



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

TEMA: SISTEMA DE REPRODUCCIÓN Y CONTROL DE MOVIMIENTOS DE UN BRAZO ROBÓTICO BIOMECÁNICO DE 4 GDL MEDIANTE EL USO DE SEÑALES EMG Y ACELERÓMETROS

AUTORES:

ABARCA VINUEZA, STALIN ALFONSO

TAMAYO BACACELA, SANTIAGO ALEXANDER

DIRECTOR: Dr. ARCENALES VITERI, ANDRES RICARDO.

SANGOLQUÍ

2018



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, "*SISTEMA DE REPRODUCCIÓN Y CONTROL DE MOVIMIENTOS DE UN BRAZO ROBÓTICO BIOMECÁNICO DE 4 GDL MEDIANTE EL USO DE SEÑALES EMG Y ACELERÓMETROS*" fue realizado por los señores *Abarca Vinuesa, Stalin Alfonso* y *Tamayo Bacacela, Santiago Alexander* el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar a los señores *Abarca Vinuesa Stalin Alfonso* y *Tamayo Bacacela Santiago Alexander* para que lo sustenten públicamente.

Sangolquí, Agosto del 2018


Ing. Andrés Ricardo Arcentales Viteri PhD.
DIRECTOR



AUTORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **ABARCA VINUEZA STALIN ALFONSO**, con C.I. 0603528415 y **TAMAYO BACACELA SANTIAGO ALEXANDER**, con C.I. 1720536687, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación “**SISTEMA DE REPRODUCCIÓN Y CONTROL DE MOVIMIENTOS DE UN BRAZO ROBÓTICO BIOMECÁNICO DE 4 GDL MEDIANTE EL USO DE SEÑALES EMG Y ACELERÓMETROS**” es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 29 de agosto 2018



Stalin Alfonso Abarca Vinueza
C.I.: 0603528415



Santiago Alexander Tamayo Bacacela
C.I.: 1720536687



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **ABARCA VINUEZA STALIN ALFONSO** y **TAMAYO BACACELA SANTIAGO ALEXANDER**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **"SISTEMA DE REPRODUCCIÓN Y CONTROL DE MOVIMIENTOS DE UN BRAZO ROBÓTICO BIOMECÁNICO DE 4 GDL MEDIANTE EL USO DE SEÑALES EMG Y ACELERÓMETROS"** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 29 de agosto 2018

Stalin Alfonso Abarca Vinueza
C.I.: 0603528415

Santiago Alexander Tamayo Bacacela
C.I.: 1720536687

DEDICATORIAS

Este proyecto va dedicado a todos quienes algún día me dijeron estaré junto a ti, son años los dedicados a culminar esta parte tan primordial de mi vida, formarme profesionalmente, tarea imposible sin el apoyo, protección y respaldo de quienes me rodean.

A mis padres, Guillermo Abarca y Mercedes Vinueza con su labor y ejemplo han estado en cada tormenta, en cada triunfo, esto va por y para ustedes quienes sin duda merecen de mi ésta y muchas dichas más, les dedico no solo esto sino mi vida entera, esperando ser el fruto de todo el esfuerzo que han invertido en mí.

A mis primos, hermanos siempre han tenidos las palabras adecuadas, impulsando con ello a no quedarme en medio del camino.

A mis amigos, compartimos juntos este camino, llenándonos de nuevas experiencias, fracasos de los cuales nos levantamos. Indistintamente de la distancia, estamos ahí siempre, para apoyarnos camaradas.

Abarca Vinueza Stalin Alfonso

DEDICATORIAS

Este proyecto va dedicado a las futuras generaciones de la carrera de Ingeniería Electrónica, Automatización y Control para el inicio de un futuro innovador donde encontremos nuevas tecnologías y soluciones.

A mis padres Santiago Arquimides Tamayo Medina y Rosa María Bacacela que siempre han estado apoyándome en todos los proyectos de vida que me he planteado, ustedes son la base de toda meta cumplida, cuento con ustedes y les dedico este proyecto.

A mis hermanas, por sus consejos y palabras en el momento indicado.

A mis amigos, gracias por estar en toda etapa y por ser el motor y equilibrio para encontrar nuevas ideas y resolver problemas.

Tamayo Bacacela Santiago Alexander

AGRADECIMIENTOS

Mi sincero agradecimiento a quienes fueron parte del aprendizaje obtenido en todos los años de la carrera, personal y autoridades de la Universidad de las Fuerzas Armadas Espe, quienes se dedican a que jóvenes llenos de aspiraciones y sueños los cumplan y vayan por más.

Al Dr. Andrés Arcentales Viteri por ser nuestra guía y ayudarnos a resolver todos los problemas que se nos suscitaron al momento de armar el proyecto.

A mi familia y amigos porque estuvieron ahí aportando con alguna nueva idea, consejo y su apoyo incondicional.

Abarca Vinueza Stalin Alfonso

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Universidad de las Fuerzas Armadas Espe, por abrirme las puertas a crear nuestro proyecto, el aprendizaje obtenido y el apoyo de la institución que ha sido pilar fundamental en la culminación de esta meta trazada ya hace algún tiempo.

A nuestro tutor Dr. Andrés Arcentales Viteri por cada nueva idea que aportó, su experiencia y profesionalismo fue esencial en cada nuevo paso que dimos para terminar el proyecto.

A mi familia, mis padres que siempre estuvieron conmigo en malos y buenos momentos, mis hermanos, que juntos hacemos que nuestra familia se llene de metas cumplidas y a mis amigos gracias por todo el apoyo incondicional que me han dado.

Tamayo Bacacela Santiago Alexander

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN	i
AUTORIA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIAS	iv
DEDICATORIAS	v
AGRADECIMIENTOS	vi
AGRADECIMIENTOS	vii
ÍNDICE DE CONTENIDOS	viii
RESUMEN	xvii
ABSTRACT	xviii
CAPITULO I	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación e Importancia	3
1.3 Alcance	4
1.4 Objetivos	6

1.4.1 Objetivo general	6
1.4.2 Objetivo específico.....	6
CAPITULO II.....	7
2 MARCO TEÓRICO	7
2.1 Introducción.....	7
2.2 Kinesiología de la extremidad superior.....	7
2.2.1 Anatomía de la extremidad superior	8
2.2.2 Biomecánica de la extremidad superior	10
2.3 Electromiografía.....	12
2.3.1 Características de las señales EMG	13
2.3.2 Registro de señales EMG	14
2.4 Unidades de medición inercial.....	16
2.5 Señales biomédicas en la robótica.....	19
2.5.1 Aplicaciones en robots.....	19
CAPITULO III	22
3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE SENSADO DE MOVIMIENTO 22	
3.1 Introducción.....	22
3.2 Plataforma de procesamiento STM32F4.....	23
3.3 Diseño e implementación del hardware para el registro de las señales EMG.....	25

	x
3.3.1 Electroodos	25
3.3.2 Acondicionamiento de la señal EMG	26
3.4 Software del sistema de adquisición y procesamiento de EMG	29
3.4.1 Conversor análogo digital	30
3.4.2 Filtrado Digital	31
3.4.3 Extracción de características.....	33
3.5 Clasificador para la detección movimientos	37
3.5.1 Red Neuronal 1	39
3.5.2 Red neuronal 2.....	43
3.6 Diseño e implementación del sistema de sensado del desplazamiento angular	46
3.7 Adquisición y procesamiento de las unidades de medición inercial BNO055.....	47
3.8 Integración del sistema de adquisición de EMG e IMU BNO055	50
CAPITULO IV	54
4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL BRAZO ROBÓTICO	54
4.1 Introducción.....	54
4.2 Mecánica del brazo robótico	54
4.2.1 Cintura escapular	55
4.2.2 Brazo.....	57
4.2.3 Codo.....	59

	xi
4.2.4 Antebrazo	60
4.2.5 Muñeca	63
4.2.6 Mano.....	65
4.3 Dimensionamiento de servomotores	67
4.4 Sistema de control de movimientos.....	70
CAPITULO V	73
5 INTEGRACION DEL SISTEMA.....	73
5.1 Introducción.....	73
5.2 Interconexión del sistema de sensado y control	74
5.3 Pruebas y resultados.....	74
5.3.1 Desempeño del clasificador.....	75
5.3.2 Análisis estadístico.....	77
5.3.3 Pruebas de funcionamiento	84
CAPITULO VI	89
6 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	89
6.1 Sensado y detección de movimiento	89
6.2 Diseño y construcción del brazo robótico biomecánico	91
6.3 Sistema de reproducción de movimientos	92
BIBLIOGRAFIA.....	93

