

**SISTEMA DE RECONOCIMIENTO Y CAPTURA DE SEÑALES
MIOELÉCTRICAS PARA TELEOPERACIÓN DE MANO ROBÓTICA**

PRESENTADO POR:

ALFREDO JOSÉ TORRES TORREGLOSA

WALTER ENRIQUE VEGA CUETO

UNIVERSIDAD DEL SINU SECCIONAL CARTAGENA

FACULTA DE INGENIERÍAS Y CIENCIAS EXACTAS

ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS

CARTAGENA DE INDIAS D.T. Y C.

Mayo 2019

**SISTEMA DE RECONOCIMIENTO Y CAPTURA DE SEÑALES
MIOELÈCTRICAS PARA TELEOPERACIÓN DE MANO ROBÓTICA**

PRESENTADO POR:

ALFREDO JOSÉ TORRES TORREGLOSA

WALTER ENRIQUE VEGA CUETO

ASESOR METODOLÓGICO:

EUGENIA ARRIETA RODRIGUEZ

ASESOR DISCIPLINAR:

LUIS FERNANDO MURILLO FERNÀNDEZ

UNIVERSIDAD DEL SINU SECCIONAL CARTAGENA

FACULTA DE INGENIERÍAS Y CIENCIAS EXACTAS

ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS

CARTAGENA DE INDIAS D.T. Y C.

Mayo 2019

ACTA DE CALIFICACION Y APROBACION

Nota de aceptación:

Director de Escuela

Director de Investigaciones

Firma del jurado

Firma del jurado

Cartagena de Indias, 16 de Noviembre de 2016



**EL DIRECTOR DE INVESTIGACIONES DE LA UNIVERSIDAD DEL SINU
“ELIAS BECHARA ZAINUM” SECCIONAL CARTAGENA**

HACE CONSTAR QUE:

En Cartagena, a los 8 días del mes de Junio del 2019, en la Oficina de la Dirección de Investigaciones de la Universidad, se aprobó por el jurado y se realizó la sustentación del Trabajo de Grado titulado “SISTEMA DE RECONOCIMIENTO Y CAPTURA DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA TELEOPERACION DE MANO ROBÓTICA. “que se desarrolló bajo la dirección del Ingeniero(a) EUGENIA ARRIETA RODRÍGUEZ Y LUIS FERNANDO MURILLO FERNÁNDEZ y presentado por los egresados WALTER ENRIQUE VEGA CUETO y ALFREDO JOSÉ TORRES TORREGLOSA

Los jurados designados fueron los ingenieros Wilson Moscote Casseres y Luis Alfredo Blanquicett Benavides

Teniendo en cuenta la aprobación emitida, se encuentra que los egresados han cumplido con los requisitos de presentación y sustentación del trabajo de investigación, exigidos por el programa de INGENIERÍA DE SISTEMAS, Resolución 0178 de 15 de Marzo de 2010.

Se expide esta constancia a los 08 del mes de 06 de 2019

DIRECCIÓN DE INVESTIGACIONES
Universidad del Sinú

COORDINADOR DE INVESTIGACIONES
Escuela de Ingeniería de Sistemas

ÍNDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	10
CAPITULO 1: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	12
1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	12
1.2 JUTIFICACION DEL PROBLEMA	13
1.3. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	14
1.4 OBJETIVOS	15
1.4.1 OBJETIVO GENERAL	15
1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
1.5 ALCANCE	16
CAPITULO 2: MARCO REFERENCIAL	17
2.1 ESTADO DEL ARTE	17
2.2 MARCO TEÓRICO	21
2.2.1 Fisiología Muscular: músculos y tendones.....	21
2.2.2 Músculos	21
2.2.3 Electromiografía	23
2.2.3.1 Señales Mioeléctricas.....	23
2.2.4 Generación de la Señal EMG.....	24
2.2.5 Características de la Señal EMG	24
2.2.6 Procesamiento de las señales EMGS.....	25
2.2.6.1 Extracción de Características.....	26
2.2.6.2 Reducción de Dimensionalidad.....	27
2.2.7 Utilidad de la Electromiografía (EMG).....	27
2.3 MARCO CONCEPTUAL	28
2.3.1 Arduino:	28
2.3.2 Sensores mioeléctricos:.....	28
2.4 MARCO LEGAL.....	29
2.5 METODOLOGÍA	31
2.5.1 Línea de investigación.....	31
2.5.2 Herramientas	31
2.5.3 Sistematización de la información	31
2.6 CONOGRAMA	33
CAPITULO 3: DESARROLLO DE LA INVESTIGACION	34
FASE 1: DISEÑAR UN SISTEMA DE SENSORES PARA CAPTURA DE DATOS EMG EN MIEMBRO SUPERIOR DEL CUERPO HUMANO.....	35
FASE 2: DESARROLLAR UN SISTEMA DE ANÁLISIS DE DATOS EMG CON EL FIN DE GENERAR ÓRDENES EN UN PROTOTIPO ROBÓTICO	40
FASE 3: ÉNSAMBLAR PROTOTIPO BÁSICO DE UNA MANO PARA PROBAR EL SISTEMA BÁSICO DE CONTROL GENERANDO LOS 5 DOF.....	51
FASE 4: PROBAR LOS MEDIOS DEL SISTEMA CON EL FIN DE VERIFICAR EL FUNCIONAMIENTO DE TODO EL PROTOTIPO	58
CAPITULO 4: RESULTADOS Y CONCLUSIONES	59
4.1 RESULTADOS.....	59
4.1.1 Primera prueba.....	59
4.1.2 Segunda prueba.....	60
4.1.3 Tercera prueba.....	61
4.2 CONCLUSIONES	63
BIBLIOGRAFIA	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.

ÍNDICE DE ILUSTRACIÓN

ILUSTRACIÓN 1 DISEÑO EXPERIMENTAL	19
ILUSTRACIÓN 2: LECTURA DE LAS SEÑALES EMG	25
ILUSTRACIÓN 3 DATA CHIP SENSOR ADVANCER TECHNOLOGIES MUSCLE SENSOR 3V.....	36
ILUSTRACIÓN 4 DATA CHIP SENSOR MYOWARE MUSCLE (AT-04-001)	36
ILUSTRACIÓN 5 SENSOR ADVANCER TECHNOLOGIES MUSCLE SENSOR V3 (FUENTE PROPIA)	37
ILUSTRACIÓN 6 ARDUINO UNO (FUENTE PROPIA)	37
ILUSTRACIÓN 7 ENSAMBLE DE CIRCUITOS (FUENTE PROPIA)	37
ILUSTRACIÓN 8 CONEXIÓN DE ARDUINO UNO CON EL SENSOR (FUENTE PROPIA).....	38
ILUSTRACIÓN 9 CONEXIÓN DE ARDUINO UNO AL MEDIO USB (FUENTE PROPIA)	38
ILUSTRACIÓN 10 CONEXIÓN DE ARDUINO UNO CON EL SENSOR (FUENTE PROPIA).....	38
ILUSTRACIÓN 11 ARDUINO UNO (FUENTE PROPIA)	39
ILUSTRACIÓN 12 SENSOR MYOWARE (FUENTE PROPIA).....	39
ILUSTRACIÓN 13 CONEXIÓN DEL SENSOR AL ARDUINO UNO (FUENTE PROPIA).....	40
ILUSTRACIÓN 14 DIAGRAMA DE FLUJO 1(FUENTE PROPIA).....	41
ILUSTRACIÓN 15 DIAGRAMA DE FLUJO 2 (FUENTE PROPIA	42
ILUSTRACIÓN 16 CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN (FUENTE PROPIA)	43
ILUSTRACIÓN 17 SEÑALES MIOELÉCTRICAS 1 (FUENTE PROPIA).....	44
ILUSTRACIÓN 18 SEÑALES MIOELÉCTRICAS 2 (FUENTE PROPIA)	44
ILUSTRACIÓN 19 SEÑALES DEL SENSOR (FUENTE PROPIA)	44
ILUSTRACIÓN 20 GRAFICA DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS (FUENTE PROPIA)	45
ILUSTRACIÓN 21 GRAFICA DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS (FUENTE PROPIA)	45
ILUSTRACIÓN 22 GRAFICA DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS (FUENTE PROPIA)	46
ILUSTRACIÓN 23 GRAFICA DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS (FUENTE PROPIA)	46
ILUSTRACIÓN 24 GRAFICA DE MÚSCULO PYTHON (FUENTE PROPIA).....	47
ILUSTRACIÓN 25 GRAFICA DE MÚSCULO MATLAB (FUENTE PROPIA)	47
ILUSTRACIÓN 26 IMAGEN DE SERVOMOTOR (FUENTE PROPIA).....	48
ILUSTRACIÓN 27 IMAGEN DE ENSAMBLE (FUENTE PROPIA)	48
ILUSTRACIÓN 28 IMAGEN DE ANTEBRAZO (FUENTE PROPIA).....	49
ILUSTRACIÓN 29 GRAFICA DE ANTEBRAZO (FUENTE PROPIA)	50
ILUSTRACIÓN 30 IMAGEN DE BÍCEPS (FUENTE PROPIA).....	50
ILUSTRACIÓN 31 GRAFICA DE BÍCEPS (FUENTE PROPIA)	51
ILUSTRACIÓN 32 MANO ROBÓTICA 5 DOF (FUENTE PROPIA).....	52
ILUSTRACIÓN 33 MANO ROBÓTICA 6 DOF (HTTPS://WWW.VISTRONICA.COM)	52
ILUSTRACIÓN 34 MANO ROBÓTICA 3 DOF (HTTPS://WWW.VISTRONICA.COM).....	52
ILUSTRACIÓN 35 PASO 1 (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	53
ILUSTRACIÓN 36 PASO 2 (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	53
ILUSTRACIÓN 37 PRIMER DEDO (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA).....	53
ILUSTRACIÓN 38 LOS 5 DEDOS ARMADOS (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	53
ILUSTRACIÓN 39 PASO 3 (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	54
ILUSTRACIÓN 40 PASO 4 (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	54
ILUSTRACIÓN 41 PASO 5 (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	54
ILUSTRACIÓN 42 BASE DE LOS DEDOS (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA).....	54
ILUSTRACIÓN 43 PASO 6 SERVOMOTORES (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA).....	54
ILUSTRACIÓN 44 SERVOMOTORES (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	54
ILUSTRACIÓN 45 PASO 7 LOS SERVOMOTORES EN LA BASE (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	55
ILUSTRACIÓN 46 PASO 8 LOS DEDOS EN LA BASE (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA)	55
ILUSTRACIÓN 47 PASO 9 LOS DEDOS EN LA BASE 1 (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA).....	55
ILUSTRACIÓN 48 MANO ROBÓTICA (FUENTE PROPIA)	56
ILUSTRACIÓN 49 CIRCUITO FINAL (FUENTE PROPIA).....	56
ILUSTRACIÓN 50 CONEXIÓN DE LOS SERVOMOTORES AL ARDUINO UNO (FUENTE PROPIA).....	56
ILUSTRACIÓN 51 CONEXIÓN DE LOS SENSORES Y LOS SERVOMOTORES CON EL ARDUINO UNO (FUENTE PROPIA).....	57
ILUSTRACIÓN 52 CIRCUITO FINAL (FUENTE PROPIA).....	57
ILUSTRACIÓN 53 MANO ROBÓTICA CON EL CIRCUITO FINAL (FUENTE PROPIA).....	58

ILUSTRACIÓN 54 GRAFICA PRUEBA UNO (FUENTE PROPIA).....	59
ILUSTRACIÓN 55 GRAFICA PRUEBA TRES (FUENTE PROPIA).....	60
ILUSTRACIÓN 56 GRAFICA PRUEBA TRES (FUENTE PROPIA).....	61

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1 TABLA DE COMPARACIÓN (FUENTE PROPIA).....	36
TABLA 2 TABLA COMPARACIÓN (FUENTE PROPIA).....	52
TABLA 3 ENSAMBLE PASO UNO (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA).....	53
TABLA 4 ENSAMBLE PASO DOS (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA).....	54
TABLA 5 ENSAMBLE PASO TRES (FUENTE DEL MANUAL DE LA MANO ROBÓTICA).....	55
TABLA 6 DATOS DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA DE LA ILUSTRACIÓN 54 (FUENTE PROPIA).....	60
TABLA 7 DATOS DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA DE LA ILUSTRACIÓN 38 (FUENTE PROPIA).....	61
TABLA 8 DATOS DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA DE LA ILUSTRACIÓN 56 (FUENTE PROPIA).....	62

Resumen

En este trabajo se presenta el diseño de un prototipo de sensor mioeléctrico que ayudo a la captura de las señales que corresponden al movimiento de cada dedo de una mano humana. Consta principalmente del procesamiento análogo – digital de la señal mioeléctrica en una determinada área del brazo humano. Una vez obtenida la señal mioeléctrica captada de zonas específicas del cuerpo humano, en este caso, el brazo humano. Se procedió a discriminar las señales provenientes de cada dedo del paciente con el uso de procesamiento de señales. En los resultados obtenidos se puede apreciar que las señales EMG son magnitudes muy inestables que varían de persona a persona, ya que cada una de ellas presenta distintas respuestas que dependen del esfuerzo aplicado al músculo y además cada músculo presenta distintos tipos de magnitud de fatiga haciendo que la señal se debilite.

Palabras clave: sensores, prótesis, mioeléctricos.

INTRODUCCIÓN

El cuerpo humano está hecho para mantenerse casi siempre en movimiento. Si bien parece algo natural y simple, en realidad se da luego de un proceso físico y químico que es bueno conocer [1]. El cerebro utiliza las neuronas para enviar pulsos eléctricos que viajan hasta las zonas donde el desea que se genere un movimiento. Las señales electromiografías (EMG) son señales tipo eléctricas producidas por un musculo durante el proceso de contracción y relajación.

