentaje de fiabilidad de la reconexión del dispositivo. El objetivo de esta prueba está en probar si el PPCMA es capaz de reestablecer la comunicación entre el brazalete de censado MyoArmband y el Arduino de manera automática.

Es el resultado de las pruebas de conexión inalámbrica en la prueba RESET, corresponden a un valor de 95% y como se muestra en la tabla 4-3, en la prueba POWER OFF/ON 90% de valores válidos para

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se verifico el comportamiento del prototipo del sistema PPCMA implementado evaluando con pruebas de conexión, movimientos individuales, las lecturas de los sensores, y transmisión. Estas serán realizadas sobre cada módulo valorando así su funcionamiento de manera individual y en conjunto. Para la realización de estas pruebas de carácter técnico se hace necesario valorar cada una de ellas con valores boléanos que permiten establecer el funcionamiento de acuerdo con los siguientes parámetros:

- **Valido:** Se obtiene una respuesta válida, si el resultado de la prueba es exitoso, es decir si funciona con normalidad.
- **Invalido:** Se obtiene una respuesta Invalida, si no

el funcionamiento. Esto indica que la conexión inalámbrica es una característica técnica confiable en el PPCMA.

3.2 Prueba de activación de comunicación Inalámbrica.

En la figura 6 se muestra el movimiento gestual que produce la activación de la comunicación. Esta prueba consiste en realizar el procedimiento de activación de la comunicación entre MyoArmband y Arduino utilizando como puente de comunicación el chip CC2541 que se encuentra montado sobre el bluetooth hm-10. El objetivo de esta prueba está en probar si es posible activar la comunicación y transferencia de gestos desde MyoArmband hasta Arduino con la utilización del gesto definido para la activación.

El resultado de las pruebas de activación de la conexión inalámbrica en la prueba RESET corresponde a un valor de 90% de valores válidos para el funcionamiento. Esto indica que la activación de la comunicación inalámbrica es una característica técnica confiable en el PPCMA.



Figura 6. Gesto Wave-In para activación de comunicación inalámbrica

Fuente: Elaboración Propia

3.3 Pruebas de ejecución de movimientos del PPCMA.

Como se muestra en la figura 7, esta prueba consiste en realizar el gesto correspondiente a cada uno de los movimientos y observar si la respuesta del PPCMA es correcta, es decir si corresponde al gesto muscular realizado. El objetivo de esta prueba es determinar si el PPCMA es capaz de ejecutar sin errores cada una de las ordenes correspondientes a los gestos musculares que se encuentran programadas en el

Arduino.

Ejecución del gesto: Consiste en realizar pruebas de repetición de cada uno de los gestos desde una posición inicial (WAVE-OUT o extensión de muñeca).

Debido a que la recepción de la señal y ejecución de los movimientos son independientes, es decir, que pueden ejecutarse teniendo como origen a cualquier otro movimiento gestual, se utiliza como gesto de origen la mano abierta para desde ahí tener la valoración de cada uno de los agarres y asignar el estatus de valido invalido o cuestionable. La ejecución de cada prueba se llevó a cabo con un intervalo de 2 segundos entre pruebas, y con una duración de 5 segundos durante la prueba. Con el objetivo de determinar retrasos en ejecución que están en la categoría de valores cuestionables.



Figura 7. Pruebas de ejecución de movimientos correspondientes de izquierda a derecha, Puño cerrado, Agarre, Pinza, Puntero.

Fuente: Elaboración Propia

3.4 Prueba de hipótesis

Se desea conocer si difiere el funcionamiento promedio de las instrucciones dadas al prototipo en los 7 tipos de movimientos en conexión inalámbrica, esto con el objetivo de conocer cuál es la secuencia de movimientos que presenta mayor cantidad de errores a ser replanteados en el proyecto y medir la eficacia del prototipo. La eficacia del prototipo está definida por el cumplimiento de los objetivos de cada una de las pruebas, es decir que mientras las pruebas tengan un porcentaje de éxito igual o mayor al 75%, la prótesis es eficaz realizando dichos movimientos.

Hipótesis La implementación de un prototipo de prótesis con control muscular para personas con amputación o defecto de nacimiento en los dedos de la mano, es eficaz emulando movimientos de la mano y agarre de objetos.

Hipótesis nula: $u_1=u_2=u_3=u_4=u_5=u_6=u_7$

El promedio de eficacia (aciertos sobre la ejecución de la secuencia dada) no difiere entre las secuencias programadas.