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Miología de la extremidad superior</i>	9
Tabla 2 <i>Biomecánica de la extremidad superior</i>	11
Tabla 3 <i>Características de la STM32F407</i>	23
Tabla 4 <i>Pines de conversión de análogo a digital</i>	30
Tabla 5 <i>Propiedades de la red neuronal del bícep</i>	40
Tabla 6 <i>Parámetros de entrenamiento de la red neuronal del bícep</i>	41
Tabla 7 <i>Propiedades de la red neuronal del supinador largo y cubital anterior</i>	43
Tabla 8 <i>Parámetros de entrenamiento de la red neuronal del supinador largo y cubital anterior</i>	44
Tabla 9 <i>Lectura de las unidades de medición inercial</i>	48
Tabla 10 <i>Grados de libertad del sistema de adquisición</i>	51
Tabla 11 <i>Cintura escapular</i>	56
Tabla 12 <i>Brazo</i>	58
Tabla 13 <i>Antebrazo</i>	62
Tabla 14 <i>Muñeca</i>	64
Tabla 15 <i>Mano</i>	66
Tabla 16 <i>Distribución de servomotores en el brazo mecánico</i>	68
Tabla 17 <i>Dimensionamiento eléctrico de los servomotores del brazo mecánico</i>	69
Tabla 18 <i>Fuentes de alimentación para los servomotores</i>	70
Tabla 19 <i>Descripción de PWM de los servomotores</i>	71

Tabla 20 <i>Configuración de comandos AT</i>	74
Tabla 21 <i>Matriz de confusión</i>	75
Tabla 22 <i>Pruebas de Movimientos Red Bícep</i>	76
Tabla 23 <i>Pruebas de Movimientos Red Antebrazo</i>	77
Tabla 24 <i>Resultados del desempeño del clasificador</i>	77
Tabla 25 <i>Pruebas de Movimientos Red Bícep - Flexión Codo</i>	79
Tabla 26 <i>Pruebas de Movimientos Red Antebrazo - Flexión Muñeca</i>	79
Tabla 27 <i>Pruebas de Movimientos Red Antebrazo – Extensión Muñeca</i>	80
Tabla 28 <i>Pruebas de Movimientos Red Antebrazo- Flexión Mano</i>	81
Tabla 29 <i>Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Yaw Hombro</i>	82
Tabla 30 <i>Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Pitch Codo</i>	83
Tabla 31 <i>Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Roll Antebrazo</i>	83
Tabla 32 <i>Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Pitch Muñeca</i>	84
Tabla 33 <i>Pruebas con Pitch de bícep y extensión del codo como referencia</i>	85
Tabla 34 <i>Pruebas con Pitch de bícep y flexión del codo como referencia</i>	85
Tabla 35 <i>Pruebas con Yaw de bícep y rotación interna del hombro como referencia</i>	86
Tabla 36 <i>Pruebas con Yaw de bícep y rotación externa del hombro como referencia</i>	87

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Segmentos de la extremidad superior	8
<i>Figura 2.</i> Músculos de la extremidad superior	10
<i>Figura 3.</i> Biomecánica de la extremidad superior	12
<i>Figura 4.</i> Señal EMG	13
<i>Figura 5.</i> Electrodo seco	15
<i>Figura 6.</i> a) Ubicación frontal de los electrodos de superficie,	15
<i>Figura 7.</i> Ubicación de los electrodos superficiales	16
<i>Figura 8.</i> Prototipo Borrobótico.....	18
<i>Figura 9.</i> Proyecto ARMin III	18
<i>Figura 10.</i> Shadow dexteroux hand	20
<i>Figura 11.</i> Exoesqueleto Luna-EMG.....	20
<i>Figura 12.</i> Exoesqueleto de Power assist.....	21
<i>Figura 13.</i> Diagrama de bloques del sistema de sensado de movimiento	23
<i>Figura 14.</i> a) Dimensiones del electrodo, b) Electrodo de plata.....	25
<i>Figura 15.</i> Selección de los músculos.....	26
<i>Figura 16.</i> Circuito pre amplificador	27
<i>Figura 17.</i> Circuito de amplificación.....	28
<i>Figura 18.</i> Diagrama electrónico de sensado de EMG	29
<i>Figura 19.</i> Tarjeta de adquisición EMG	29
<i>Figura 20.</i> Digitalización, procesamiento y análisis de la señal EMG	30
<i>Figura 21.</i> Respuesta en frecuencia del filtro pasa banda.....	31

<i>Figura 22.</i> LMS Filter	32
<i>Figura 23.</i> Señal EMG original y filtrada	32
<i>Figura 24.</i> Clasificador de señales EMG	33
<i>Figura 25.</i> Pulsos de activación del bícep.....	34
<i>Figura 26.</i> Pulsos de activación de las señales del antebrazo	35
<i>Figura 27.</i> a) Función de linealización tansig.....	39
<i>Figura 28.</i> Red neuronal del bícep.....	39
<i>Figura 29.</i> Número de capas en la red neuronal 1	41
<i>Figura 30.</i> Resultado de la red neuronal 1	42
<i>Figura 31.</i> Lógica de activación para la flexión y extensión del codo	42
<i>Figura 32.</i> Red neuronal del supinador largo y cubital anterior	43
<i>Figura 33.</i> Número de capas en la red neuronal 2	44
<i>Figura 34.</i> Resultado de la red neuronal 2	45
<i>Figura 35.</i> Logica de activación de la red neuronal del antebrazo	46
<i>Figura 36.</i> Sistema de sensado del desplazamiento angular.....	46
<i>Figura 37.</i> Ubicación de las IMU en la extremidad superior derecha	47
<i>Figura 38.</i> Ángulos relativos de la extremidad superior derecha	49
<i>Figura 39.</i> Posición de home	50
<i>Figura 40.</i> Giro externo e interno del hombro	51
<i>Figura 41.</i> Extensión y flexión del bícep.....	52
<i>Figura 42.</i> Giro del antebrazo	52
<i>Figura 43.</i> Extensión y flexión de muñeca	52
<i>Figura 44.</i> Flexión y extensión de los dedos	53

<i>Figura 45.</i> Hardware del sistema de sensado.....	53
<i>Figura 46.</i> Correlacion entre la estructura del brazo robotico.....	55
<i>Figura 47.</i> a) Ubicación de la cintura escapular,	55
<i>Figura 48.</i> Área de trabajo de la cintura escapular	56
<i>Figura 49.</i> a) Soporte_omoplato, b) Tapa del hombro, c) Cavidad glenoidea,	57
<i>Figura 50.</i> a) Ubicación del brazo,	57
<i>Figura 51.</i> a) Húmero, b) Pieza lateral superior brazo, c) Pieza lateral inferior brazo	59
<i>Figura 52.</i> a) Ubicación del codo, b) Codo en 3D, c) Área de trabajo de codo.....	60
<i>Figura 53.</i> a) Soporte del piñon móvil; b) piñon móvil;.....	60
<i>Figura 54.</i> a) Ubicación del antebrazo, b) Antebrazo en 3D	61
<i>Figura 55.</i> a) Radio cubital mecánico,.....	61
<i>Figura 56.</i> a) Base_codo, b) antebrazo superior1, c) antebrazo superior 2	63
<i>Figura 57.</i> a) Ubicación de la muñeca, b) Muñeca mecánica,.....	64
<i>Figura 58.</i> a) Eje de giro muñeca, b) Seccion superior muñeca,	65
<i>Figura 59.</i> a) Ubicación de la mano, b) Mano en 3D, c) Área de trabajo de la mano	65
<i>Figura 60.</i> a) Pulgar, b) Índice, c) Medio, d) Anular, e) Meñique, f) Palma 1	67
<i>Figura 61.</i> Ubicación de servomotores	67
<i>Figura 62.</i> Sistema de control - PWM	71
<i>Figura 63.</i> Sistema integrado	73
<i>Figura 64.</i> Eemplo de pruebas de funcionamiento	88

RESUMEN

La kinesiología estudia el comportamiento del movimiento corporal mediante la anatomía musculoesquelética y la biomecánica de las articulaciones. Estas disciplinas se encargan de describir por medio de sistemas mecánicos, técnicas y procedimientos los músculos involucrados durante una determinada contracción muscular y de realizar un análisis cinemático del desplazamiento angular para identificar la capacidad fisiológica corporal y prevenir sus alteraciones. La presente investigación se centra en el diseño e implementación de un sistema de sensado para la extremidad superior derecha con el objetivo de obtener información del desplazamiento angular y la actividad mioeléctrica involucrada durante la generación de los cinco movimientos kinesiológicos de la extremidad superior. Adicionalmente, se rediseño un brazo robótico biomecánico de cinco grados de libertad para que reproduzca los cinco grados de libertad que genere la extremidad superior derecha del operador mediante una comunicación inalámbrica por bluetooth para aislar el sistema de sensado del ruido producido por las fuentes de alimentación del brazo robótico biomecánico. Para validar desempeño del algoritmo de aprendizaje, desplazamiento angular y la reproducibilidad de los cinco grados de libertad en el brazo robótico biomecánico se registra los parámetros de entrenamiento y validación del sistema y se calcula mediante métodos estadísticos el porcentaje de aciertos con respecto a la respuesta del sistema.

PALABRAS CLAVE:

- **KINESIOLOGÍA**
- **ANATOMIA MUSCULOESQUELETICA**
- **BIOMECÁNICA**
- **EMG**

ABSTRACT

Kinesiology studies the behavior of the body movement through the musculoskeletal anatomy and the biomechanics of the joints. These disciplines are responsible for describing by means of mechanical systems, techniques and procedures the muscles involved during a certain muscle contraction and performing a kinematic analysis of the angular displacement to identify the body's physiological capacity and prevent its alterations. The present investigation focuses on the design and implementation of a sensing system for the right upper extremity with the aim of obtaining information about the angular displacement and the myoelectric activity involved during the generation of the five kinesiological movements of the upper extremity. Additionally, a biomechanical robotic arm with five degrees of freedom was redesigned to reproduce the five degrees of freedom generated by the upper right extremity of the operator through wireless communication via bluetooth to isolate the sensing system from the noise produced by the power supplies of the biomechanical robotic arm. To validate the performance of the learning algorithm, angular displacement and the reproducibility of the five degrees of freedom in the biomechanical robotic arm, the training and validation parameters of the system are recorded and the percentage of correct answers with respect to the response of the system is calculated by statistical methods system.