Ahora bien, Existen muchos motivos por los que una persona puede tener discapacidad física: la esclerosis múltiple, la esclerosis lateral amiotrófica, las lesiones medulares y las enfermedades neuromusculares son algunas de las principales, pero no las únicas. Colombia no tiene una cifra exacta de las personas con discapacidad, no obstante, el Censo del DANE de 2017 captó a 2.624.898 (6,1%) personas que refirieron tener alguna discapacidad. Desde el año 2.002 a través del Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad RLCPD. Se han identificado 1.342.222 personas, de las cuales un 3% padece algún tipo de discapacidad severa [2].

Las señales bioeléctricas son utilizadas principalmente en diagnóstico médico para detectar patologías en los órganos que las producen, pero también pueden ser utilizadas, particularmente aquellas que son generadas de manera voluntaria como en este caso, el bíceps [3]. Las señales electromiográficas (EMG) o también conocidas como mioeléctricas son señales eléctricas que se producen en los músculos cuando estos se contraen o distensionan.

Este documento realiza un análisis de las señales electromiografías superficiales (EMGS) con fines de aplicación en el control de prótesis virtuales de miembro superior, especialmente de la mano.

Para fines de esta investigación se dividirá el estudio en cuatro capítulos:

Capítulo 1: planteamiento del problema

Capítulo 2: contenido teórico y documentación conceptual

Capítulo 3: desarrollo de la investigación

Capítulo 4: resultados conclusiones.

CAPITULO 1: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La electromiografía (EMG) es un procedimiento de diagnóstico que se utiliza para evaluar la salud de los músculos y las células nerviosas que los controlan (neuronas motoras). Los resultados de la electromiografía pueden revelar una disfunción nerviosa, una disfunción muscular o problemas con la transmisión de señales de nervios a músculos [4]. Los sistemas de captura para señales electromiográficas han alcanzado resultados significativos en las últimas décadas aportando al desarrollo de tecnologías mioeléctricas. A nivel nacional, se han logrado avances que, en este ámbito, incrementan la posibilidad de diseñar prototipos robóticos controlados [2].

La EMG es una disciplina especializada que se ocupa de obtener las imágenes para la evaluación clínica y neurofisiológica de la actividad neuromuscular y de ciertos aspectos del sistema nervioso central (SNC), a partir del estudio de los potenciales eléctricos generados por los músculos durante el movimiento. Al ser cuantitativa permite determinar el tipo y grado de lesión neurológica.

En Colombia, este tipo de prótesis son cada vez más aceptadas por personas con amputación de mano, porque permite a la persona que la utiliza, su rehabilitación para desempeñarse activamente en su campo laboral. Para lograr esto se requiere también del acompañamiento continuo de un grupo de profesionales en el área médica, de la disponibilidad y esfuerzo mental y físico del paciente para obtener los mejores resultados. En las últimas décadas las técnicas de procesamiento de señales utilizadas para el procesamiento de datos EMG han venido creciendo, ya que su utilidad es vista en aplicaciones como extracción de patrones de marcha, cuantificación de angulación de las articulaciones y clasificación de problemas o patologías, entre otras [5].

Sin embargo y a pesar del crecimiento tecnológico de los últimos tiempos, la aplicación de estas técnicas en robótica no es comparable al de países más desarrollados como EE. UU, Europa y China. En este orden de ideas, las industrias en esa constante actualización de tecnologías buscan agilizar los procesos o implementar nuevas herramientas controladas de forma remota,

manipulando así, equipos robóticos con movimientos naturales del ser humano, aportando de esta manera una opción diferente a las tareas automatizadas [3].

El presente proyecto analiza, reconoce y captura las señales electromiográficas que producen los músculos en sus movimientos, conocidos como contracción y relajación; las señales capturadas tendrán como función generar señales que permitirán algunos movimientos en un prototipo de mano robótica.

1.2 JUTIFICACION DEL PROBLEMA

Esta investigación es parte de un proyecto de investigación más amplio que se desarrolla en la Universidad del Sinú, en el cual hay un componente relacionado con la captura y análisis de datos de señales electromiográficas (EMG) de señales musculares relacionadas con los músculos involucrados en APAs (Ajustes Posturales Anticipatorios) y desarrolla la aplicación práctica de los conceptos aprendidos en la Escuela de Ingeniería de Sistemas de la Universidad del Sinú seccional Cartagena, además de funcionar como fuente para las futuras investigaciones que aborden el mismo enfoque.

Con el propósito de desarrollar un equipo que permita la correcta adquisición de las señales mioeléctricas, así como su empleo para el control de actuadores, se realiza este trabajo, en el cual se utiliza un equipo acondicionador de dichas señales, siendo las mismas la interfaz entre el paciente y el actuador, el cual puede ser destinado para múltiples propósitos, como ser el accionador de las articulaciones de exoesqueletos, prótesis o incluso de brazos robóticos a distancia.

Acciones tan comunes y necesarias como comer, caminar, agarrar objetos, escribir y conducir vehículos, entre otras, son operaciones motoras que requieren movimientos coordinados de una o más extremidades. La calidad de vida de una persona tras una amputación cambia drásticamente y las acciones que la persona realizaba día a día, se ven afectadas, ya sea dificultando su ejecución o imposibilitando completamente su realización; por esto, el desarrollo

de este tipo de interfaces permitirá una mejora en la construcción y uso de estas prótesis funcionales.

Adicionalmente en la industria, estas tecnologías permiten el control de dispositivos robóticos y maquinas, así como una interacción más cercana entre el hombre y la máquina, proyectando la operación remota de robot con tecnologías de este tipo, aportando así, alternativas diferentes en procesos guiados por estos, que actualmente son tareas automatizadas, las señales electromiografías permiten la realización de tareas guiadas aportando una opción diferente a lo que comúnmente se utiliza.

A su vez, el aprendizaje obtenido en el desarrollo del proyecto junto a aportes que permitirán seguir avanzando en la búsqueda de una herramienta capaz de sustituir gran parte del miembro faltante (mano), es fundamental en la iniciativa de conocer, analizar y posteriormente capturar señales EMG generadas por los músculos del cuerpo humano, tener la posibilidad de contribuir con el desarrollo de tecnologías basadas en el mejoramiento de la calidad de vida de las personas es fundamental en este trabajo.

1.3. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Cómo desarrollar prototipo funcional de captura de datos utilizando EMG, para tele-operación de mano robótica?

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un prototipo funcional de captura de datos utilizando EMG en miembro superior del cuerpo humano para tele-operación de mano robótica.

1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un sistema de sensores para captura de datos EMG en miembro superior del cuerpo humano mediante sensores de bajo costo.
- Desarrollar un sistema de análisis de datos EMG utilizando algoritmos simples en sistemas SBC para controlar un prototipo robótico.
- Ensamblar un prototipo básico de una mano que permita probar el sistema básico de control a partir de kits prediseñados.
- Integrar y probar los módulos de captura, procesamiento y control del sistema para verificar su correcto funcionamiento, a partir de pruebas funcionales del prototipo robótico

1.5 ALCANCE

El “***Sistema De Reconocimiento Y Captura De Señales Mioeléctricas Para Tele operación De Mano Robótica***” tiene como propósito generar movimientos en los dedos de un prototipo de mano que será ensamblada con los insumos requerido para las pruebas. Tal prototipo de prueba permite demostrar la captura de señales electromiografías y a partir de estas señales, procesadas en el sistema básico de computo empotrado (SBC) basado en Arduino, Por lo que busca producir las gráficas que muestran la recepción, procesamiento e identificación de gesto.

Por lo tanto, una vez la mano ensamblada y fijada en una plataforma estática, dejando libre los dedos que reciben ordenes de movimiento, ordenes generadas por tales señales.

Este proyecto no será implementado, solo se realizará un prototipo funcional con el fin de validar la funcionalidad de un sistema de control basado en señales mioeléctricas superficiales. El prototipo de mano es un diseño no funcional, que no tiene en cuenta la anatomía de una mano humana puesto que ésta será utilizada como ejemplo en la captura de las señales [6].

El presente proyecto se encuentra delimitado y solo llegará hasta la fase de prueba, fase que muestra movimientos de los dedos en el prototipo, simulando la contracción de un dedo, indicando así, la importancia de estudiar las señales electromiografías.

CAPITULO 2: MARCO REFERENCIAL

2.1 ESTADO DEL ARTE

A continuación, se realiza una descripción de investigaciones que han servido como referencia de la presente investigación:

En su investigación, “Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano” Harold A. Romo, Esp., Judy C. Realpe, Ing., Pablo E. Jojoa, PhD. Universidad del Cauca. Cali – Colombia en el 2017, presentan una revisión de las técnicas más utilizadas en análisis y extracción de características discriminantes de las señales motor as EMGs con fines de aplicación en el control de prótesis virtuales de mano; haciendo énfasis en la evolución de las técnicas temporales clásicas a las técnicas espectrales más recientes basadas en transformadas wavelets, y su aceptación par a procesar este tipo de señales según su desempeño en la clasificación y ejecución de movimientos sobre la prótesis. Así mismo, se hace referencia de los trabajos más recientes de desarrollo e investigación en el campo del procesamiento de señales biomédicas EMGs y sus aplicaciones en control mioeléctrico.

Concluyendo que; La optimización en el análisis de señales EMGS y su aplicación en el control de prótesis activas seguirá siendo objeto de investigación y futuros desarrollos, usando cada vez técnicas más apropiadas para el análisis de las señales y aprovechando al máximo los avances tecnológicos. El control de prótesis virtuales mioeléctricas se puede lograr con resultados altamente satisfactorios bien sea utilizando señales EMG intramusculares o señales EMG superficiales (EMGS), aunque se prefiere las señales EMGS por razones ya descritas. De igual manera se puede utilizar bien sea el estado transiente o el estado estacionario de las señales electromiográficas. La correcta ubicación de las regiones musculares para recoger las muestras de señales EMGS es esencial en la correcta discriminación de movimientos, así como el número de electrodos o canales implicará disponer de mayor o menor información para su clasificación. Los resultados de los trabajos más recientes muestran que la conformación de vectores descriptores para una mejor descripción de patrones

EMGS se consigue mediante la combinación de características tanto temporales como espectrales, preferiblemente obtenidas mediante transformada wavelet. Siempre que se tengan características obtenidas mediante alguna transformación de la señal, será muy apropiado aplicar alguna técnica de reducción de dimensionalidad como PCA. Para concluir, en la etapa de clasificación, se pueden fusionar técnicas como las redes neurofuzzy para aprovechar las ventajas de cada una, así como su capacidad de readaptación o reaprendizaje según los cambios dinámicos que se presentan en las señales EMGS debidos a los estados psicofísicos de la persona, y así lograr un mejor desempeño en su sistema de prótesis.

Por otra parte, en la investigación “Sistema de identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica” realizada por César Augusto Quinayás-Burgos y Carlos Alberto Gaviria-López en la ciudad de Bogotá –Colombia en el 2015. Presenta un sistema embebido que detecta en tiempo real la intención de movimiento para el control de un prototipo de prótesis de mano robótica. El trabajo muestra que usando características temporales de cálculo simple es posible obtener un agrupamiento de vectores lo suficientemente discriminante como para que se puedan usar clasificadores de patrones muy simples.

En este trabajo se propuso y se desarrolló un sistema de detección de intención de movimiento a partir de señales EMG captadas del músculo flexor superficial del antebrazo de una persona sin amputación de mano como se muestra en la ilustración 1, Diseño experimental. Se llevaron a cabo experimentos en tiempo real utilizando el sistema desarrollado, y los resultados obtenidos muestran que, gracias a un adecuado hardware de adquisición y al método de clasificación propuesto, es posible lograr una alta tasa de aciertos en el reconocimiento de intención de movimiento. El sistema demuestra ser efectivo y útil para detección en tiempo real, obteniendo un porcentaje de éxito de clasificación entre el 85 y 92,5 %, aunque la eficiencia del clasificador depende de una buena separación entre las clases. Para el logro de una buena separabilidad, debe tenerse en

cuenta: la ubicación de los sensores EMG, el grupo de características temporales utilizadas, el tipo de movimientos que se van a clasificar y el sistema de adquisición y procesamiento utilizado.



Fuente: presentación propia de los autores

Ilustración 1 Diseño experimental

La extensión del enfoque a otras características u otros músculos desde donde se captan las señales dependerá de un análisis para determinar si la separabilidad de las clases admite el enfoque presentado en este trabajo. Con base en la alta precisión del clasificador, es posible generar comandos motores para mover una mano artificial con diferentes posturas de agarre. El sistema de adquisición y de procesamiento de señales EMG desarrollado resulta portable, gracias a estar soportado por un dsPIC¹, lo cual lo hace de bajo costo y de gran flexibilidad.

Por otro lado, Álzate, N. (2017) "Control mioeléctrico de una prótesis de miembro superior – mano" Universidad militar nueva grana. Bogotá – Colombia, indica: Para una persona con amputación de mano, una prótesis mecánica o cosmética no proporciona las funciones suficientes como para ser un remplazo aceptable del miembro perdido, por esto este trabajo de grado realiza el control mioeléctrico de una prótesis de mano derecha, por medio de señales musculares del antebrazo, de tal manera que se puedan realizar ciertos movimientos y agarres

¹ Dispositivo llamado **dsPIC**, el cual combina las funciones típicas de los microcontroladores con las del procesamiento digital de señales. Fuente: <http://ayudaelectronica.com/e/dspic/>.

con la prótesis solo al tensionar ciertos músculos. Para la elaboración de este control, es necesario realizar una etapa de acondicionamiento de señal, la cual consta de un amplificador de instrumentación y un filtro pasa-banda de octavo grado, a continuación, la señal adquirida por los 6 músculos filtrada y amplificada, pasa por un conversor análogo digital para ser comunicada vía USB a un computador. Es necesario poder garantizar una frecuencia de muestreo ya que, para hacer un análisis de frecuencia, los datos deben ser equidistantes en tiempo para poder interpretar correctamente los datos resultantes de transformada rápida de Fourier. Una vez los datos en el computador, se procede a hacer un análisis en frecuencia para encontrar patrones en ciertas muestras, y por medio de técnicas de inteligencia artificial, reconocer patrones en las señales entrantes y así detectar que movimientos se están realizando interpretando las señales musculares. Ya interpretada la información es necesario enviar las señales de cada servomotor, por un circuito de potencia, para mover las articulaciones y así replicar el gesto en la prótesis de mano.