Estadístico de prueba: Se trabaja con el estadístico F, nivel de significancia: 0.05.

Si la probabilidad asociada al estadístico F es mayor que 0.05, el valor F cae en la zona de aceptación, y se acepta la hipótesis nula. Si la probabilidad asociada al estadístico F es menor o igual a 0.05, cae en la zona de rechazo, se rechaza la hipótesis nula.

A partir de la realización del test ANOVA se determina el valor de sig., es probabilidad asociada a F es 0.0002, menor a 0.05, lo que quiere decir que las medias no difieren. Se acepta entonces la hipótesis nula, porque cae F en la zona de aceptación.

Por lo tanto, se puede concluir que las secuencias programadas son eficaces y eficientes sobre los ensayos desarrollados para los sujetos de prueba.

4 CONCLUSIONES

- Se implementó un prototipo de prótesis con control muscular para mejora del movimiento de los dedos de la prótesis al realizar agarres de objetos, aplicada a personas con muñón o malformación en los dedos de la mano utilizando dispositivos inalámbricos y de comunicación serial.
- Mediante al análisis de repetitividad y comparación se comprobó que la comunicación inalámbrica tiene un 95% de confiabilidad, pues es capaz de reanudar automáticamente la conexión bluetooth en caso de reinicio de la tarjeta de programación.
- Mediante las pruebas de repetitividad se comprobó que los movimientos de agarre ejecutados responden exitosamente a los gestos recolectados por los sensores, con una efectividad del 90%, aun cuando existe una leve latencia de la señal de los sensores mioeléctricos.

- La eficiencia en la ejecución de los movimientos de agarre de la prótesis está ligada a la calibración del sensor mioeléctricos previo a su utilización. Razón por la cual el funcionamiento del prototipo mejora mientras mejor se adapte el usuario y mientras más entrene su brazo a los movimientos establecidos.

- El prototipo de prótesis es un sistema flexible y adaptable, debido a la facilidad de modificar su estructura y movimientos de acuerdo con las necesidades del usuario. Tanto en el hardware como en el software.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Arduino Uno Rev3. (2018). Obtenido de Store.arduino.cc: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>
- Benjamin, W., & Yeon, C.-H. (2017). *Print-it-Yourself (PIY) Glove: A Fully 3D Printed Soft Robotic Hand Rehabilitative and Assistive Exoskeleton for Stroke Patients*. Vancouver.
- Carrozza, M., Cappiello, G., & Misera, S. (2002). *The Development of a Novel Prosthetic Hand—Ongoing Research and Preliminary Results*.
- Cavallo, A., De Maria, G., Natale, C., & Pirozzi, S. (2009). *Optoelectronic joint angular sensor for robotic fingers*, *Sensors and Actuators A: Physical*.
- Chico Moreno, J. C. (2016). *Desarrollo de prototipo de prótesis de mano emulada en un ambiente virtual*. Bogota.
- Dario, P., Micera, S., Menciassi, A., Carrozza, M., & Zeca, M. (2002). *CYBERHAND – a consortium project for enhanced control of powered artificial hands based on direct neural interfaces*.
- Dautel, G., & Barbary, S. (2010). *EMC Técnicas quirúrgicas ortopedia y traumatología - Malformaciones congénitas de los dedos largos de la mano*.
- EnfermedadesAZ. (2018). *Electromiografía*. Obtenido de Webconsultas.com: <https://www.webconsultas.com/pruebas->

medicas/electromiograma-12209

Fukaya, N., Toyama, S., Asfour, T., & Dillmann, R. (2000). Design of the TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS 2000. Japan.

JN HuaMao Technology Company. (2014). Bluetooth BLE 4.0 module. Obtenido de <http://www.jnhuamao.cn>

Labs, T. (2015). Myo Armband. Obtenido de Thalmic Labs: <https://www.myo.com/start>

Mendoza, O., & Moreno, A. (2018). Sisbib.unmsm.edu.pe. Obtenido de cirugía radical aparato locomotor: http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/Medicina/cirugia/Tomo_II/cirugia_r al.htm

Quinayas Burgos, C. A. (2010). DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS ROBOTICA DE MANO. Popayan.

ROBOTIS. (2018). DYNAMIXEL All-in-one Smart Actuator. Obtenido de Robotis.us: <http://www.robotis.us/dynamixel/#>

Srikant, V. (2005). Developing a biomechanical model of the upper extremities and perform kinematic its kinematic analisis, concentrating mainly on the motion at the shoulder joint. Cincinnati.