KEYWORDS:

- **KINESIOLOGY**
- **MUSCULOSKELETAL ANATOMY**
- **BIOMECHANICS**
- **EMG**

CAPITULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes

El miembro superior es la extremidad más utilizada del cuerpo humano, con la cual se desempeña un rol social importante al momento de relacionarse con su entorno debido a que con ella se desarrollan actividades habituales como: prensar, agarrar, sostener y trasladar objetos, razones por las que se constituye como un órgano gran importancia en el cuerpo humano (España Aguilar, 2016)

La discapacidad por amputación de un miembro superior es una problemática de inclusión social generada por diversas causas, entre las que se encuentran las patológicas, congénitas, el conflicto armado, minas antipersona, accidentes de tránsito y laborales (Aguilar Pérez, 2011).

La baja autoestima, discriminación laboral, incapacidad de realizar tareas básicas afectan psicológicamente a la persona, una de las alternativas para la rehabilitación de la población es el uso de un brazo robótico biomecánico ya que actualmente se lo usa para rehabilitar la extremidad superior mediante una serie de posturas recetadas por un fisioterapeuta. El brazo robótico biomecánico tiene como objetivo la rehabilitación de personas que tienen problemas de motricidad ya sea en todo el brazo, la muñeca o la mano (Martínez, 2016).

La manipulación de artefactos explosivos es riesgosa para la integridad de la persona que los opera, motivo por el cual desde la ingeniería y en particular desde la rama de la robótica se pueden desarrollar robots o sistemas inteligentes que estén en la capacidad de realizar tareas de alto riesgo para el ser humano. En la actualidad se busca montar brazos robóticos en vehículos antibombas, esto con el objetivo de preservar el bienestar físico de las fuerzas militares y policiales (García Gutiérrez, 2008).

En ciertas industrias son incontables las situaciones en las que un operario puede beneficiarse al recurrir a la asistencia robótica ya que muchos trabajos demandan una fuerza y precisión considerable al empuñar herramientas u objetos (Festo, 2012).

Por esta razón se han diseñado brazos robóticos que replican los movimientos de la extremidad superior ya que sirven de ayuda a personas con movilidad reducida, o que desean incrementar su fuerza.

Actualmente se dispone de brazos robóticos manipuladores ajustados a la biomecánica del brazo humano con el objetivo de relacionar teorías de los robots manipuladores al estudio del movimiento del brazo humano (Gutiérrez Ortega & Rodríguez, 2015).

La idea fundamental es replicar movimientos mediante un sistema de lectura del movimiento mecánico del brazo humano a un brazo robótico esto con el fin de presentar una nueva lectura del movimiento del brazo humano y evitar exoesqueletos montados en la extremidad superior (Martínez, 2016).

De forma alámbrica, un brazo robótico biomecánico está en la capacidad de asistir a personas con alguna discapacidad física y montado en un robot puede llevar y traer objetos como medicamentos, libros y alimentos, de forma segura (Quinayás Burgos, 2010).

En la actualidad empresas como Open Bionics de Joel Gibbard comercializan diseños de brazos robóticos impresos en 3D a un precio de 2000 dólares, por otro lado, la compañía EXIII distribuye un brazo biomecánico de aluminio, polímeros y piezas en 3D a un precio de 12600 dólares (Exiii, 2014).

Las ventajas de diseñar un brazo robótico biomecánico impreso en 3D, mediante electromiografía y uso de acelerómetros es un bajo costo económico, tanto en adquisición, mantenimiento e implementación.

1.2 Justificación e Importancia

En el siglo 21 los robots han sustituido considerablemente las funciones del brazo humano debido a ciertas razones como la protección física del ser humano, inaccesibilidad a ciertas áreas y recientemente se están usando en la rehabilitación de pacientes hemiparéticos. Un robot formado por un solo brazo dotado de ciertos movimientos resulta bastante versátil y productivo en una gran cantidad de trabajos repetitivos, rehabilitación o de bienestar al ser humano.

La necesidad en el mercado de disponer de brazos robóticos más ligeros y pequeños que simulen un brazo humano y que sean de fácil control se ven reflejados en el ámbito militar como en las unidades policiales que disponen de robots con pinzas manipulados a control remoto para desactivar o mover explosivos y que al no permitir movimientos precisos se ven en la necesidad de implementar un brazo robótico con la suficiente movilidad como para replicar el movimiento de la extremidad superior de una persona en tiempo real.

En la industria farmacéutica es recomendable manipular a distancia mediante un guante ciertas sustancias químicas o tóxicas, surge así la necesidad de brindar mayor seguridad al operario mediante un brazo robótico que este enfocado en la industria y pensado para que mediante un sistema de adquisición permita replicar los movimientos del operario en tiempo real.

En el 2016 el Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades CONADIS registro una alta tasa de discapacidades motoras con 60137 personas en Pichincha y 401538 personas en Ecuador, de dicha estadística una cuarta parte de las personas padecen discapacidad de su extremidad superior ya sea por nacimiento o accidentes laborales en el área industrial, militar y policial. Brindar comodidad física, satisfacción psicológica, rehabilitación y seguridad a una persona es el objetivo de replicar en un brazo robótico biomecánico ciertos movimientos de un brazo funcional ya que se espera que en los pacientes hemiparéticos un brazo robótico biomecánico ayudara a rehabilitar el

control motriz de la extremidad superior parética con afectación leve mediante el control sensitivo-motor.

En Ecuador no se tiene registrado el uso brazos robóticos en los diferentes sectores mencionados, es así que es importante el diseño e implementación de un brazo robótico biomecánico capaz de replicar los movimientos de la extremidad superior en tiempo real para brindar a las distintas ramas de salud, industria y seguridad y defensa un medio para preservar la integridad física del usuario u operario y brindar un sistema para la rehabilitación del brazo.

1.3 Alcance

En este proyecto de investigación se diseñará e implementará un sistema de reproducción y control de movimientos de un brazo robótico biomecánico de 5 grados de libertad mediante el uso de señales EMG, acelerómetros y un sistema de adquisición que estará ubicado en la extremidad superior de la persona. Se buscará patrones en las señales EMG para identificar tres movimientos a reproducirse como son la: la flexión y extensión del codo, flexión y extensión de la muñeca y cierre de la mano, para la precisión de los ángulos en cada movimiento se implementará un sistema de acelerómetros que también servirá para replicar la rotación medial y lateral del hombro y la pronación y supinación del ante brazo. Además, un diseño mecánico impreso en 3D que servirá de hardware para la reproducción de los movimientos.

La idea de utilizar electromiografía, acelerómetros e impresión en 3D es innovar y disminuir costos, además que permite diseñar un prototipo con la suficiente movilidad para replicar ciertos movimientos de la extremidad superior.

El trabajo está previsto realizarlo en cuatro etapas descritas a continuación: En la primera etapa se realizará el diseño y la implementación del hardware para la adquisición de tres canales de señales electromiográficas (EMG). Dicho circuito consta de electrodos de plata, un circuito de amplificación de instrumentación y filtraje realizado en una tarjeta electrónica que permitirá la adquisición de las señales de los músculos: bíceps del brazo, pronador cuadrado y flexor profundo del ante brazo esto para detectar la fuerza de contracción y relajación que realizarán dichos músculos.

En la segunda etapa se realizará la caracterización de las señales adquiridas en la etapa anterior; en el cual se extraerá características matemáticas de la señal en tiempo y frecuencia, esto para encontrar un patrón mediante un algoritmo de clasificación de señales que permita identificar el movimiento de contracción y relajación de los músculos a mover. Adicional, un sistema coordinado de acelerómetros nos permitirá dar un posicionamiento más exacto del ángulo del movimiento una vez detectada la activación para un correcto posicionamiento del brazo.

En la tercera etapa se realizará el diseño de un prototipo en 3D de brazo robótico biomecánico a partir de un corte en el hueso del humero en la extremidad superior derecha, siguiendo patrones de funcionalidad y motricidad similares al brazo humano y que permita: la rotación medial y lateral del hombro, la flexión y extensión del codo, la pronación y supinación del ante brazo, flexión y extensión de la muñeca y cierre de la mano considerada como pinza. Así también de un sistema electrónico de adquisición y control ubicado en la extremidad superior derecha del operador.

En la cuarta finalmente, se realizará la integración del sistema de detección, control y el brazo robótico biomecánico mediante comunicación alámbrica, con el objetivo de reproducir los movimientos en tiempo real.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

- Diseñar e implementar un sistema de reproducción y control de movimientos de un brazo robótico biomecánico de 5 grados de libertad mediante el uso de señales EMG y acelerómetros.