Por último, Gonzales, Perez, Salas y Sierra (2014) "Análisis electromiográfico a nivel de rodilla durante el gesto de subir escaleras, analizado en sujetos sanos con y sin dolor muscular inducido: un estudio experimental" Santiago de Chile. El dolor se ha convertido en uno de los fenómenos de obligado abordaje para las ciencias de la salud, debido a sus efectos en las diferentes dimensiones del ser humano y el sobre costo en los servicios sanitarios. En este contexto, el presente estudio caracterizó la actividad electromiográfica en extremidad inferior durante el gesto motor de subir escaleras en sujetos adultos con y sin dolor muscular inducido a nivel de rodilla. Se buscó establecer los porcentajes de activación electromiográficos, la amplitud de la señal electromiográfica y generar un perfil de activación muscular en extremidad inferior. La población de estudio fueron hombres y mujeres sanos entre 18 y 25 años, de nacionalidad chilena, habitantes de la región metropolitana, Santiago. La muestra fue seleccionada utilizando un método de muestreo probabilístico, el cual utilizó un diseño de investigación experimental, tipo experimento puro, con post prueba única y grupo control. Para este estudio se procedió a la colocación de los electrodos, según el protocolo de

la SENIAM en los músculos, Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Bíceps Femoris y Gastrocnemius Medialis, y el sensor de presión ubicado en el antepié, se utilizó el electromiógrafo DELSYS Bagnoli – 16 EMG System. Se determinó si el sujeto era caso control o experimental, si fue caso control, se le pidió la realización del gesto motor de subir escaleras, y si fue caso experimental, una enfermera universitaria procedió a inyectar 1,5 mL de solución salina hipertónica al 5% a nivel del músculo Vastus Lateralis y se le pidió la realización de dicho gesto. Finalmente, se obtuvo que ambas hipótesis alternativas difieran de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental.

2.2 MARCO TEÓRICO

2.2.1 Fisiología Muscular: músculos y tendones.

El sistema muscular está compuesto por dos importantes estructuras, los músculos y los tendones. La especie humana posee más de seiscientos músculos. Entre otras funciones, el sistema muscular hace posible el desplazamiento del cuerpo, protege a los órganos internos y permite la movilidad de las vísceras. Junto con los sistemas óseos, articular y nervioso, el sistema muscular forma parte del sistema locomotor.

El aparato locomotor humano está formado por un conjunto de estructuras que le dan al organismo la capacidad de movimiento. Este aparato ha ido evolucionando con la especie, hasta adquirir la llamada posición bípeda, en la que sólo se utilizan las extremidades inferiores para la marcha mientras que los miembros superiores han ido adquiriendo movimientos cada vez más precisos y delicados. Es así que el sistema locomotor es el responsable, por tanto, de la realización de cualquier tipo de movimiento, sea prensil, o de desplazamiento [7].

2.2.2 Músculos

Los músculos son tejidos u órganos presentes en la mayoría de los cuerpos animales, y que pueden aumentar o disminuir su longitud, con el fin de efectuar distintas clases de movimientos. El tejido muscular está especializado en la

contracción, producto de una orden emitida por el sistema nervioso, lo que produce un acortamiento en una determinada dirección con engrosamiento en direcciones perpendiculares a ella, manteniéndose el volumen constante. Esta contracción, la realizan unas células denominadas miocitos, células musculares o fibras musculares.

Todo músculo está formado por haces de fibras. En el citoplasma de estas células existen unas proteínas especializadas en ello, como la actina y la miosina. Cuando se observa el miocito podemos observar una serie de bandas presentes en las miofibrillas responsables de la contracción; las cuales, al alternarse constituyen el músculo estriado y al no ser visibles corresponden a un músculo liso.

La contracción voluntaria es regulada por nervios motores que accionan los músculos y nervios sensitivos que informan al cerebro del estado e intensidad de la contracción [7]. En el músculo esquelético, la contracción y la relajación se producen rápidamente, no así el músculo liso que lo hace más lentamente. Después de un estímulo se observan en el músculo tres periodos diferentes que son:

- Latencia: espacio comprendido entre la excitación y el principio de la contracción
- Contracción: momento en el que las fibras musculares se acortan
- Relajación: espacio en el que las fibras tienden a regresar a su posición inicial

La contracción muscular depende directamente de su intensidad, de la fuerza, velocidad de aplicación y duración del estímulo, así como la fuerza de resistencia a la contracción y la temperatura. A la contracción del músculo le corresponde un cambio de forma, seguido de una serie de reacciones químicas. En dicha función, el tejido muscular, tiene la capacidad de conservar cierto grado de contracción sin fatigarse, de uno solo o de un grupo de músculos, propiedad que recibe el nombre de tono muscular, que se presenta por impulsos nerviosos pequeños y permanentes [7].

Podemos observar esta acción, al mantener nuestra postura erecta o cuando entrecerramos la mano. La ausencia de fatiga es debida a que los estímulos nerviosos sólo excitan a una parte de las fibras de un músculo, mientras las otras descansan. El tono muscular se puede alterar cuando se presentan fracturas de huesos, presencia de dolor, la lesión de un nervio motor, etc.

2.2.3 Electromiografía

2.2.3.1 Señales Mioeléctricas

El cuerpo humano, genera diferentes tipos de señales eléctricas, dependiendo de la parte que la genere, estas pueden clasificarse en oculográficas, electroencefalográficas, electrocardiográficas y electromiográficas. Estas últimas generadas por la contracción de los músculos del cuerpo, en brazos, piernas, abdomen, etc, y son producidas por el intercambio de iones a través de las membranas musculares [**Error! No se encuentra el origen de la referencia.**]. A la detección de estas señales, se la conoce como electromiografía. Dichas señales pueden ser utilizadas como medio de control de dispositivos electromecánicos o para tener una comunicación hombre máquina. Como al contraer los músculos, se genera una señal eléctrica de unos cuantos microvoltios (μV), se hace necesario amplificar esta señal para poder utilizarla en algún dispositivo que se requiera. Las señales electromiográficas (EMG) son aquellas que se producen al tensionar o relajar un músculo, y pueden ser medidas utilizando elementos conductivos o electrodos sobre la superficie de la piel, o de manera invasiva sobre el músculo utilizando agujas. Sin embargo, la electromiografía de superficie es el método más común de medida, puesto que es no invasiva y puede ser realizada con un mínimo de riesgo sobre el paciente. La amplitud de las señales EMG varía desde los μV hasta un bajo rango de mV (siempre menor de 5 mV) [5]. La amplitud, y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como:

- El tiempo y la intensidad de la contracción muscular
- La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular

- Las propiedades de la piel (por ejemplo, el espesor de la piel y tejido adiposo)
- Las propiedades del electrodo y el amplificador
- La calidad del contacto entre la piel y el electrodo

2.2.4 Generación de la Señal EMG

Las señales electromiográficas son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación [8]. Las mismas son la suma de la actividad eléctrica de todas las fibras musculares que forman parte de una unidad motora. La unidad motora se compone básicamente de una neurona motora (motoneurona alfa) de la asta anterior de la médula, su axón y fibras musculares, cuyo número dependerá del tipo de músculo. La neurona motora es la encargada de emitir el impulso que provocará la contracción del conjunto de fibras, y de esta manera, provocar el movimiento del músculo [9].

2.2.5 Características de la Señal EMG

Las principales características que se evalúan son: la amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma. Generalmente, la amplitud de la tensión que se puede medir está comprendida entre los centenares de μV hasta unos pocos mV , y el espectro frecuencial entre los 20 y los 500 Hz, concentrando la mayor parte de potencia entre los 50 y los 200 Hz. La duración se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener unos valores medios de entre 5 y 15 ms. Finalmente, la estabilidad de la señal nos da una idea de la constancia de la señal en su morfología en sucesivas excitaciones. Existen diversos factores que pueden provocar notables alteraciones de dichas características, los tres principales son: el tipo de acción que ejerce el músculo, la energía y oxígeno disponible en el metabolismo, y finalmente la fatiga muscular [1].

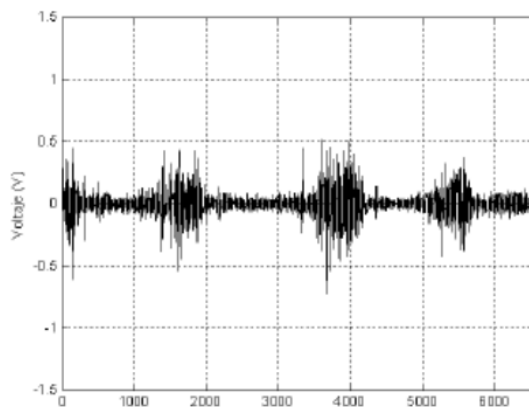


Ilustración 2: Lectura de las señales EMG

2.2.6 Procesamiento de las señales EMGS

La introducción del procesamiento digital en el análisis de señales EMGS sugiere su digitalización mediante un proceso de muestreo. La tasa de muestreo en la práctica puede ser de 1000 Hz con el fin de registrar componentes de frecuencia en la señal hasta los 500 Hz según el teorema de Nyquist, o muestrear a una frecuencia de 500 Hz para registrar componentes de frecuencia hasta los 250 Hz. No se requiere de mayores tasas, puesto que la mayor concentración de energía se encuentra entre los 50 y 150 Hz [10].

De cualquier manera, se debe tener en cuenta que la tasa de muestreo incidirá directamente en la longitud de las muestras de la señal a procesar, implicando mayor o menor tiempo de cómputo sobre cada registro EMG y comprometiendo con ello el retardo en la respuesta del sistema de prótesis. Para el análisis de las señales, lo más común es segmentar los registros en segmentos de longitud 256 muestras (256 ms de grabación), y aplicar las técnicas de extracción de características a cada segmento.

Por su parte, Englehart K., et al. comparan el desempeño de clasificación con seis movimientos diferentes de la mano, variando para esto la longitud de los segmentos en 256, 128, 64 y 32 muestras en cada ensayo. Así, mostraron que el desempeño en la clasificación se degrada rápidamente a medida que disminuye la longitud de los segmentos. Otros trabajos como en utilizan secuencias de 200 y 400 muestras (200 y 400 ms), igualmente con resultados satisfactorios, pero cabe anotar que longitudes mayores de 256 muestras

impondrá mayor tiempo de procesamiento y en consecuencia mayor retardo en la respuesta de la prótesis [11].

2.2.6.1 Extracción de Características

Todo sistema de control mioeléctrico parte del hecho de que el valor instantáneo de las señales EMGS no contiene información Y según los modelos aceptados para su representación, estas son estocásticas. Hudgins B. et al. Encontraron en las señales EMGS una estructura inherente para cada tipo de contracción, que, a pesar de mostrar una componente determinística, también contiene una componente aleatoria. Una forma de retener esta información estructural es segmentando la forma de onda transiente y determinar el conjunto de características a partir de estadísticos evaluados en cada segmento.

Sin embargo, esta naturaleza estocástica no estacionaria de la señal justificó la investigación y aplicación de nuevas técnicas de análisis de señales. Así fue como el análisis espectral empezó a considerarse como un complemento al análisis temporal clásico.

El éxito que se tenga en el control de un sistema de prótesis está fuertemente influenciado por la etapa de procesamiento de las señales motoras EMGS. Esta etapa consiste en extraer la información más relevante, necesaria y suficiente para discriminar con el mínimo de error los diferentes movimientos requeridos en el sistema de prótesis [10].

Esta información se obtiene de la aplicación de las llamadas técnicas de extracción de características, dentro de las cuales se destacan como pioneras las basadas en análisis temporal por su sencillez y facilidad de evaluación, debido a que no requieren ningún tipo de transformación de la señal. También están las basadas en análisis espectral, para las cuales se requiere de la transformación de la señal, como la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT short time Fourier transform), con la cual se obtiene información de la señal en el dominio tiempo-frecuencia, aunque esta técnica asume la condición de estacionariedad en la señal, lo cual no se cumple para las señales EMGS.

2.2.6.2 Reducción de Dimensionalidad

El inconveniente que se presenta en la técnica de extracción de características mediante la aplicación de transformaciones de la señal es la alta dimensionalidad del espacio resultante, lo que implicaría conformar vectores de descripción muy grandes [3].

¡Las técnicas de reducción de dimensionalidad permiten preservar la información más relevante al tiempo que se reduce la dimensión del espacio transformado; procedimiento esencial para incrementar el desempeño de la clasificación. La reducción de dimensionalidad se puede lograr de dos maneras: por proyección de características o por selección de características.

En general se prefiere trabajar la técnica de proyección de características, pues de esta manera se conserva en el conjunto reducido la información contenida en cada una de las características del conjunto original. Este es un procedimiento automático que no requiere de la intervención humana para la selección de las características finales.

2.2.7 Utilidad de la Electromiografía (EMG)

La EMG es una disciplina especializada que se ocupa de obtener las imágenes para la evaluación clínica y neurofisiológica de la actividad neuromuscular y de ciertos aspectos del sistema nervioso central (SNC), a partir del estudio de los potenciales eléctricos generados por los músculos durante el movimiento [8]. Como es más sensible, permite descubrir alteraciones subclínicas o insospechadas; al ser cuantitativa permite determinar el tipo y grado de lesión neurológica. El empleo aislado o secuencial de las diferentes técnicas (procedimientos) que se realizan permite:

- Distinguir entre lesiones del SNC y del SNP
- En patología neuromuscular, localizar y cuantificar diferentes tipos de lesiones con gran exactitud y precisión

2.3 MARCO CONCEPTUAL

2.3.1 Arduino: Arduino es una plataforma de prototipos electrónica de código abierto (open-source) basada en hardware y software flexibles y fáciles de usar. Está pensado para artistas, diseñadores, como hobby y para cualquiera interesado en crear objetos o entornos interactivos [11].