1.4.2 Objetivo específico

- Diseñar e implementar un circuito de adquisición y acondicionamiento de señales EMG, para obtener las señales de los músculos bíceps del brazo, supinador cuadrado y cubital anterior del antebrazo.
- Implementar la disposición de los acelerómetros en la extremidad superior derecha para obtener precisión de los ángulos de extremidad superior derecha.
- Implementar un sistema de sensado que se acople al brazo humano para ubicar los acelerómetros, los electrodos de EMG y el circuito de adquisición.
- Establecer la lógica de control para la: rotación interna y externa del hombro, flexión y extensión del codo, pronación y supinación del antebrazo, flexión y extensión de la muñeca y la flexión de la mano considerada como pinza.
- Diseñar e imprimir en 3D un brazo robótico biomecánico que esté constituida por el codo, antebrazo, muñeca y mano.
- Integración del sistema de detección de movimiento y activación muscular con el brazo robótico impreso en 3D.

CAPITULO II

2 MARCO TEÓRICO

2.1 Introducción.

En este capítulo se presenta una introducción a la kinesiología de la extremidad superior con un enfoque en la anatomía y biomecánica, que describe los movimientos de las 3 principales articulaciones: hombro, codo y muñeca. Por otro lado, se describe las señales eléctricas producidas durante la contracción muscular mediante electrodos de superficie y unidades de medición inercial, y se relacionan con los grados de libertad de las 3 principales articulaciones anteriormente mencionadas.

Adicional, se presenta un estudio bibliográfico del uso de señales EMG y unidades de medición inercial como señales de control en sistemas robóticos. Se hace especial énfasis en la robótica de asistencia, es decir ortesis, brazos robóticos y exoesqueletos.

2.2 Kinesiología de la extremidad superior

La kinesiología describe el movimiento como un cambio que involucra el sistema muscular y la biomecánica de las articulaciones, lo que permite una comprensión detallada de los grados de libertad que la extremidad superior dispone (Lopategui Corsino, 2018). Por esta razón se realizará un estudio de la anatomía de los principales músculos involucrados en la contracción espasmódica de la extremidad superior y la biomecánica de las articulaciones encargadas del desplazamiento angular en el espacio de los segmentos de la extremidad superior.

2.2.1 Anatomía de la extremidad superior

La extremidad superior del cuerpo humano está conformada por 4 segmentos: la cintura escapular, brazo, antebrazo y mano. La **Figura 1** muestra los 4 segmentos conformados por músculos estriados y tendones que se insertan en los huesos con el fin de estabilizar su posición y permitirles desplazarse simultáneamente en los tres ejes (Roldán Jiménez, 2017) (Carmen Miño, 2016) (Sosa, 2018).

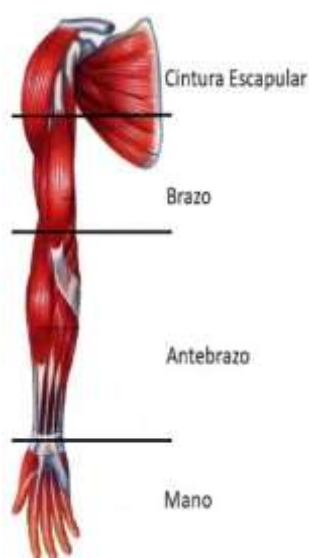


Figura 1. Segmentos de la extremidad superior

La relación de músculo y movimiento se observa en la **Tabla 1**, donde se describe en base a los principales músculos mostrados en la **Figura 2** la función y el movimiento característico de la extremidad superior (Thibodeau, 2012). Lo que permite tener una referencia de los grados de libertad que dispone un brazo robótico.

Tabla 1.
Miología de la extremidad superior

Extremidad	Músculo	Función	Descripción
Cintura escapular	Subescapular	Rotación interna. ver <i>Figura 3a.</i>	Se define como el movimiento necesario para llevar la mano a la línea media con el brazo en 90°.
	Redondo mayor		
	Infraespinoso	Rotación Externa ver <i>Figura 3a.</i>	Se define como el movimiento necesario para alejar la mano de la línea media con el brazo en 90°.
	Redondo menor		
Brazo	Tríceps	Extensión ver <i>Figura 3b.</i>	Se realiza llevando el antebrazo hacia abajo por medio de la articulación del codo.
	Bíceps	Flexión ver <i>Figura 3b.</i>	Se realiza llevando el antebrazo hacia arriba por medio de la articulación del codo.
Antebrazo	Supinador largo	Supinación ver <i>Figura 3c.</i>	Se realiza cuando el hueso radio gira en un eje longitudinal y transmite el giro a la mano por medio de la muñeca, dejando la mano con la palma hacia arriba.
	Supinador corto		
	Pronador redondo	Pronación ver <i>Figura 3c.</i>	Se realiza cuando el hueso radio gira en un eje longitudinal y transmite el giro a la mano por medio de la muñeca, dejando la mano con la palma hacia abajo.
	Pronador cuadrado		
Muñeca	Primer radial externo	Extensión ver <i>Figura 3d.</i>	Se realiza llevando el dorso de la mano hacia afuera por medio de la articulación de la muñeca.
	Cubital Posterior		
	Palmar mayor	Flexión ver <i>Figura 3d.</i>	Se realiza llevando la palma hacia adentro por medio de la articulación de la muñeca.
	Cubital anterior		

CONTINÚA



Mano	Extensión	Abre el puño
Extensor común de los dedos	ver <i>Figura 3e.</i>	
Flexor común de los dedos	Flexión	Cierra el Puño
	ver <i>Figura 3e.</i>	



Figura 2. Músculos de la extremidad superior

2.2.2 Biomecánica de la extremidad superior

La biomecánica de la extremidad superior estudia los movimientos de cada articulación y su desplazamiento en el espacio, basando su estudio en dos principios: la cinemática que describe el

movimiento de las articulaciones en términos de desplazamiento, velocidad y aceleración; y la cinética que analiza las fuerzas que provocan que las articulaciones se muevan (Forno, 2017).

Por otra parte, la cinemática angular describe los grados de divergencia de cada articulación sin enfatizar en las causas que provocan el movimiento, lo que permite conocer información de los grados de libertad que existen en la extremidad superior y los ángulos respectivos que forman (Aravena, Droguett, & Apablaza, 2011).

En la **Tabla 2** se describe la biomecánica de la extremidad superior con información resumida de las articulaciones encargadas del movimiento y su desplazamiento angular en el espacio.

Tabla 2
Biomecánica de la extremidad superior

Articulación Principal	Articulación Secundaria	Cinemática	Descripción
Hombro	Glenohumeral	Rotación interna. ver <i>Figura 3a.</i>	La Rotación Interna tiene un ángulo de 55°.
		Rotación Externa ver <i>Figura 3a.</i>	La Rotación Externa tiene un ángulo de 40°.
Codo	Húmero-radial	Extensión ver <i>Figura 3b.</i>	La extensión máxima se logra con el codo en flexión de 20° a 30°.
	Húmero-cubital	Flexión ver <i>Figura 3b.</i>	La flexión máxima es de 150°, pero la dada por el bíceps llega a 90°.
	Radio-cubital proximal	Supinación ver <i>Figura 3c.</i>	Supinación máxima de 85°, tomando como referencia de 0° la posición neutra de la mano.

CONTINUA



Codo	Radio-cubital proximal	Pronación ver <i>Figura 3c.</i>	Pronación máxima de 90°, tomando como referencia de 0° la posición neutra de la mano.
	Muñeca	Radiocarpiana	Extensión ver <i>Figura 3d.</i>
	Mediocarpiana	Flexión ver <i>Figura 3d.</i>	Flexión máxima de 80°, tomando como referencia de 0° la posición neutra de la mano.

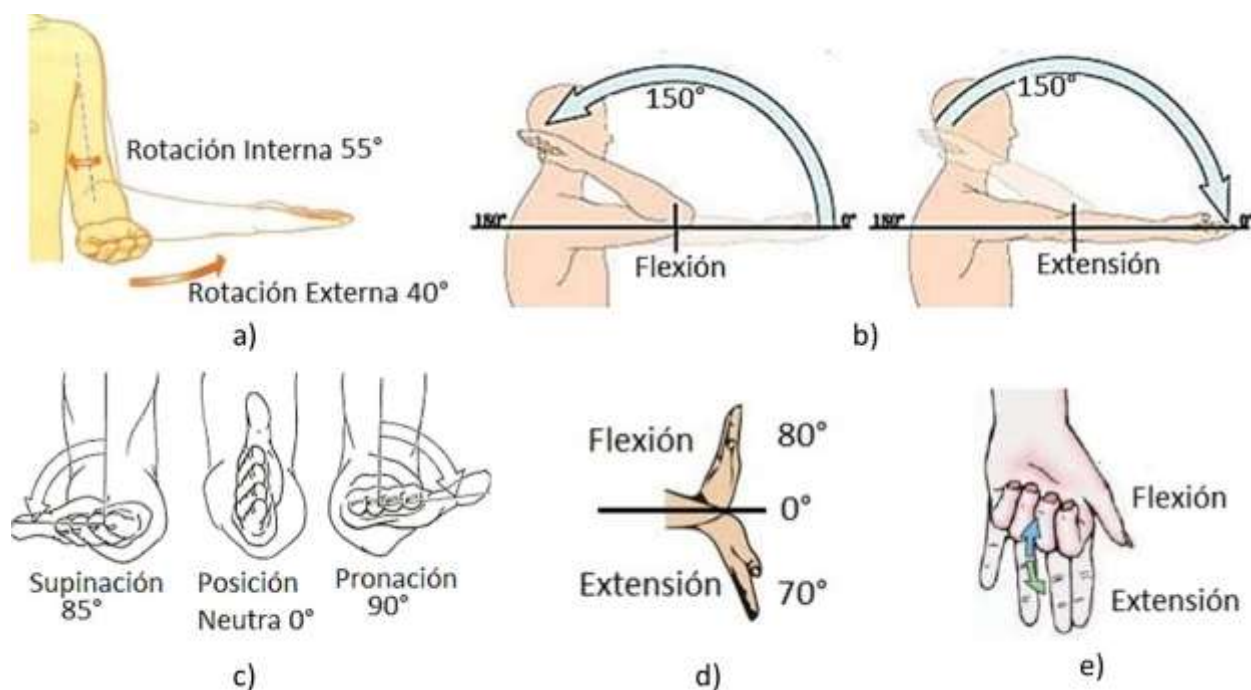


Figura 3 Biomecánica de la extremidad superior

Nota: a) Rotación interna y externa del hombro, b) Flexión y extensión del codo, c) Supinación y pronación del antebrazo, d) Flexión y extensión de la muñeca, e) Flexión y extensión de la mano

2.3 Electromiografía

La electromiografía es una técnica encargada del registro y análisis de la actividad eléctrica producida por la activación y contracción muscular. El sistema nervioso envía en forma de impulso

nervioso un estímulo al musculo para su contracción por medio de neuronas motoras, las cuales generan trenes de potencial de acción que se propagan por la fibra muscular y pueden ser registrados en la superficie de la piel por medio de electrodos de superficie (De Luca, 2006) (Benasques Borau, 2016).

El potencial de acción es un fenómeno eléctrico en el cual el potencial de membrana de una célula excitable se despolariza pasando de entre -70mV o -80mV a $+30\text{mV}$. Posteriormente esta epata es revertida inmediatamente por la salida de electrolitos de sodio del interior de la membrana, ocasionando la etapa de repolarización, la cual es seguida por la etapa de hiperpolarización (Gómez Angarita, 2009).

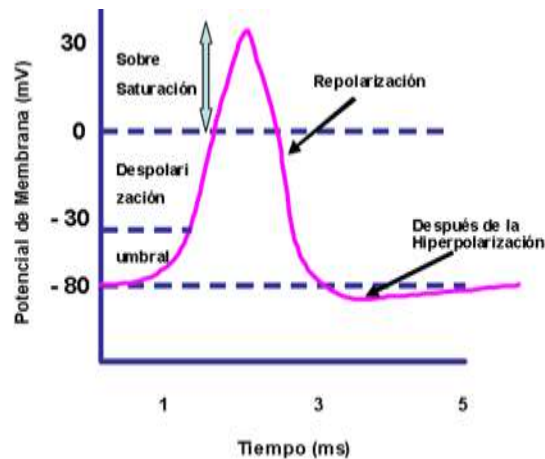


Figura 4. Señal EMG
Fuente: (Gómez Angarita, 2009)

2.3.1 Características de las señales EMG

La señal EMG está en el rango de -8mV a 1mV con una amplitud pico-pico de 10mV aproximadamente. Con un espectro de la señal para registros superficiales que va desde 6Hz hasta 500Hz siendo la banda de mayor energía la comprendida entre 20Hz y 150Hz (Konrand, 2005). En la banda de 0 a 20Hz la amplitud de la señal se ve afectada por la tasa de disparo de las unidades

motoras, por lo que la información obtenida de la señal en esta banda no puede ser utilizada, pese a que es un indicador de actividad muscular (De Luca, 2006).

Mediante un análisis matemático la amplitud y frecuencia de la señal EMG se convierten en patrones de reconocimiento que brindan información acerca de la duración y fuerza durante la contracción. Las características más empleadas en el estudio de la contracción muscular son: la varianza, que representa qué tan separados están los datos de la señal electromiográfica con respecto a la media; la raíz cuadrática media, que relaciona la fuerza aplicada bajo condiciones de no fatiga; el detector de registro, que permite obtener la potencia de la señal durante la contracción; el cruce por cero, que representa la frecuencia y duración de activación de la señal (Cifuentes Gonzáles, 2012)

2.3.2 Registro de señales EMG

Habitualmente se usan electrodos de superficie para registrar las señales bioeléctricas de un grupo muscular específico, ya que permiten obtener de forma sencilla y no invasiva información valiosa de la actividad muscular (Talamillo García, 2011). La ubicación de los electrodos de superficie es importante y por ello se recomienda posicionar el electrodo positivo en la zona ventral más abultada del músculo, el electrodo negativo en la zona tendinosa y el electrodo de referencia en la zona más próxima a la inervación y el tendón proximal (Gómez Angarita, 2009).

El electrodo es un transductor encargado de convertir los biopotenciales en señales eléctricas y transferirlas al equipo de medida (Avila Meza, 2017). Están hechos de AgCl/Ag, acero, plata, platino y oro, con el objetivo de tener baja impedancia, durabilidad y bajo costo.

Existen electrodos de superficie secos que trabajan bajo el concepto de electrodos activos reduciendo los efectos de capacitancia e impedancia no deseada ya que no utilizan pasta

electrolítica y están contacto directo con la piel (Flores Malagón, Morales Sánchez, Samano Flores, San-Pablo Juárez, & Ceballos Pérez, 2017).



Figura 5. Electrodo seco
Fuente: (González, Espinoza, & Salido, 2016)

Un aspecto importante a la hora de tomar la señal, es la ubicación de los electrodos superficiales en el área muscular de interés. En la **Figura 6** se observa la ubicación de cada par de electrodos tanto en la parte frontal y posterior de la extremidad superior (Gómez Angarita, 2009).

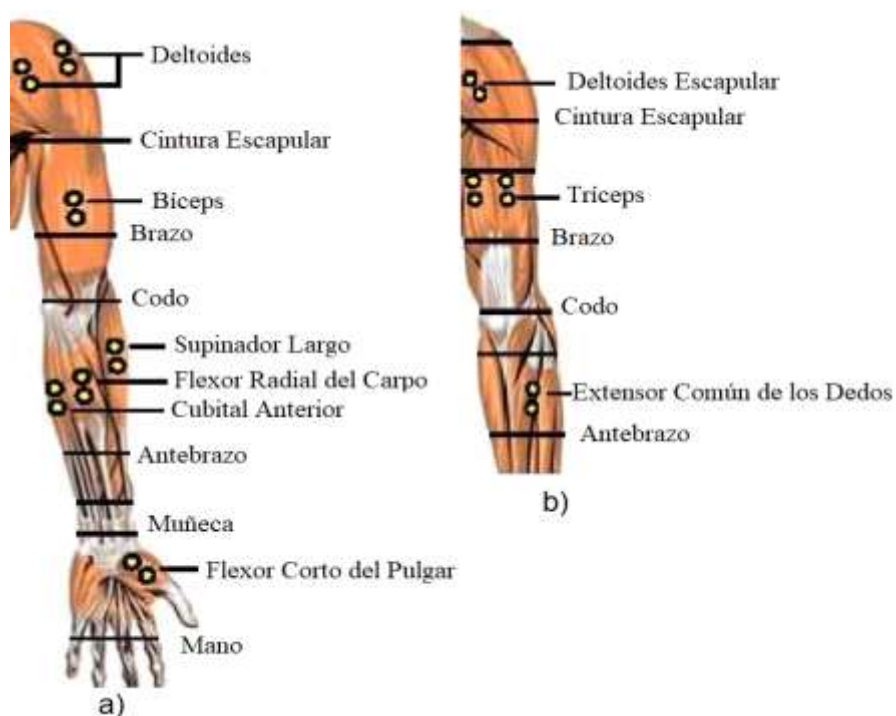


Figura 6. a) Ubicación frontal de los electrodos de superficie,
b) Ubicación posterior de los electrodos de superficie

La organización SENIAM (EMG de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos) recomienda que cada par de electrodos sea colocado entre dos puntos motores siguiendo la línea media longitudinal del musculo. Mientras que el electrodo de referencia o de tierra debe colocarse sobre una prominencia ósea (ver *Figura 7*) (Avila Meza, 2017).

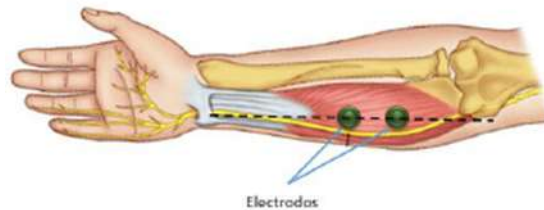


Figura 7. Ubicación de los electrodos superficiales
Fuente: (Avila Meza, 2017)

Por otro lado, las señales mioeléctricas que se obtienen de los electrodos no superan los 10mV, lo que imposibilita su procesamiento de forma directa por algún dispositivo electrónico. Por esta razón es preciso construir una etapa de pre amplificación que eleve los niveles de voltaje seguida de una etapa amplificación final encargada de elevar el voltaje a un nivel de trabajo dependiendo del microcontrolador encargado de convertir la señal análoga a digital (Avila Meza, 2017).