Arduino puede medir el entorno mediante la recepción de entradas desde una variedad de sensores y puede afectar a su alrededor mediante el control de luces, motores y otros artefactos.

2.3.2 Sensores mioeléctricos: Tienen la capacidad de detectar el impulso eléctrico de un músculo, y por medio de un acondicionamiento de señal, amplificación y filtrado se interpreta una orden. En un movimiento natural siempre hay un músculo dominante, midiendo su impulso eléctrico podemos indicarle al exoesqueleto lo que deseamos hacer. Por ejemplo, bastará aplicar un esfuerzo sobre un músculo dotado de electrodos para indicar que queremos dar un paso con la pierna derecha, el algoritmo de un software se encargará de colocar en la posición correcta los servomotores secuencialmente hasta completar la tarea. Luego dependerá de nosotros dar un paso con la pierna izquierda, para ello debemos activar la secuencia que hará avanzar un paso la pierna izquierda emitiendo esta orden con la contracción de otro músculo. Esta técnica requiere de adiestramiento del individuo para aprender a controlar los servomecanismos con su cuerpo [1]

2.3.3 Brazo robótico: es un tipo de brazo mecánico, normalmente programable, con funciones parecidas a las de un brazo humano; este puede ser la suma total del mecanismo o puede ser parte de un robot más complejo. Las partes de estos manipuladores o brazos son interconectadas a través de articulaciones que permiten, tanto un movimiento rotacional (tales como los de un robot articulado), como un movimiento traslacional o desplazamiento lineal [6].

2.3.4 EMG: La electromiografía (EMG) es un procedimiento de diagnóstico que se utiliza para evaluar la salud de los músculos y las células nerviosas que los controlan (neuronas motoras). Los resultados de la electromiografía pueden revelar una disfunción nerviosa, una disfunción muscular o problemas con la transmisión de señales de nervios a músculos [2] .

2.4 MARCO LEGAL

En el presente proyecto se tendrá como marco legal y normativo las siguientes leyes, disposiciones, reglamento y circulares en cuanto al tema refiere:

Ley 1346 de 2009 Que Aprueba Convención Internacional Sobre Discapacidad (Diversidad Funcional).

Por medio de la cual se aprueba la “Convención sobre los Derechos de las personas con Discapacidad”, adoptada por la Asamblea General de la Naciones Unidas el 13 de diciembre de 2006.

El Congreso de Colombia DECRETA en:

Artículo 1°. Objeto. El objeto de la presente ley es garantizar y asegurar el ejercicio efectivo de los derechos de las personas con discapacidad, mediante la adopción de medidas de inclusión, acción afirmativa y de ajustes razonables y eliminando toda forma de discriminación por razón de discapacidad, en concordancia con la Ley 1346 de 2009.

De acuerdo a este artículo ahí varias definiciones y principios y corrobora el siguiente artículo:

Artículo 2°. Definiciones. Para efectos de la presente ley, se definen los Siguietes conceptos:

1. Personas con y/o en situación de discapacidad: Aquellas personas que tengan deficiencias físicas, mentales, intelectuales o sensoriales a mediano y largo

plazo que, al interactuar con diversas barreras incluyendo las actitudinales, puedan impedir su participación plena y efectiva en la sociedad, en igualdad de condiciones con las demás.

2. Inclusión social: Es un proceso que asegura que todas las personas tengan las mismas oportunidades, y la posibilidad real y efectiva de acceder, participar, relacionarse y disfrutar de un bien, servicio o ambiente, junto con los demás ciudadanos, sin ninguna limitación o restricción por motivo de discapacidad, mediante acciones concretas que ayuden a mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad.

3. Acciones afirmativas: Políticas, medidas o acciones dirigidas a favorecer a personas o grupos con algún tipo de discapacidad, con el fin de eliminar o reducir las desigualdades y barreras de tipo actitudinal, social, cultural o económico que los afectan.

4. Acceso y accesibilidad: Condiciones y medidas pertinentes que deben cumplir las instalaciones y los servicios de información para adaptar el entorno, productos y servicios, así como los objetos, herramientas y utensilios, con el fin de asegurar el acceso de las personas con discapacidad, en igualdad de condiciones, al entorno físico, el transporte, la información y las comunicaciones, incluidos los sistemas y las tecnologías de la información y las comunicaciones, tanto en zonas urbanas como rurales. Las ayudas técnicas se harán con tecnología apropiada teniendo en cuenta estatura, tamaño, peso y necesidad de la persona.

2.5 METODOLOGÍA

El diseño metodológico de la presente investigación es de tipo experimental. Se desarrolla una investigación de tipo mixta, en donde se analiza el conjunto de procesos sistemáticos, empíricos y críticos de investigación que implican la recolección y el análisis de datos cuantitativos y cualitativos, así como su integración y discusión conjunta, para realizar inferencias producto de toda la información obtenida (metainferencias) y lograr un mayor entendimiento del fenómeno bajo estudio [9].

Es decir que el método mixto combina al menos un componente cuantitativo y uno cualitativo en un mismo estudio o proyecto de investigación. En un “sentido amplio” visualizan a la investigación mixta como un continuo en donde se mezclan los enfoques cuantitativo y cualitativo, centrándose más en uno de éstos o dándoles igual importancia permitiendo utilizar las fortalezas de ambos tipos de indagación combinándolas y tratando de minimizar las debilidades potenciales presentes.

2.5.1 Línea de investigación

Desarrollo de software e IA

2.5.2 Herramientas

Se llevarán a cabo experimentos en tiempo real utilizando el sistema desarrollado, y los resultados obtenidos muestran que, gracias a un adecuado hardware de adquisición, será posible lograr una alta tasa de aciertos en el reconocimiento de intención de movimiento.

2.5.3 Sistematización de la información

La estrategia de control del prototipo consiste en el seguimiento de trayectorias articulares para lograr cuatro posturas deseadas en una fase que en la literatura se denomina *preshaping*;² después de detectar el contacto entre los dedos y el

² *Preshaping*: Término empleado para la modelación del movimiento de las manos

objeto que se va a hacer, el controlador conmuta a una fase de control de fuerza, denominada grasping³.

Se seleccionaron tres posturas que se usan cotidianamente: mano en reposo, mano abierta y movimiento de dedos.

La articulación del sistema EMG descrito en este trabajo con el control del prototipo se realiza en la fase de preshaping, en la cual, una vez identificada una nueva etiqueta de intención de movimiento, el control selecciona el conjunto de trayectorias articulares de la mano apropiada para el logro de esa postura.

De este modo, el control de los seis grados de libertad del prototipo se hace en función de la postura que desea realizar el usuario, y no directamente de la información de cada canal EMG, con lo que pocos canales EMG permiten controlar múltiples grados de libertad.

³ *Graspng*: en la literatura el término se asocia con el rreflejo consistente en el cierre de la mano, al estimular la piel de la palma con un objeto.

2.6 CONOGRAMA

ESCUELA:	INGENERIA DE SISTEMAS; PERIODO 2019 – 1															
NOMBRE DEL PROYECTO:	SISTEMA DE RECONOCIMIENTO Y CAPTURA DE SEÑALES MIOELECTRICAS PARA TELEOPERACIÓN DE MANO ROBÓTICA															
PRESENTADO POR:	ALFREDO JOSÉ TORRES TORREGLOSA, WALTER ENRIQUE VEGA CUETO															
FECHA/ACTIVIDAD	Febrero				Marzo				Abril				Mayo			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Desarrollar un sistema de sensores para captura de datos EMG en miembro superior del cuerpo humano.	selección de sensor mioeléctrico															
	Cotización de materiales															
	Pruebas con los sensores mioeléctricos															
	Detectar las señales mioeléctricas															
Desarrollar un sistema de análisis de datos EMG con el fin de generar órdenes en un prototipo robótico.	Selección de sensor mioeléctrico															
	Pruebas con los servomotores															
	Circuito electrónico para la localización de las señales mioeléctricas con el sensor															
Ensamblar prototipo básico de una mano para probar el sistema básico de control generando los 5 grados de libertad	Filtro de señales mioeléctricas															
	Código fuente															
Integrar y probar los medios del sistema con el fin de verificar el funcionamiento de todo el prototipo robótico	circuito electrónico para la conectividad del sensor mioeléctrico con la mano robótica															
	Pruebas del circuito electrónico															
	pruebas y resultados de la captura de las señales mioeléctricas con la mano robótica para verificación de los movimientos															

CAPITULO 3: DESARROLLO DE LA INVESTIGACION

El prototipo de mano robótica está constituido por cinco dedos: pulgar, índice, medio, anular y meñique. Su tamaño es aproximadamente de 13 centímetros de alto, 6 centímetros ancho y 1.5 de largo y pesa alrededor de los 0 50 g. Cada uno de los cinco dedos posee una similitud a los dedos de una mano y cada dedo tiene su articulación, para el movimiento, cada uno de los dedos se acciona por un pequeño servomotor DC.

Se utilizan en esta investigación dos sensores musculares superficiales para el control de seguimiento de trayectorias y de fuerza. La estrategia de control del prototipo consiste en el seguimiento de trayectorias articulares para lograr cuatro posturas deseadas en una fase que en la literatura se denomina preshaping; después de detectar el contacto entre los dedos y el objeto que se va a asir, el controlador conmuta a una fase de control de fuerza, denominada grasping.

Se seleccionaron dos posturas que se usan cotidianamente: musculo en reposo y fuerza en musculo, La articulación del sistema EMG descrito en este trabajo con el control del prototipo se realiza en la fase de preshaping, en la cual, una vez identificada una nueva etiqueta de intención de movimiento, el control selecciona el conjunto de trayectorias articulares de la mano apropiada para el logro de esa postura.

De este modo, el control de los cinco grados de libertad del prototipo se hace en función de la postura que desea realizar el usuario, y no directamente de la información de cada canal EMG, con lo que pocos canales EMG permiten controlar múltiples grados de libertad.

Materiales usados

- Arduino UNO
- Batería de 9 Vs cuadrada
- Conector tipo broche para batería de 9 V
- Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3
- Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001)
- Electrodo
- Cable jumper
- Servomotores SG90

- PCB para conexiones

Arduino UNO:

Es donde se procesa la información para la funcionalidad de los sensores y los servomotores, en donde se ingresa los comandos para el funcionamiento de los sensores y los servomotores.

Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3:

Es un sensor que permite y transmite las señales del musculo en el momento al estirar y encoger el musculo

Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001):

Es un sensor que permite y transmite las señales del musculo en el momento al estirar y encoger el musculo, pero manda una señal más clara.

Servomotor:

Es un pequeño motor que se mueve a ciertos grados cuando se le indique gira de 0 a 180 grados y viceversa

Electrodos:

Permite transmitir las señales mioeléctricas del musculo al sensor.

Fase 1: Diseñar un sistema de sensores para captura de datos EMG en miembro superior del cuerpo humano.

En esta primera fase se realiza la selección de los sensores de EMG superficial, mediante un cuadro comparativo que se muestra en la siguiente tabla [1].

Con relación a la tabla mencionado anteriormente [1], se enumeran los sensores que se utilizaran para la ejecución de este proyecto:

El Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3 y el Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001), como se muestra en las ilustraciones [3] y [4]. Donde se mostrará la conectividad de cada uno.

Tabla Comparativa

Elemento	Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3	Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001)	AnalogEMG Sensor byOYMotion SKU: SEN0240
Voltage	No funciona con el voltaje del Arduino por eso necesita un voltaje externo de 18v.	Trabaja con el voltaje del Arduino que es de 5v.	Trabaja con el voltaje del Arduino que es de 5v.
Señal	Necesita que la señal sea preprocesamiento por aparte.	el mismo sensor pre-procesa la señal internamente.	el mismo sensor pre-procesa la señal internamente.
Precio	es un sensor económico de un costo de 100.000 pesos.	Tiene un costo que varía dependiendo del proveedor alrededor de 135.000 mil pesos y 168.000 mil pesos y es un producto más comercial.	Tiene un costo que varía dependiendo del proveedor alrededor de 115.000 mil pesos y 130.000 pesos.
Version	Es una versión anterior al sensor MyoWare.	Es una versión muy buena, de buena calidad.	Es una versión muy buena, de buena calidad
Requisitos	Necesita que su voltaje sea por aparte Necesita conexión espacial por aparte para la captura de señal	Usa el voltaje que arroja el Arduino UNO La conexión especial para la captura de señal la trae incluida.	Usa el voltaje que arroja el Arduino UNO Necesita mucha conexión espacial por aparte para la captura de señal.
Accesible	Se consigue aquí en Colombia.	Se consigue aquí en Colombia.	Difícil de conocer en Colombia y se demora en llegar cuando se hace el pedido del producto.

Tabla 1 Tabla de comparación (fuente propia)

Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3

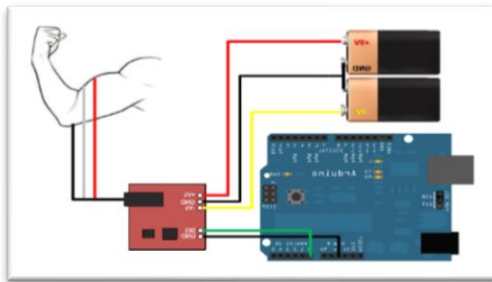


Ilustración 3 Data chip Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor 3v

Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001)

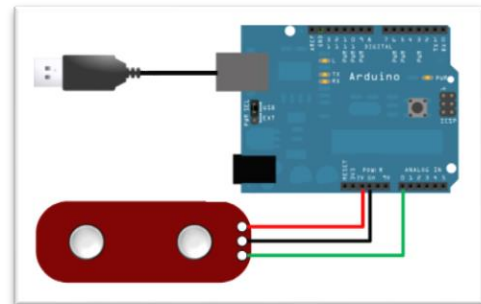


Ilustración 4 Data chip Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001)

Una vez seleccionados los sensores, se procede a ejecutar el siguiente paso en donde se realiza el montaje del circuito electrónico con cada uno de los dos sensores, con el sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3, y con el Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001).