2.4 Unidades de medición inercial

La unidad de medición inercial (IMU del inglés *inertial measurement unit*) generalmente incorpora distintos sensores como: acelerómetros, que dan la velocidad y posición; giroscopios, que miden el ángulo y trayectoria; magnetómetros, que permiten ubicar el norte magnético. Estos dispositivos de medición inercial son comúnmente usados para la estabilización de cámaras, vehículos aéreos, robots, satélites, transbordadores y en general estudios o dispositivos que requieran un análisis en entornos dinámicos, ya que presentan ventajas como su reducido tamaño,

portabilidad, durabilidad y bajo costo (Preckler Clemente, 2012) (LLamas , 2018) (Dominguez & Martinez Mendez, 2014).

El trabajo conjunto de los 3 sensores presenta ventajas ya que combinan y compensan las limitaciones del otro. No obstante, se debe considerar ciertas desventajas dentro de la navegación ya que las mediciones que realiza son afectadas por un error acumulativo. Debido a que el sistema se guía continuamente cualquier error en la medición, se va acumulando de punto a punto (Ferrer Calatayud, 2015). Para evitar estos errores el instrumento de medida debe estar ubicado de manera que la distancia a medir sea continua o en línea recta con respecto a la referencia de medida, sin rotación alguna (Prieto, 2018).

Por otra parte, los sistemas de navegación usualmente se apoyan en otros instrumentos como el GPS, sensores de gravedad (para la corrección de la vertical local), sensores de velocidad externos (para compensar la deriva por velocidad), un sistema barométrico (para la corrección de la altitud y un compás magnético) (Ferrer Calatayud, 2015).

En la actualidad existen sistemas que describen las propiedades y comportamientos de los segmentos corporales ya sea en movimiento o en reposo, sistemas que son un complemento fundamental para el fisioterapeuta a la hora de realizar un diagnóstico clínico como de análisis de movimiento, evaluación de los temblores y estabilidad postural de la capacidad funcional de los miembros involucrados en el movimiento del cuerpo humano (Vera & Lombardero, 2017) (Vélez Guerrero, 2016).

En el campo del tratamiento de enfermedades motrices varios trabajos hacen referencia a sistemas que incorporan IMU, sistemas capaces de analizar y cuantificar el temblor en pacientes con párkinson y epilepsia. Un ejemplo de ello es el proyecto birrobótico que ayuda a través de un exoesqueleto controlar los movimientos involuntarios de las extremidades mediante la

estabilización de su fuerza, trayectoria y amplitud (ver **Figura 8**) (Juménez García, 2016) (Machorro, 2013).



Figura 8. Prototipo Borrobótico
Fuente: (Machorro, 2013)

Por otra parte, en el campo de la rehabilitación y de asistencia en actividades laborales ciertas compañías ofrecen brazos robóticos y ortesis robóticas enfocadas en evaluar y rehabilitar la extremidad superior. Un ejemplo de ellas son el proyecto ARMin III (ver **Figura 9**) y el RGETOWN-ARMY que usan unidades de medición inercial como controladores (Godfrey, Conway, Meagher, & O'Laighin, 2008) (Diaz Hernandez, 2014) (Krebs, Ferrano, & J. Newbery, 2004) (Georgetown Army, 2015) (Nef, Guidali, & Rierner, 2009).

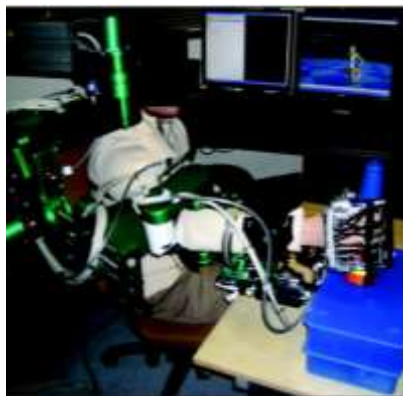


Figura 9. Proyecto ARMin III
Fuente: (Nef, Guidali, & Rierner, 2009)

2.5 Señales biomédicas en la robótica

Los robots controlados por señales biomédicas van más allá de los configurados a recintos cerrados para tareas repetitivas ya que integran las señales biomédicas del ser humano y un robot en un sistema en tiempo real, con el fin de aportar beneficios dentro del campo de la asistencia médica, social e industrial (Kumar Kundu & Klguchi, 2017).

Por otro lado, la robótica asistencial se especializa en el diseño y desarrollo de equipos que interactúan con el ser humano por medio de un control mioeléctrico. Control basado en la captación, clasificación y caracterización de la señal electromiográfica que permite el análisis y la determinación del tipo de movimiento proveniente de los músculos involucrados (Farry, Walker, & Baraniuk, 2002) (Betancourt, Giraldo, & Franco, 2004).

2.5.1 Aplicaciones en robots

Las señales EMG son usadas como señales de control en prótesis mioeléctricas, sistemas de rehabilitación y recientemente en la operación de robots industriales. La ventaja de usar señales EMG como señales de control radica en la ausencia de interfases complejas, ya que el movimiento natural del usuario se ve reflejado en el robot (Pinzón, 2015) (López, Soria, Orosco, Di Sciascio, & Valentinuzzi, 2006).

Dentro del campo de la robótica de asistencia controlada por EMG existen manos robóticas de gran precisión como el proyecto Shadow Dexterous Hand/Arm desarrollado por Shadow Robot Company, el cual mediante la clasificación de señales EMG por redes neuronales brinda una amplia gama de grados de libertad que permiten reproducir con precisión los movimientos de la mano (ver *Figura 10*) (Shadow Robot Company, 2018).



Figura 10. Shadow dexterous hand
Fuente: (Shadow Robot Company, 2018)

Por otro lado, existen exoesqueletos diseñados para predecir y asistir el movimiento de las extremidades que han perdido parcialmente la capacidad de moverse. Un ejemplo de ello es el exoesqueleto de rehabilitación Luna-EMG controlado mediante señales electromiográficas que permiten reflejar de forma directa la intensidad o movilidad articular de cada segmento de la extremidad superior y ayudar a su recuperación (ver **Figura 11**) (Mikulski, 2015) (Kiguchi, Tanaka, & Fukuda, 2004) (Mulas, Folgheraiter, & Gini, 2005).



Figura 11. Exoesqueleto Luna-EMG
Fuente: (Mikulski, 2015)

En el campo de los robots de asistencia existen exoesqueletos que brindan una fuerza de asistencia o power assist a los miembros superiores en tiempo real, esto mediante la captación de la intensidad de movimiento por EMG (ver **Figura 12**) (Kiguchi & Hayashi, 2012).

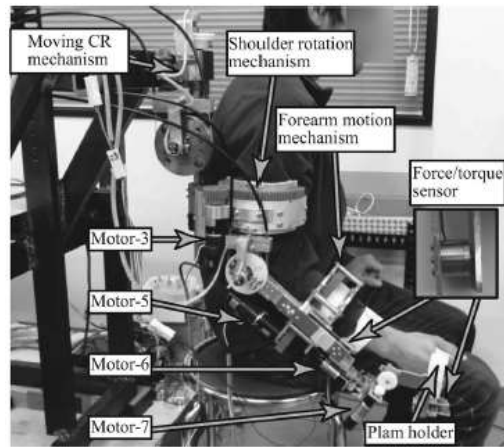


Figura 12. Exoesqueleto de Power assist
Fuente: (Kiguchi & Hayashi, 2012)

CAPITULO III

3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE SENSADO DE MOVIMIENTO

3.1 Introducción

Mediante el estudio previo de la kinesiología se define el número de canales, músculos a sensar y la posición de las unidades de medición inercial para la detección e identificación de los movimientos correspondientes a los 5 grados de libertad planteados en el proyecto.

En este capítulo, se especifica el diseño del hardware de adquisición encargado de obtener las señales EMG del bíceps, supinador largo y cubital anterior y los ángulos relativos que generan las articulaciones del hombro, codo y muñeca de la extremidad superior derecha. Para el diseño de los electrodos, hardware de adquisición de EMG y la lectura e inicialización de los BNO055 se tomara como base los trabajos de previos de (Avila Meza, 2017) y (Guamán Sosa & Bermeo Granda, 2017).

Por otro lado, se describirá el software de adquisición de EMG encargado de la conversión de análogo a digital, filtrado, extracción de características y clasificación de movimientos. De la misma manera, se describirá el software de adquisición de las unidades de medición inercial encargado de la comunicación I2C de los sensores BNO055, acondicionamiento de los ángulos relativos, filtrado, cuantificación, linealización y saturación. Por último, se describirá la integración de ambos sistemas para el control de los servomotores del brazo robótico.

En la **Figura 13** se presenta un esquemático del sistema de sensado de movimiento donde se describe el software y el hardware de EMG y de IMU para la detección de movimiento.