Se explica a continuación, el ensamble del circuito electrónico del Arduino UNO con el sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3, como se muestra en las ilustraciones [5],[6] y [7].

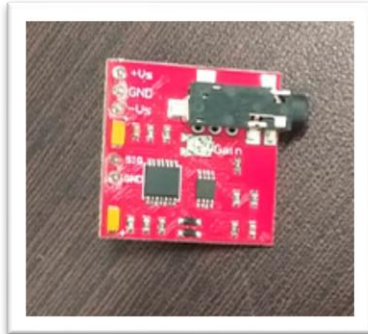


Ilustración 5 Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3 (fuente propia)



Ilustración 6 Arduino UNO (fuente propia)

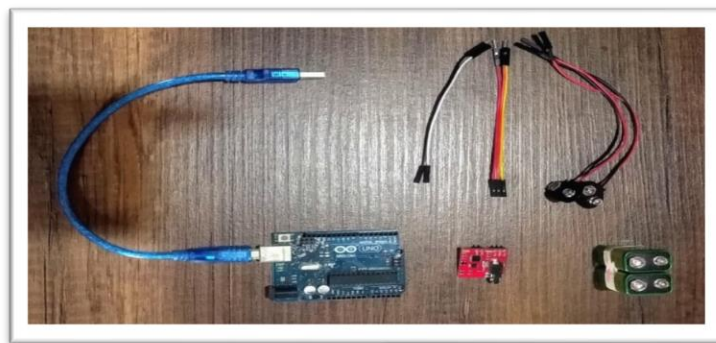


Ilustración 7 Ensamble de circuitos (fuente propia)

Paso 1: Se procede a conectar los dos cables jumper macho hembra en el Arduino, donde el lado macho es conectado en dos puertos una en el GND (puerto a tierra) y otro en un puerto analógico, que en este caso será dentro del rango A0 hasta A5 el puerto A0. Ahora bien, estos dos mismos cables son conectados al lado hembra en el sensor, el cable que está en el puerto GND del Arduino es enlazado al puerto GND del sensor, y el otro cable que está conectado al puerto A0 del Arduino será conectado al puerto SIG (por donde va a pasar las señales mioeléctricas), como se muestra en las ilustraciones [9].

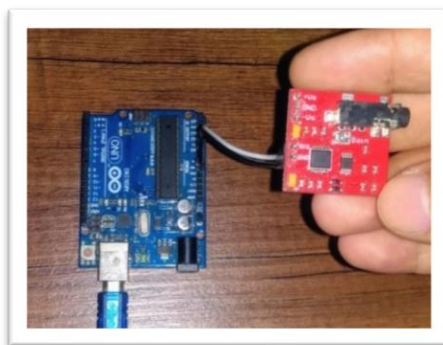


Ilustración 8 Conexión de Arduino UNO con el sensor (fuente propia)

Paso 2: Una vez realizado el procedimiento anterior, se procede a conectar tres cables jumper macho hembra, el primer cable el lado hembra al puerto +Vs (voltaje positivo), el segundo cable lado hembra es conectado al puerto GND (puerto a tierra) y el tercer cable lado hebra al puerto -Vs (voltaje negativo).

Estos tres mismos cables lado macho son conectados a los dos broches para pila cuadra de 9 Vs, el cable que está conectado al +Vs del sensor son conectados al cable positivo de los dos broches para pila cuadrada, el cable que está conectado al GND de sensor se enlaza al cable GND de los dos broches para pila cuadrada, y el tercer cable que está conectado al -Vs del sensor serán conectados al cable negativos de los dos broches para pila cuadrada y por últimos se conecta las dos baterías alimentadoras cuadradas de 9Vs, como se muestra en las ilustraciones [9] y [10].



Ilustración 9 Conexión de Arduino UNO al medio USB (fuente propia)

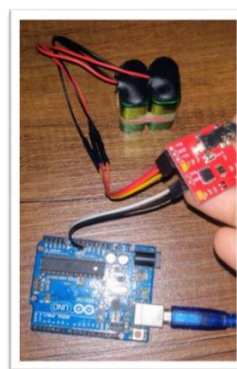


Ilustración 10 Conexión de Arduino UNO con el sensor (fuente propia)

Paso3: Una vez se tiene el circuito armado, se procede a conectar el Arduino UNO al computador, este Arduino UNO se conecta por medio de cable USB con el que trabaja, es enlazado con un puerto, que es el puerto COM5 en este caso, (en otros computadores puede trabajar con otros puertos).

A continuacion, se explica el ensamble del circuito electrónico del Arduino UNO con el Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001), como se muestra en las ilustraciones [11] y [12].



Ilustración 11 Arduino UNO (fuente propia)

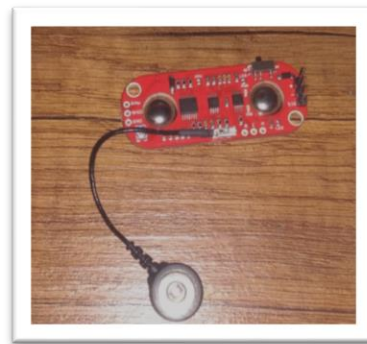


Ilustración 12 Sensor MyoWare (fuente propia)

Paso 1: En primera instancia, se conecta dos cables jumper macho hembra en el Arduino, donde el lado macho es conectado en dos puertos una en el GND (puerto a tierra) y otro en un puerto analógico en este se eligió dentro del rango A0 hasta A5 el puerto A0.

Paso 2: Como acto seguido, los mismos cables son conectados al lado hembra en el sensor, el cable que está en el puerto GND del Arduino a su vez, es enlazado al puerto GND del sensor, y el otro cable que está conectado al puerto A0 del Arduino se conecta al puerto SIG (por donde va a pasar las señales mioeléctricas), como se muestra en las ilustraciones [13].



Ilustración 13 Conexión del sensor al Arduino UNO (fuente propia)

Paso 3: Una vez se tiene el circuito armado ahora se procede a conectar el Arduino UNO al computador, este Arduino UNO se conecta por medio de cable USB con el que trabaja con un puerto que es el puesto COM5 en este caso, en otros computadores puede trabajar con otros puertos.

Fase 2: Desarrollar un sistema de análisis de datos EMG con el fin de generar órdenes en un prototipo robótico.

En esta segunda fase se realiza el algoritmo empleado en el prototipo de este proyecto que se representa por medio de un diagrama de flujo como se ve en las siguientes imágenes [14].

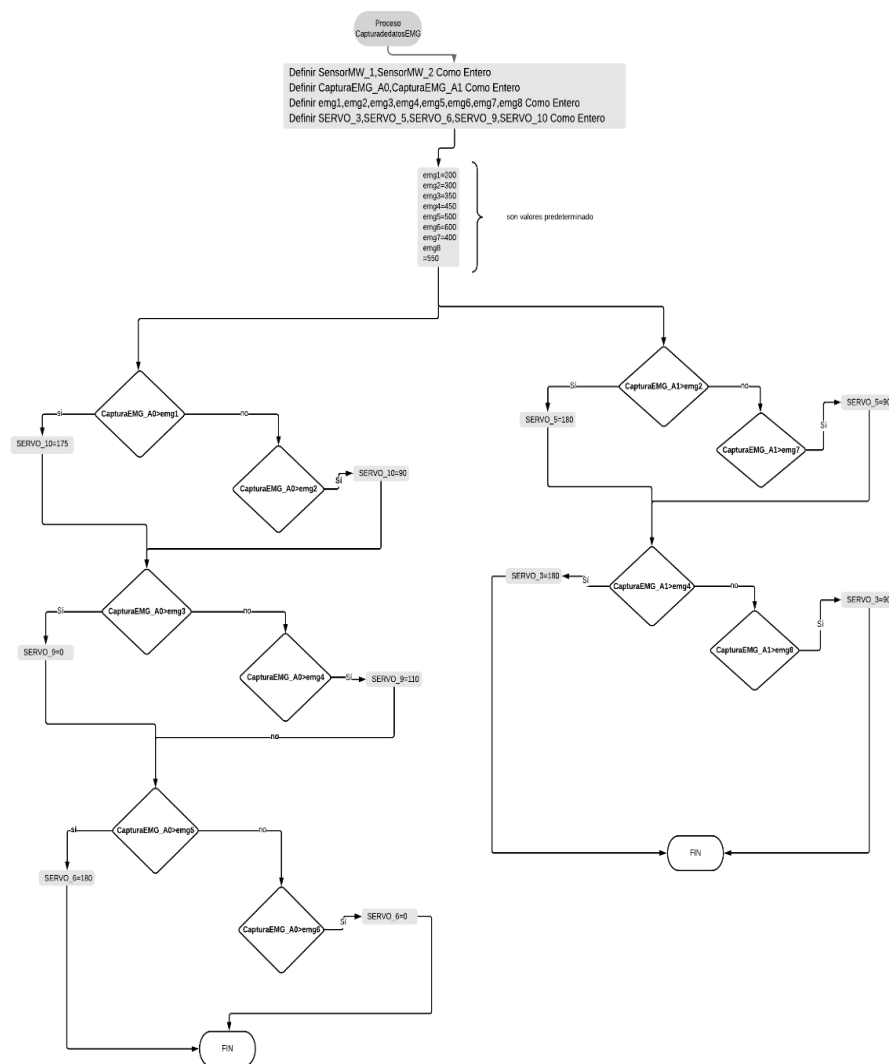


Ilustración 14 Diagrama de flujo 1 (fuente propia)

Como se muestra en la imagen anterior [14], se explica el algoritmo de este prototipo, donde se especifica que los dos sensores actúan por separado, dado que los dos sensores capturan y transmiten unas señales mioeléctricas tomadas del musculo seleccionado, donde cada secuencia algorítmica recibe esa señal, la interpreta, la compara con unos datos ya preestablecidos y se ejecuta para que los servomotores se muevan a cierto grado.

A su vez se muestra otro diagrama de flujo mostrando cómo funciona el prototipo como se ve en la siguiente imagen [15].

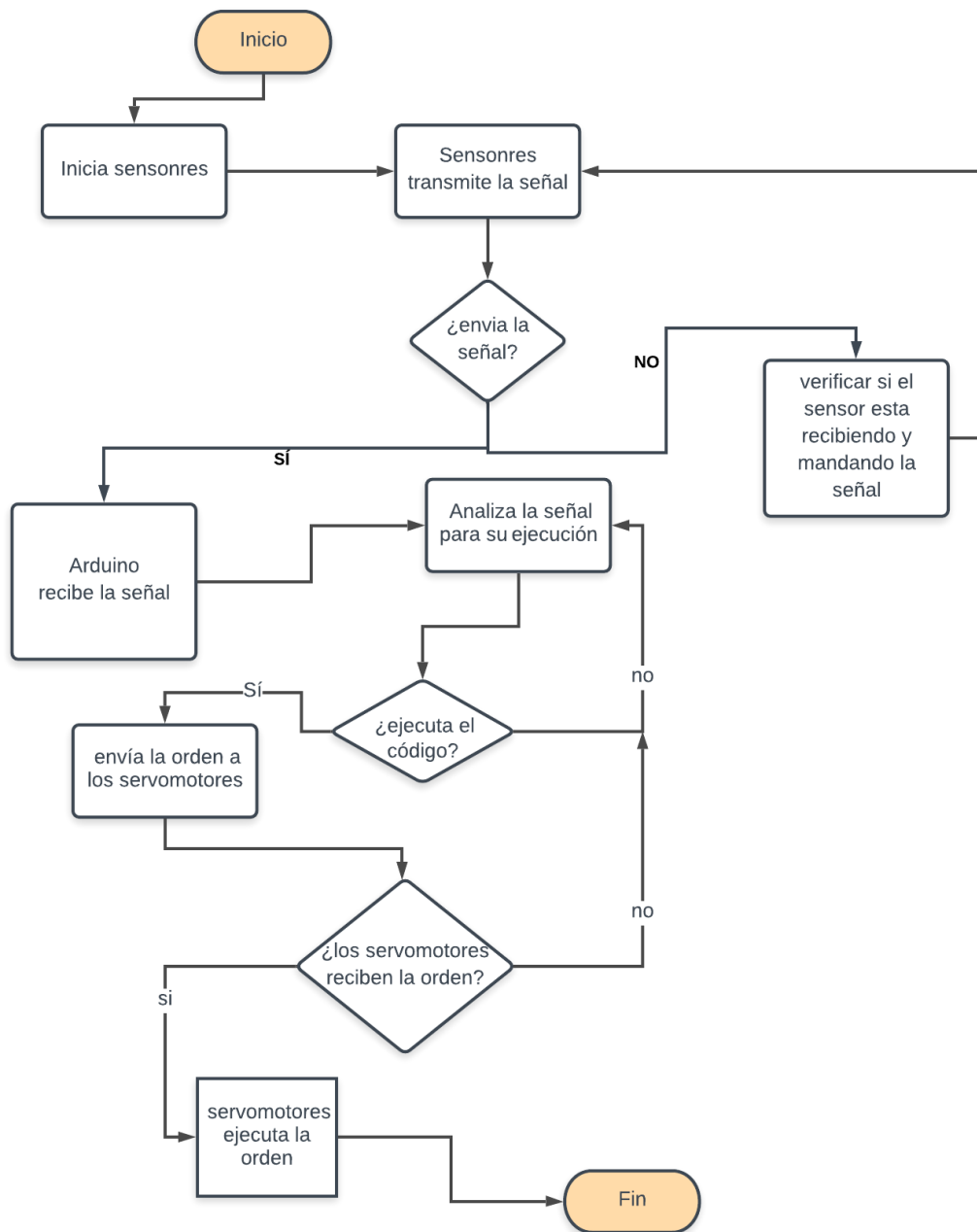


Ilustración 15 Diagrama de flujo 2 (fuente propia)

En la imagen anterior [15] se explica de cómo funciona el prototipo, la secuencia de pasos del proceso, desde el momento que los sensores reciben la señal y transmitan esa señal al Arduino y a su vez de como el Arduino analiza esa señal y la transmite como una orden hacia los servomotores y estos reciben esa orden para realizar el movimiento requerido.

Se procede a la digitación del código, para en si poder entrar en materia que es el analisis de las señales mioeléctricas, que se visualizar por medio del software del Arduino que es la versión 1.8.8, donde se ingresó un fragmento del código que se ve

En la siguiente imagen [16], se muestra una parte del programa escrito para el SBC Arduino, en el cual se analizan las señales mioeléctricas provenientes de los sensores.

```
void setup(){
  Serial.begin(9600); //Inicialice la comunicación serial a 9600 bits por segundo:
}

void loop(){
  int sensorValue = analogRead(A0); //Leer los electrodos
  // lectura analógica (que va de 0 - 1023) a un voltaje (0 - 5V)
  //float voltage = sensorValue * (100.0 / 1023.0);
  //Enviar las lecturas filtradas por Serial
  Serial.println(sensorValue); //Enviar las lecturas filtradas por Serial
  delay(100);
}
```

Ilustración 16 Código de programación (fuente propia)

Para el desarrollo del prototipo se inicia con la prueba y análisis de la señal proveniente de un único sensor, como muestra la imagen, se ejecuta, para Iniciar con pruebas con el sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3 y con el Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001), con el Arduino UNO, para mostrar las señales mioeléctricas en el software Arduino versión 1.8.8 que nos permite visualizar las señales mioeléctricas, como se muestra en las ilustraciones [17] y [18].

Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor V3.

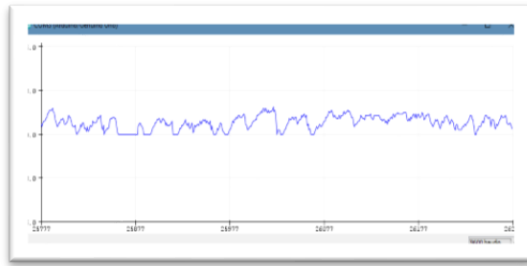


Ilustración 17 Señales mioeléctricas 1 (fuente propia)

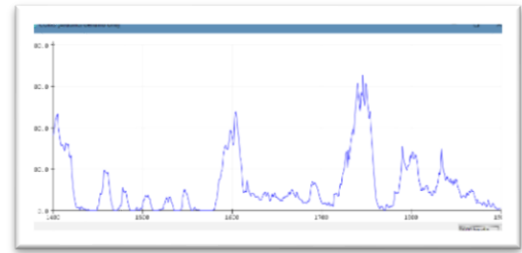


Ilustración 18 Señales mioeléctricas 2 (fuente propia)

en estas imágenes se muestran las señales obtenidas desde el sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3, las cuales se muestran con ruido sobrepuesto y no salen muy definidas, estas son señales llamadas crudas, ya que no tienen un procesamiento más allá de la amplificación y en algunos casos de filtros analógicos de paso. Estas señales se muestran en las ilustraciones [19].

Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001)

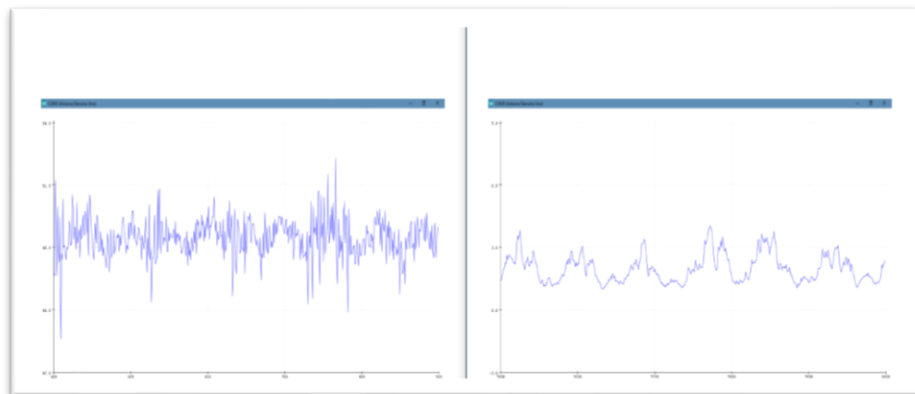


Ilustración 19 Señales del sensor (fuente propia)

En estas imágenes se muestran las señales crudas y las señales pre-procesadas obtenidas en el Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001), este sensor es la versión mejorada del sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3.

Después de analizar las gráficas de las señales obtenidas de estos sensores, utilizando MATLAB y Arduino versión 1.8.8, se realizan más pruebas con el

Sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3, Arduino Uno y con el software Matlab.

Se hicieron varias pruebas solo para ver cómo se mostraban las señales y los datos de estas señales en Matlab, en este caso con el sensor Advancer Technologies Muscle Sensor v3, como se muestra en las ilustraciones [20] y [21].

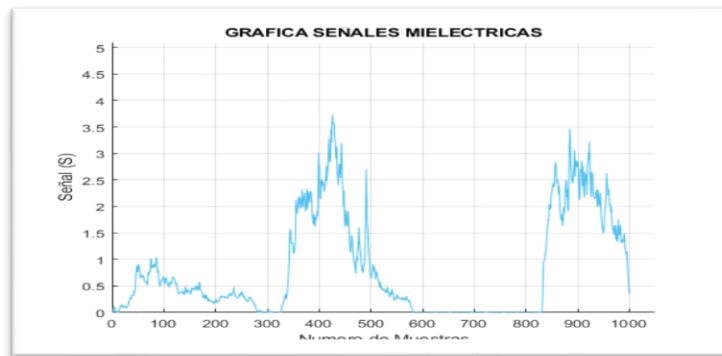


Ilustración 20 Grafica de señales mioeléctricas (fuente propia)

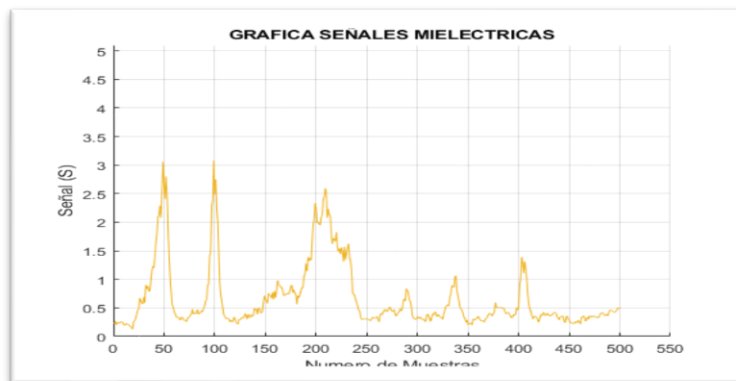


Ilustración 21 Grafica de señales mioeléctricas (fuente propia)

Seguimos con las pruebas con Arduino Uno y Matlab, pero con el Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001) se obtienen estas señales, como se muestra en las ilustraciones [22] y [23].

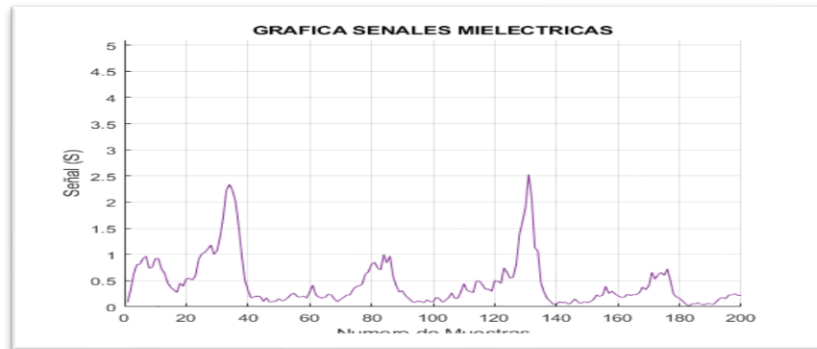


Ilustración 22 Grafica de señales mioeléctricas (fuente propia)

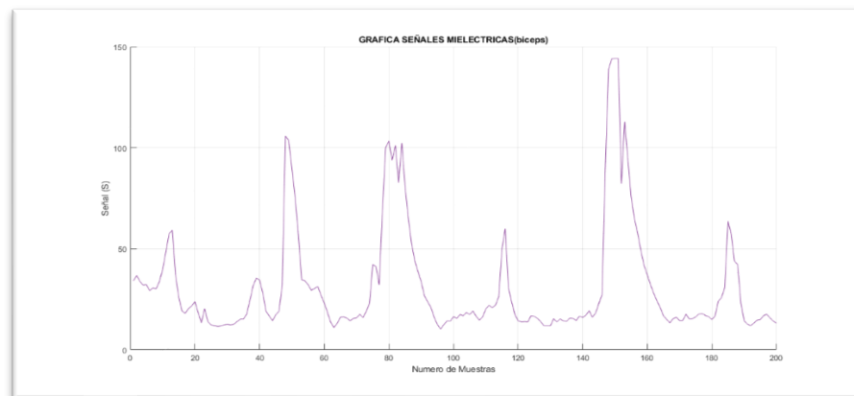


Ilustración 23 Grafica de señales mioeléctricas (fuente propia)

Se realizan estas dos pruebas con sensores diferente para mostrar la diferencia y la calidad de las señales tomadas, donde se observa claramente que en las segundas pruebas se muestran más nítidas las señales.

También se realizaron pruebas con Python, donde igualmente se comparan y analizan los datos, obteniendo resultados similares a los que entrega Matlab como se puede observar en las siguientes gráficas.

Grafica tomada sobre el bíceps al estirar y encoger el musculo con Python, como se muestra en las ilustraciones [24].

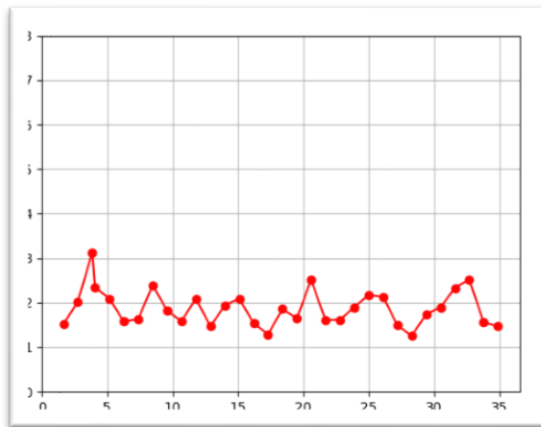


Ilustración 24 Grafica de músculo Python (fuente propia)

Grafica tomada sobre el bíceps al estirar y encoger el musculo con Matlab, como se muestra en las ilustraciones [25].

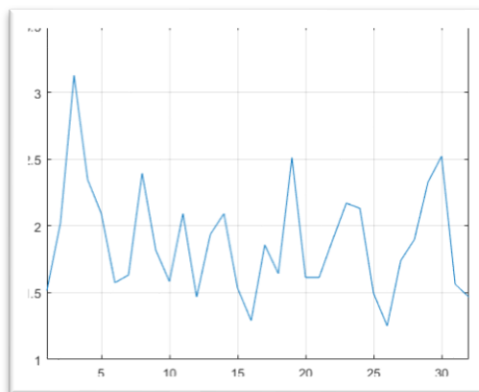


Ilustración 25 Grafica de músculo Matlab (fuente propia)

Se puede observar los picos de la señal mioeléctrica, existe coincidencia en la ubicación de los picos y su amplitud. En la señal se observa que al realizar el movimiento del musculo se obtienen variaciones en la magnitud de los picos y en el periodo entre los diferentes picos de las señales. Estas son señales pre-procesadas recibidas del Sensor MyoWare Muscle (AT-04-001), se calculan de la siguiente forma:

Con la fórmula que dice: posición actual menos la posición anterior y así podremos hallar los picos más altos. En esta cuarta fase, se conectan los servomotores con la tarjeta electrónica Arduino con la ayuda de un protoboard para ver su funcionalidad, para poder implementarlos con los sensores mioeléctricas, como se muestra en las ilustraciones [26].

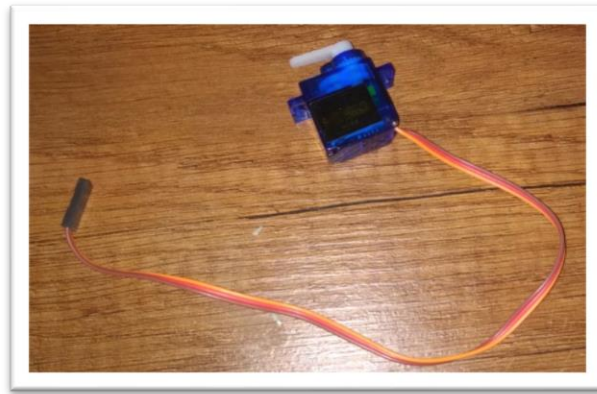


Ilustración 26 Imagen de servomotor (fuente propia)

Este servomotor tiene tres cables que son: El primero de color café, es donde va conectado el GND, el segundo que es color rojo es donde el positivo y el tercero que es color naranja es dato por donde va a recibir la orden que permite al servo motor girar de 0 grados a 180 y viceversa.

Se realiza la respectiva conexión como se muestra en la ilustración [27].

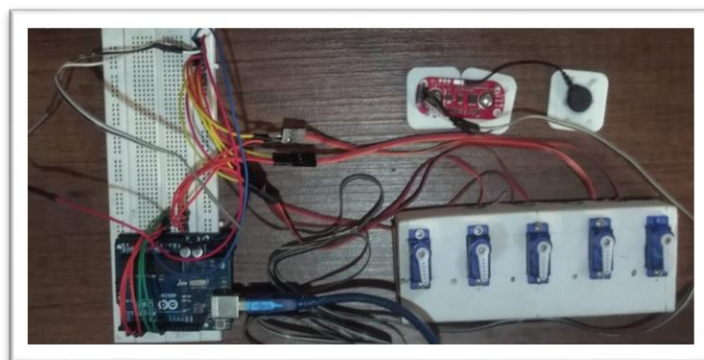


Ilustración 27 Imagen de ensamble (fuente propia)

Se utilizan los puertos habilitados para PWM en la tarjeta electrónica Arduino Uno, en esta se conectan los cables de datos de los servomotores a los pines

digitales con símbolo (~) que son, 3~, 5~, 6~, 9~, 10~y 11~, pero gracias a la librería, `#include <Servo.h>`, se pueden conectar los servomotores que cualquiera de estas entradas, el cable positivo a los 5v de la fuente de alimentación y el cable GND al GND del Arduino, anteriormente en el documento se muestra cómo se conecta el sensor mioeléctrico.