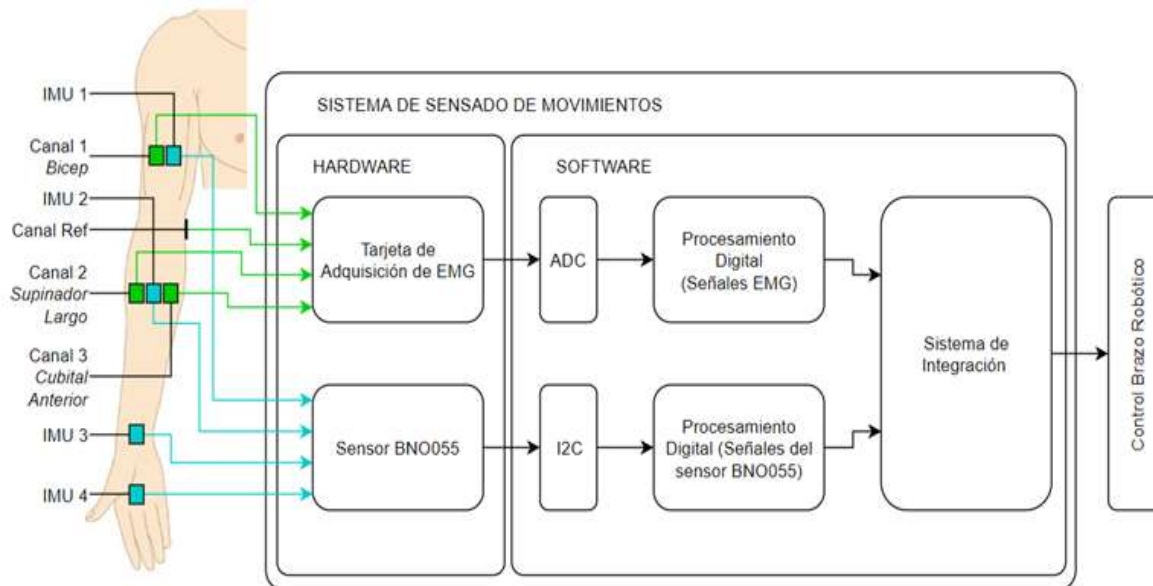


Figura 13. Diagrama de bloques del sistema de sensado de movimiento

3.2 Plataforma de procesamiento STM32F4

La plataforma de procesamiento seleccionada es la tarjeta STM32F407 Discovery debido a que permite el procesamiento de señales digitales con una mayor eficiencia gracias a su alta capacidad de procesamiento, posee canales ADC de alta resolución, comunicación I2C, comunicación serial, salidas PWM, salidas digitales y por su alimentación de 5V o 3.3 V.

Las principales características requeridas de la plataforma STM32F407 se describen en la **Tabla 3** (STMMicroElectronics, 2016).

Tabla 3.
Características de la STM32F407

Características	STM32 – F407
Microcontrolador	ARM Cortex-M4F
Frecuencia de operación	168Mhz
Memoria RAM	192KB

CONTINÚA



Entradas analógicas	16 de 12-bits
Bus de comunicación I2C	3
USART - Transmisor/receptor asíncrono/síncrono universal	6
Timers	14
Comunicación PC	1 USB 2.0
Programación	Simulink - Waijung
Tensión de alimentación	5 V - USB

Para el proyecto, el canal ADC convierte la señal analógica de EMG a una señal digital cuantificada de 0 a 4095 bits, con una resolución que reconoce el mínimo cambio en la entrada del convertidor ADC como muestra la ecuación 1.

$$Resolucion = \frac{Valor\ Maximo\ Analogico}{(2^{12} - 1)\ bits} = \frac{5\ V}{4095\ bits} = 1,22 \times 10^{-3} V_{LSB} \quad (1)$$

El bus de comunicación I2C comunica el microcontrolador de la STM32F407 con el microcontrolador de las IMU BNO055 para leer y escribir en los registros permitiendo la configuración de inicialización y la lectura de los ángulos de Euler.

La comunicación serial USB 2.0 de la STM32F407 transmite las señales de electromiografía e IMU hacia el área de trabajo de Simulink, en donde se realiza la extracción de características para el entrenamiento de las redes neuronales. Adicionalmente, ayuda a visualizar en la PC el monitoreo de señales en tiempo real.

La comunicación serial de los pines de la plataforma de procesamiento mediante un canal de transmisión de datos inalámbrico Bluetooth envía los datos de control de PWM de la STM32F407 de adquisición a la STM32F407 de control.

Los Timers de la STM32F407 generan la modulación por ancho de pulso o PWM para el control de posición de los servomotores, además se puede controlar más de un servomotor simultáneamente debido a que cada Timer posee varios canales de PWM.

La programación en Simulink incorpora la librería de Waijung que permite el acceso a los recursos de la tarjeta STM32F4 y la integración con las librerías de Matlab brindando una fácil programación en menor tiempo y la capacidad de ejecutar el programa en el microcontrolador.

3.3 Diseño e implementación del hardware para el registro de las señales EMG

3.3.1 Electrodo

El sistema de adquisición está diseñado para funcionar por un largo periodo, motivo por el cual es necesario utilizar electrodos secos, reusables y que permitan obtener una señal de alta calidad (Avila Meza, 2017). Siguiendo las consideraciones de la SENIAM los electrodos secos se diseñaron y fabricaron en plata, de dimensiones de 1cm de largo, 1cm de ancho y 1mm de espesor y soldados en la placa PCB con una distancia entre electrodos de 2cm en dirección a las fibras musculares (ver *Figura 14*).

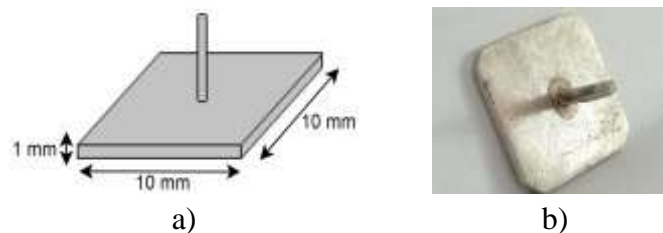


Figura 14. a) Dimensiones del electrodo, b) Electrodo de plata

Para la ubicación de los electrodos secos se considera el estudio previo de la kinesiología y las recomendaciones de Peter Konrad con respecto a la ubicación de electrodos de superficie en el cuerpo humano. Los músculos seleccionados se observan en la *Figura 15* y su posterior

electromiografía permitirá la extracción de características y clasificación de los siguientes grados de libertad: el bíceps encargado de la flexión o pitch del antebrazo; el supinador largo y el cubital anterior que en conjunto permiten la flexión y extensión de la muñeca y la flexión y extensión de los dedos de la mano o puño.



Figura 15. Selección de los músculos

3.3.2 Acondicionamiento de la señal EMG

La señal EMG que se obtiene de los electrodos no supera una amplitud pico-pico de 10mV aproximadamente, por lo que se implementa el circuito propuesto por (Texas Instrument, 1995) para el acondicionamiento de la señal EMG, el cual está formado por dos etapas encargadas de pre amplificar y amplificar la señal EMG para su posterior procesamiento y análisis. Por otra parte, para evitar problemas de desfases por el uso de filtros analógicos se decidió implementar el filtrado digital por software.

En la etapa de pre amplificación es necesario implementar el diagrama electrónico mostrado en la **Figura 16**, el cual consta de un circuito amplificador diferencial, un circuito de referencia al paciente y un circuito de retroalimentación. El circuito de pre amplificación tiene una ganancia de

10 y está encargados de amplificar el voltaje de EMG de -8mV a -80mV y de 1mV a 10mV antes de su etapa de amplificación final.

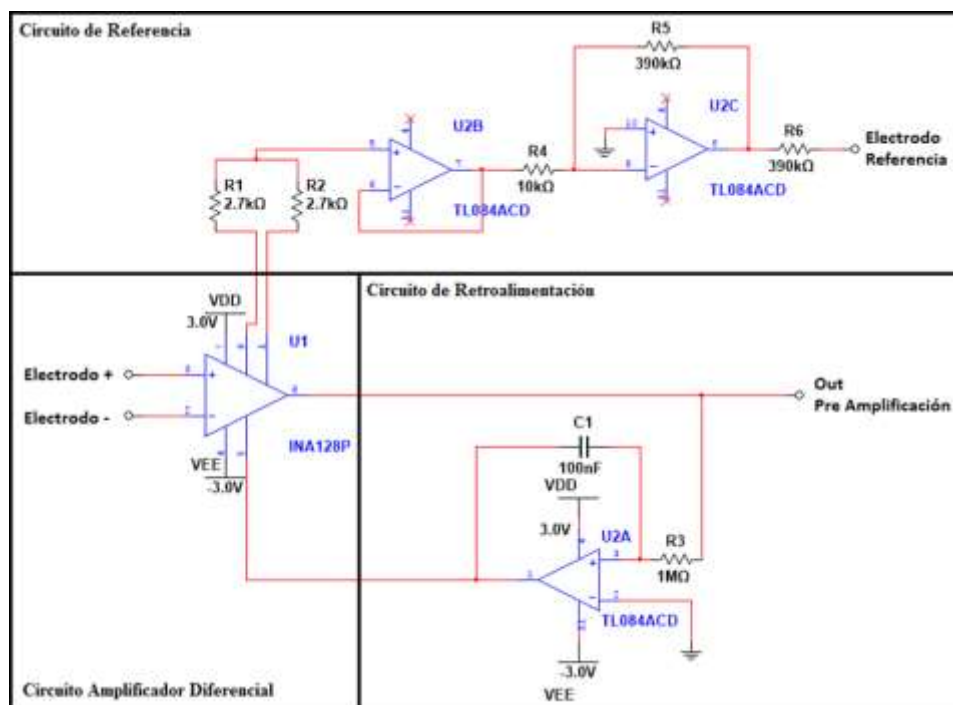


Figura 16. Circuito pre amplificador

El circuito amplificador diferencial está implementado en base al modelo del circuito amplificador ECG de pierna derecha propuesto por el fabricante de INA128 (Texas Instrument, 1995), y su funcionamiento se basa en eliminar el ruido común presente en los canales de los electrodos positivo y negativo, dando como resultado la ganancia de 10 a la diferencia de voltaje de las señales de entrada.