Por último, se realizan las pruebas para mover los servomotores con las señales mioeléctricas de cualquier músculo del brazo, la mayoría de las pruebas se realizan con el músculo del bíceps y el musculo del antebrazo, como se muestra en la ilustración [28].



Ilustración 28 Imagen de antebrazo (fuente propia)

Esta señal nos arroja unos valores de 0.0 hasta 500.0 uV, este valor es dependiente de la fuerza muscular del movimiento. Para ello se divide el rango en 10 valores y de estos se toman de dos en dos para asignar señales de control a cada servo. Utilizando un solo sensor mioeléctrico para la primera prueba:

- Servomotor 1: 10 a 20%
- Servomotor 2 30 a 40%
- Servomotor 3: 50 a 60%
- Servomotor 4: 70 a 80%

- Servomotor 5: 90 a 100%

Esta es la Señal mioeléctrica seleccionada del musculo del antebrazo obtenida en Python, como se muestra en las ilustraciones [29] y [30].

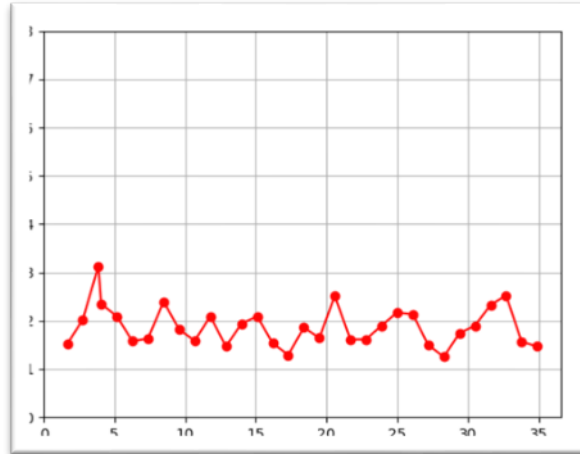


Ilustración 29 Grafica de antebrazo (fuente propia)

Músculo bíceps.



Ilustración 30 Imagen de bíceps (fuente propia)

En otra prueba se toma un valor de 70% del pico máximo de la señal y con esto accionar el servomotor en un movimiento entre 90 grados y 180 grados.

Con esta señal se accionan simultáneamente 5 servos, uno por cada dedo, con lo cual se obtiene un movimiento de cierre de la mano.

- Todos los servomotores, del 1 al 5: 70%

Señal Mioeléctrica seleccionada del musculo del bíceps obtenida en Python, como se muestra en las ilustraciones [31].

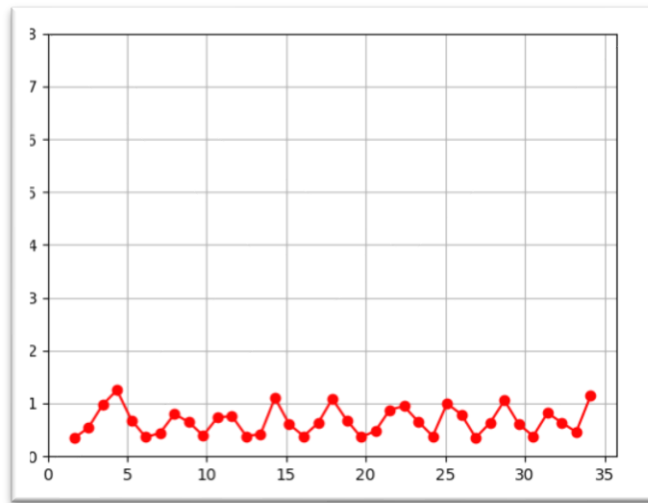


Ilustración 31 Grafica de bíceps (fuente propia)

Fase 3: Ensamblar prototipo básico de una mano para probar el sistema básico de control generando los 5 DOF.

En la tabla [2], se muestran algunos kits de prototipos manos y brazos robóticas que se pueden conseguir en el mercado nacional. A partir del análisis de las características de cada una de ellas y a los requisitos del prototipo requerido, se selecciona el kit de la mano robótica de 5 DOF por las siguientes razones: Es más conveniente una mano robótica que un brazo robótico, No se requiere más allá de un prototipo de 5 DOF, el costo está dentro del presupuesto y puede ser comprado fácilmente y en corto tiempo. Adicionalmente al ser de estructura metálica, presenta mayor durabilidad.




Elemento	Mano robótica de 5 DOF	Brazo Robótico 6 DOF Metálico	Brazo Robótico 4 DOF Metálico
	 <p data-bbox="555 640 778 719"><i>Ilustración 32 Mano robótica 5 DOF (fuente propia)</i></p>	 <p data-bbox="804 640 1098 719"><i>Ilustración 33 Mano robótica 6 DOF (https://www.vistronica.com)</i></p>	 <p data-bbox="1139 640 1433 719"><i>Ilustración 34 Mano robótica 3 DOF (https://www.vistronica.com)</i></p>
Precio	Esta mano robótica está costando dentro de los 280.000 mil pesos	Esta mano robótica está costando dentro de los 488.000 mil pesos	Esta mano robótica está costando dentro de los 123.000 mil pesos
accesibilidad	Es fácil de conseguir a qui mismo en Colombia y no se demoró en llegar	Es fácil de conseguir a qui mismo en Colombia y no se demora en llegar	Es fácil de conseguir a qui mismo en Colombia y no se demora en llegar
funcionalidad	Es que necesitamos en nuestro proyecto por que genere 5 DOF	No nos sirve a pesar de que genera 6 DOF, el que se necesita es el que genere 5 DOF	No nos sirve a pesar de que genera 3 DOF, el que se necesita es el que genere 5 DOF

Tabla 2 Tabla comparación (fuente propia)

Esta mano robótica viene desarmada, por ello a continuación, se muestra el ensamble paso a paso, se divide en tres Pasos, una dificultad es que el manual de esta mano viene escrito solo en Mandarín (chino), aunque se encuentran recursos de ayuda en línea.

PASO A PASO ENSAMBLE DE LA MANO RÓBOTICA

Paso uno



Ilustración 35 Paso 1 (fuente del manual de la mano robótica)

1. Ordenar los dedos para después ser ensamblados



Ilustración 36 Paso 2 (fuente del manual de la mano robótica)

2. Ensamble de cada dedo, se debe atornillar con cuidado



Ilustración 37 primer dedo (fuente del manual de la mano robótica)



Ilustración 38 Los 5 dedos armados (fuente del manual de la mano robótica)

Tabla 3 Ensamble paso uno (fuente del manual de la mano robótica)

Paso dos

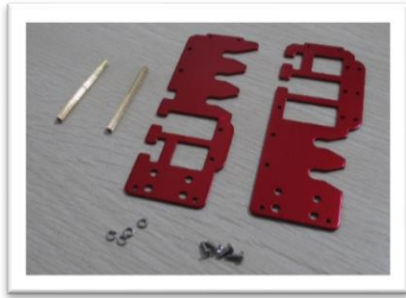


Ilustración 39 Paso 3 (fuente del manual de la mano robótica)

3. Ordenar la base donde van sujetos los dedos para después ser ensamblado

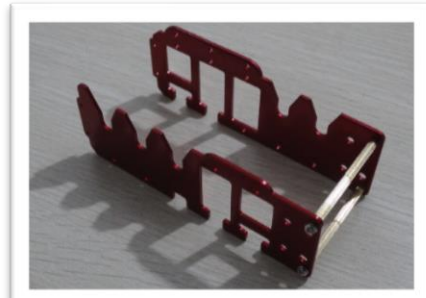


Ilustración 40 Paso 4 (fuente del manual de la mano robótica)

4. Ensamble de la parte inferior de la base de los dedos



Ilustración 41 Paso 5 (fuente del manual de la mano robótica)

5. Ensamble de la parte superior de la base de los dedos

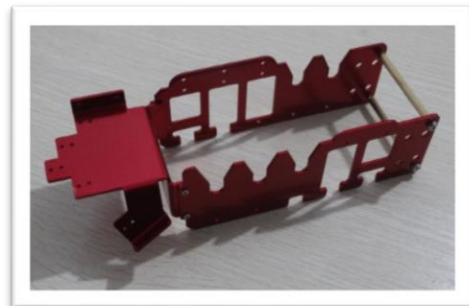


Ilustración 42 Base de los dedos (fuente del manual de la mano robótica)



Ilustración 43 Paso 6 servomotores (fuente del manual de la mano robótica)

6. Se prepara los servomotores, se le coloca sus arandelas y se atornilla con cuidado cada uno de los 5 servomotores.



Ilustración 44 Servomotores (fuente del manual de la mano robótica)

Tabla 4 Ensamble paso dos (fuente del manual de la mano robótica)

Paso tres

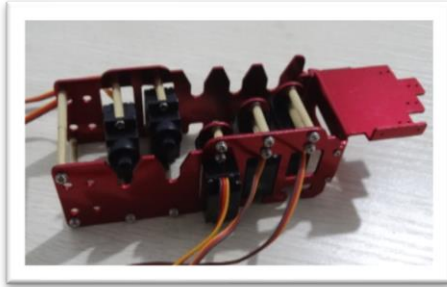


Ilustración 45 Paso 7 Los servomotores en la base (fuente del manual de la mano robótica)

7. Se coloca los servomotores en la base

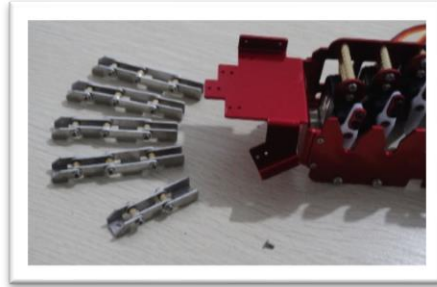


Ilustración 46 Paso 8 Los dedos en la base (fuente del manual de la mano robótica)

8. Se ordenan los dedos ya armado cerca de la mano y se procede a atornillarlos

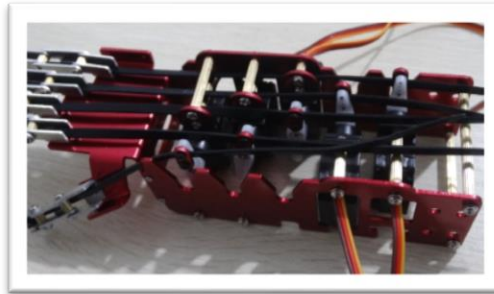


Ilustración 47 Paso 9 los dedos en la base 1 (fuente del manual de la mano robótica)

9. A continuación, a los dedos se les coloca un surco o agarradera para que los dedos puedan hacer el movimiento y quede sujeto

Tabla 5 Ensamble paso tres (fuente del manual de la mano robótica)

A continuación, se muestra la mano robótica terminada y el circuito del prototipo como se ve en las siguientes imágenes [49] y [50].



Ilustración 48 Mano robótica (fuente propia)

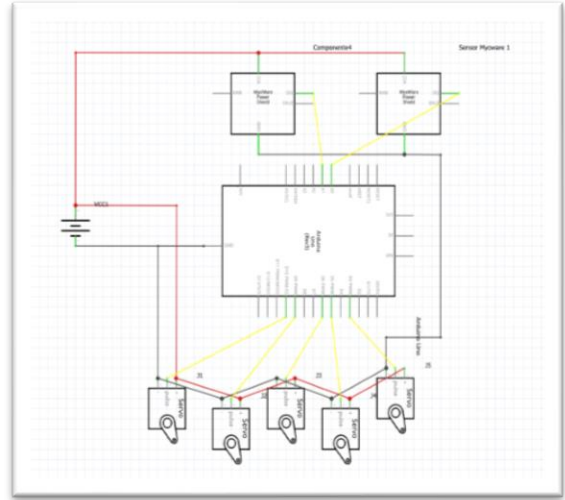


Ilustración 49 Circuito final (fuente propia)

Posteriormente se toma el conjunto y se realiza un ensamble completo como muestran las imágenes a continuación.

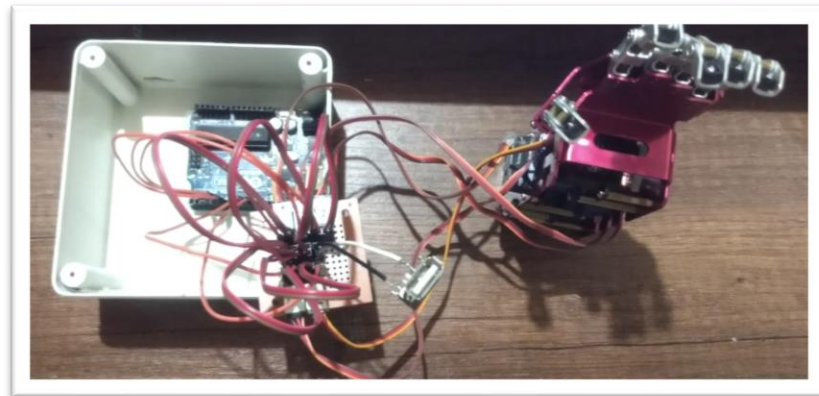


Ilustración 50 Conexión de los servomotores al Arduino UNO (fuente propia)

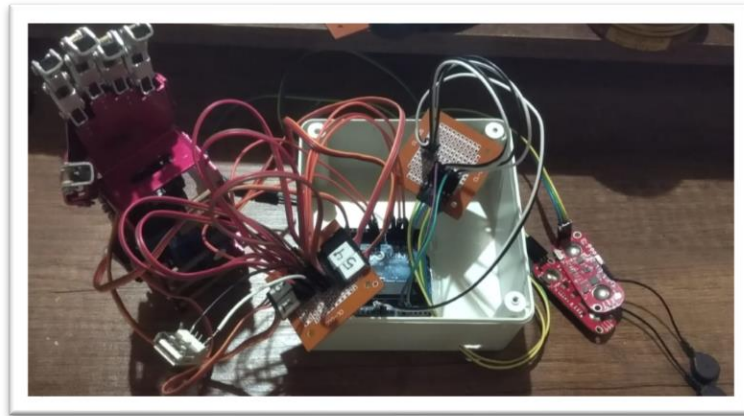


Ilustración 51 Conexión de los sensores y los servomotores con el Arduino UNO (fuente propia)

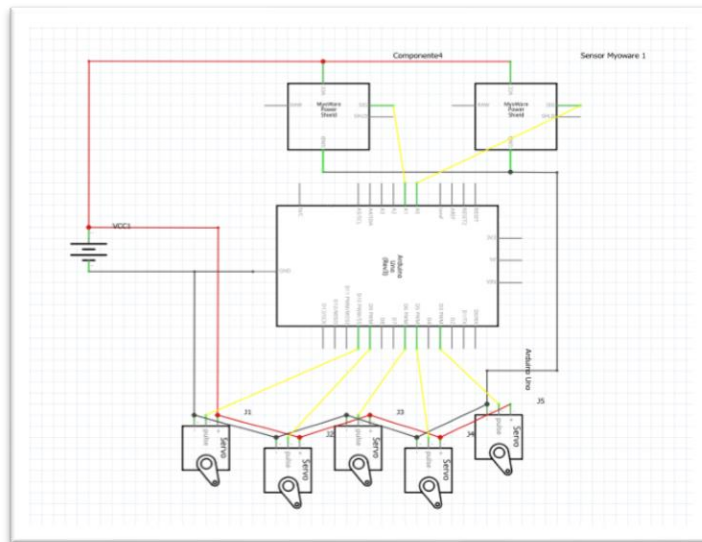
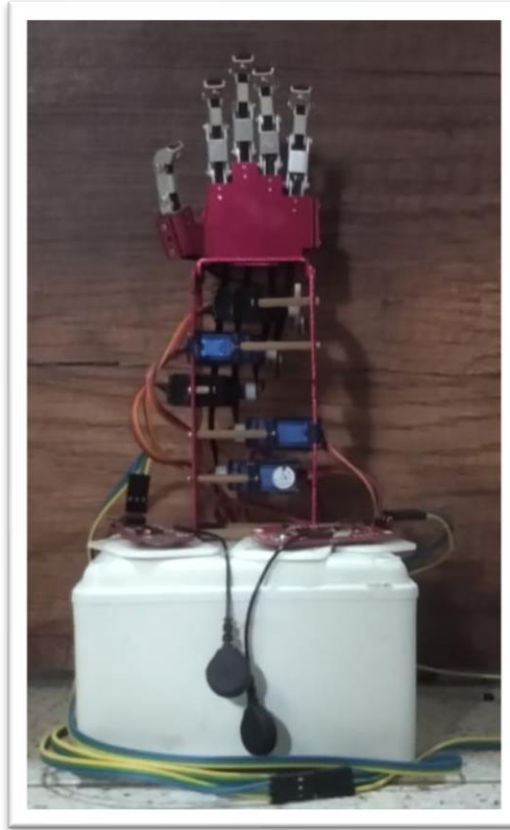


Ilustración 52 Circuito final (fuente propia)

Fase 4: Probar los medios del sistema con el fin de verificar el funcionamiento de todo el prototipo

En esta cuarta fase se encuentra ya la mano y los circuitos incorporados como se ve en la siguiente imagen [53].



*Ilustración 53 Mano robótica con el circuito final
(fuente propia)*

En esta fase se procede a probar el funcionamiento de los sensores por medio de ciertos movimientos que realiza el músculo seleccionado, para mover cada servomotor, el sensor que manda la señal al Arduino por el puerto A0 moverá 3 servomotores simultáneamente y el otro sensor que manda la señal al Arduino por el puerto A1 moverá los otros dos servomotores simultáneamente y así se observa como los dedos de la mano robótica se mueven, todo el circuito se encuentra dentro de la caja.

CAPITULO 4: RESULTADOS Y CONCLUSIONES

4.1 Resultados

En el proceso de desarrollo de este prototipo de captura de señales mioeléctricas se realizan varias pruebas dónde se elige el bíceps como músculo principal de análisis, al conectar el prototipo al musculo, se obtiene una señal mioeléctrica, en el proceso de encoger y estirar este músculo.

Se obtienen las gráficas, donde se refleja la señal por medio de una serie de valores numéricos, se eligieron varias gráficas con sus valores para mostrar cómo funciona esta señal mioeléctricas en el momento de encoger y estirar el músculo a continuación. se muestra estos resultados de 3 pruebas:

4.1.1 Primera prueba

En esta primera prueba se obtienen algunos datos después de haber seleccionado uno de los músculos del brazo: bíceps, donde se realizó un movimiento repetitivo, que es contracción y estiramiento del músculo, en el proceso que el musculo se contrae se aplica fuerza y cuando el musculo se estira no se aplica fuerza es decir que el músculo se relajó, como se puede observar en la imagen [37].

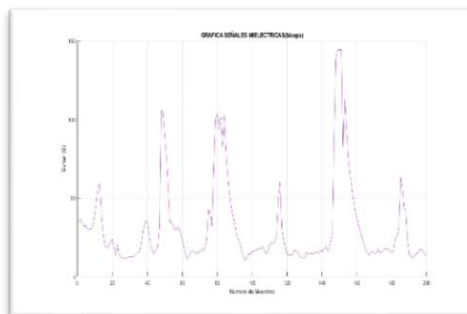


Ilustración 54 Grafica prueba uno (fuente propia)

En la señal tomada, el musculo muestra picos altos y picos bajos, es decir, en el momento que el musculo se contrae se aplica fuerza, una fuerza que varía su intensidad y donde la señal es baja se encuentran picos demasiados bajos, que no son detectables, es donde el musculo está en reposo o estirado sin aplicar fuerza, esta señal arroja valores numéricos, con el fin de evidenciar lo antes descrito se escoge una muestra de estos valores, tabla [1].

20.38123167	33.72434018	36.80351906	12.60997067	48.24046921
13.92961877	39.58944282	33.87096774	12.31671554	49.34349921
12.31671554	48.24046921	31.96480938	12.60997067	58.25045521
11.87683284	57.47800587	32.25806452	13.92961877	59.34346921
11.58357771	59.23753666	29.32551320	15.10263930	58.24336921

Tabla 6 Datos de la señal mioeléctrica de la ilustración 54 (fuente propia)

Los datos bajos corresponden a momentos en los que el músculo está en reposo o el músculo este estirado sin aplicar fuerza y los datos altos es donde el músculo aplica fuerza.

4.1.2 Segunda prueba

En esta segunda prueba, se obtuvieron algunos datos tras la selección del bíceps -músculos del brazo-. En este se realiza un movimiento repetitivo de contracción y estiramiento del músculo, durante el proceso de contracción se aplica un poco de fuerza y cuando el musculo se estira no se aplica (relajación), en la ilustración [15] se evidencian los resultados de esta acción: al momento de la contracción se producen altos picos que varían de acuerdo a la intensidad de la fuerza empleada; por otro lado, se presentan picos demasiado bajo (en momentos no detectables) cuando el musculo está en reposo o estirado (sin aplicar fuerza).

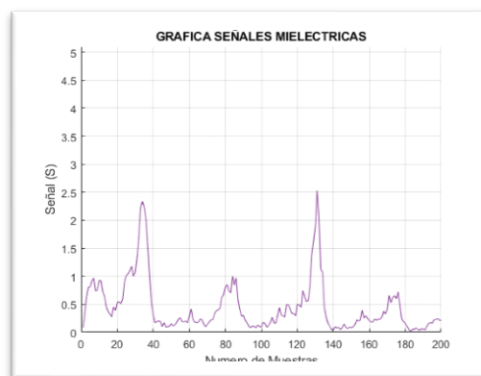


Ilustración 55 Grafica prueba tres (fuente propia)

Las señales representadas en la ilustración [38] arroja diversos valores numéricos, representados en la muestra de la tabla [2], encontrando lo que indico anteriormente: picos altos durante la contracción y picos bajos en el momento de la relajación del músculo.

14.95601173	37.24340176	13.74193548	16.86217009	37.24340176
16.71554252	32.25806452	12.88856305	17.59530792	32.25806452
17.04692082	28.00586510	17.00879765	11.87683284	28.00586510
17.80645161	24.19354839	16.42228739	13.19648094	24.19354839
18.79178886	20.96774194	14.51612903	14.66275660	20.96774194

Tabla 7 Datos de la señal mioeléctrica de la ilustración 38 (fuente propia)

4.1.3 Tercera prueba

En esta tercera prueba, siguiendo con el bíceps como músculo de referencia, se continúa con un movimiento repetitivo de contracción y relajación del músculo, con algunos cambios, se aplica mayor fuerza al momento de la contracción, manteniendo sin fuerza durante la relajación, ver ilustración [39].



Ilustración 56 Grafica prueba tres (fuente propia)

De igual manera que en la prueba dos, la señal tomada del musculo muestra picos altos y picos bajos durante la contracción y la relajación, al aplicar fuerza se presentan picos altos y sin fuerza se presentan picos bajos que en algunos

casos no son detectables. Los valores numéricos asociados a la acción realizada pueden observarse en la tabla [3]

144.13489736	144.13489736	16.1290326	17.74193548	16.12903226
144.28152493	144.28152493	18.1881818	17.88856305	18.18181818
144.28152493	144.28152493	22.8739029	17.00879765	22.87390029
113.04985337	113.04985337	89.0029255	14.95601173	89.00293255
94.42815249	94.42815249	138.8563499	16.71554252	138.85630499

Tabla 8 Datos de la señal mioeléctrica de la ilustración 56 (fuente propia)

En estas gráficas y sus datos, se escogieron varios valores donde se refleja los puntos en dónde se hizo más fuerza y menos fuerza, en el movimiento experimental. En los puntos bajos, se muestra el músculo en estado de relajación, mientras que los puntos altos indican un alto nivel de tensión.

4.2 Conclusiones

Se realiza el diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma basado en sensores y su utilización futura para el posible control de una mano robótica, logrando cumplir con los objetivos planteados, como se muestra en los resultados obtenidos.

Dentro del desarrollo del trabajo se utiliza una interfaz electrónica que capta, manipula y procesa las señales EMG provenientes de los músculos a nivel superficial. La caracterización de las señales mioeléctricas fue realizada a través de sistemas electrónicos discretos y herramientas de análisis matemático computacional (Matlab y Python con NumPy), dichas señales fueron integradas dentro de un sistema embebido con capacidad de interpretar y generar las señales que controlan el prototipo.

Se determina la discriminación de movimiento de la mano cuando está abierta y cuando está cerrada mediante la implementación de un algoritmo de comparación de umbrales, permitiendo así obtener buenos resultados.

En los resultados obtenidos se puede apreciar que las señales EMG son magnitudes muy inestables que varían de persona a persona, ya que cada una de ellas presenta distintas respuestas que dependen del esfuerzo aplicado al músculo y además cada músculo presenta distintos tipos de magnitud de fatiga haciendo que la señal se debilite.

Se demuestra satisfactoriamente en este trabajo, que través del uso de un sensor mioeléctrico superficial, fue posible obtener señales mioeléctricas, de la contracción de los músculos responsables de los movimientos de una mano humana, así como desarrollar una forma de selección y caracterización de señales mioeléctricas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1 J. M. D. González, «ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES,» *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, nº 1, p. 15, 18 de enero 2004.
- [2 L. Ríos, «Uso de materiales con memoria de forma para actuar los dedos de una prótesis de miembro superior,» *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, nº 1, p. 15, 18 de enero 2004.
- [3 L. Carvajal, «Diseño de un método para capturar señales mioeléctricas de miembros superiores,» *Revista de la Universidad de la Amazonía*, vol. 26, pp. 33-43, 2013.
- [4 K. E. y B. H. P. Parker, «Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses,» *Electromiografía Kinesiología*, vol. 16, nº 2, pp. 541-548, 2006.
- [5 A. Y. J. J. A. R. B. L. M. B. R. y L. E. (. Cela, «Complete Low-Cost Implementation of a Teleoperated Control System for a Humanoid Robot: Sensor,» 2013. [En línea]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/13/2/1385>.
- [6 A. B. A. T. E. M. M. A. M. Roberto Merletti, «Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art,» *Elsevier*, vol. 24, nº 2, pp. 122-134, 2009-2-1.
- [7 C. B. m. Robledo,
] «<http://prodanimal.fagro.edu.uy/cursos/AFA/TEORICOS/03a%20-%20Contraccion%20muscular%20y%20transformacion%20en%20carne.pdf>,» [En línea]. Available:
<http://prodanimal.fagro.edu.uy/cursos/AFA/TEORICOS/03a%20-%20Contraccion%20muscular%20y%20transformacion%20en%20carne.pdf>
.
- [8 DANE, «DANE. “Personas con discapacidad en Colombia”,» [En línea]. Available:
<https://www.dane.gov.co/index.php/component/search/?searchword=cita&searchphrase=exact&ordering=newest&limit=10&start=0>.
- [9 G. y. G. E. Betancourt, «Reconocimientos de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas,» *Scientia Et Technica*, vol. 10, pp. 53-60, 2019.
- [1 A. P. P.F.E. Valdés, *Microcontroladores Fundamentos y Aplicaciones con PIC.*, Barcelona, España: Alfaomega, 2013, pp. 247-274.
- [1 R. G. Tello, «Towards semg classification based on Bayesian and k-NN to control a prosthetic,» de *Towards sEMG Classification Based on Bayesian*, Brazil, 2015.

[1 A. Torres, «Mano robotica,» *Ciencias de la salud*, vol. 2, p. 56, 2019.
2]