El circuito de referencia al paciente se encarga de disminuir el ruido existente entre los electrodos positivo y negativo, mediante un electrodo de referencia que proporciona un camino de baja impedancia entre el paciente y el amplificador (Winter & Webster, 1983).

A la salida del circuito amplificador diferencial se incorpora el circuito de retroalimentación encargado de extraer las señales AC mientras rechaza las señales DC y el ruido en modo común por medio de un filtro pasa bajos RC retroalimentado a la referencia del amplificador diferencial.

Posterior a la etapa de pre amplificación se implementa una etapa de amplificación final conformada por un circuito sumador no inversor encargado de amplificar el voltaje de la señal EMG mediante una ganancia de 56 y proporcionarle un valor constante de línea base de 1V para que todos los valores del EMG sean positivos y puedan ser leídos por el ADC del microcontrolador STM32F4 (ver *Figura 17*).

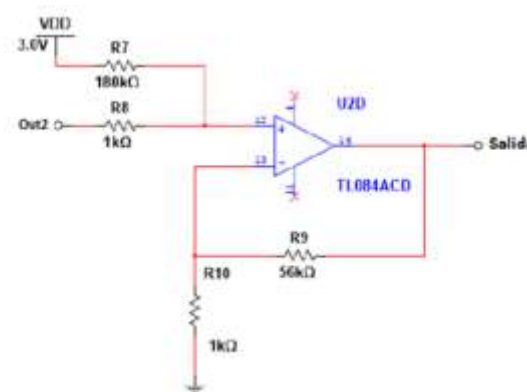


Figura 17. Circuito de amplificación

El diagrama electrónico final del sistema de sensado de EMG e implementado en la placa PCB para cada canal se observa en la *Figura 18*.

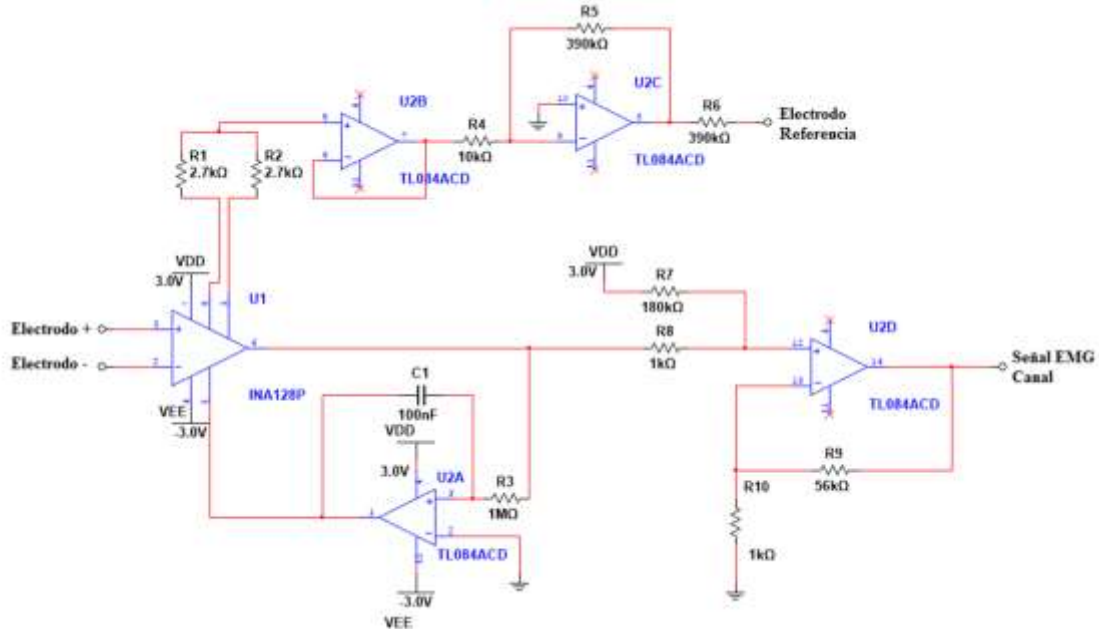


Figura 18. Diagrama electrónico de sensado de EMG

El hardware de sensado está conformado por tres canales de EMG cada uno implementado en una placa PCB con las mismas características. En la figura a **Figura 19** se muestra el PCB diseñado a partir del circuito descrito en la **Figura 18**.

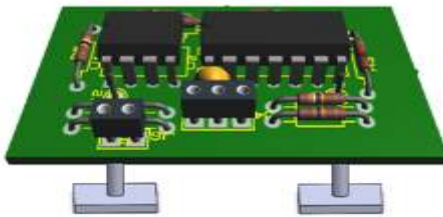


Figura 19. Tarjeta de adquisición EMG

3.4 Software del sistema de adquisición y procesamiento de EMG

Desarrollado el hardware para el registro de EMG se procede a realizar la digitalización, procesamiento y análisis de la señal EMG en la tarjeta STM32F407. Para lo cual se crean cuatro etapas definidas como: conversor análogo digital, filtrado digital, extracción de características y clasificador para la detección de movimientos (ver **Figura 20**).

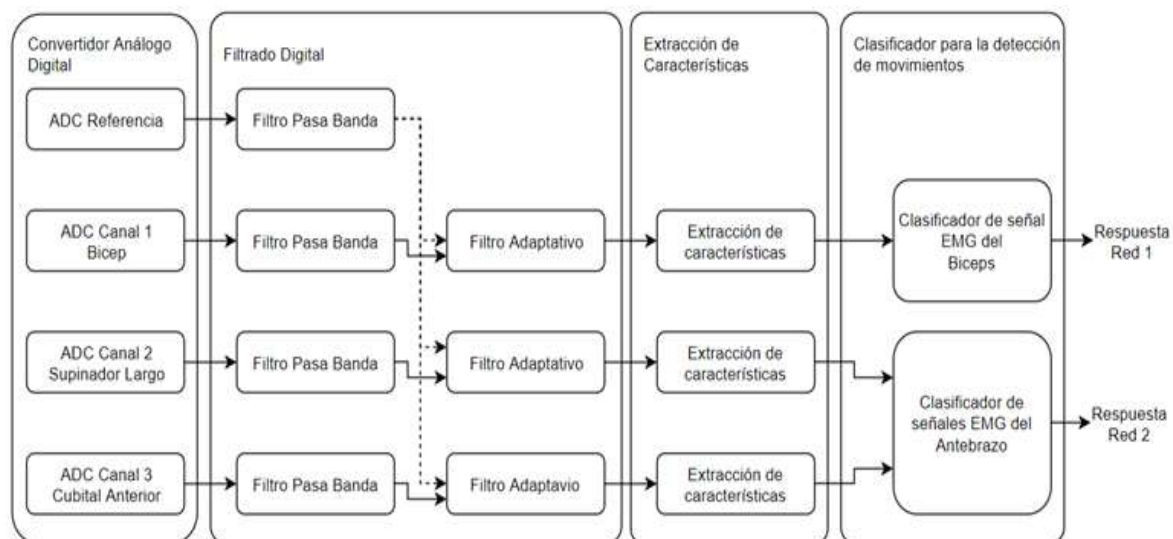


Figura 20. Digitalización, procesamiento y análisis de la señal EMG

3.4.1 Conversor análogo digital

Esta etapa convierte la señal analógica de cada canal del hardware de EMG a una señal digital en bits con una frecuencia de muestreo de 1000Hz ya que la señal EMG está en un rango de frecuencia de 6 Hz a 500 Hz. Para lo cual se asoció los canales de cada PCB de EMG a los pines de ADC del microcontrolador STM32F407 como se describe en la **Tabla 4**.

Tabla 4.

Pines de conversión de análogo a digital

Canal	PIN	Ubicación
Canal 1	AN0	Bíceps
Canal 2	AN2	Supinador largo
Canal 3	AN3	Cubital anterior
Referencia	AN1	Zona tendinosa del codo

3.4.2 Filtrado Digital

Esta etapa está compuesta por filtros pasa banda y filtros adaptativos cómo se observa en la **Figura 20**. Para el diseño del filtro pasa banda se considera la banda de mayor energía de la señal EMG que está comprendida entre 20Hz a 150 Hz y se implementa en un filtro pasa banda Butterworth de orden 10 con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, lo que permite captar la mayor energía de la señal y tener una respuesta en frecuencia como se puede observar en la **Figura 21**.

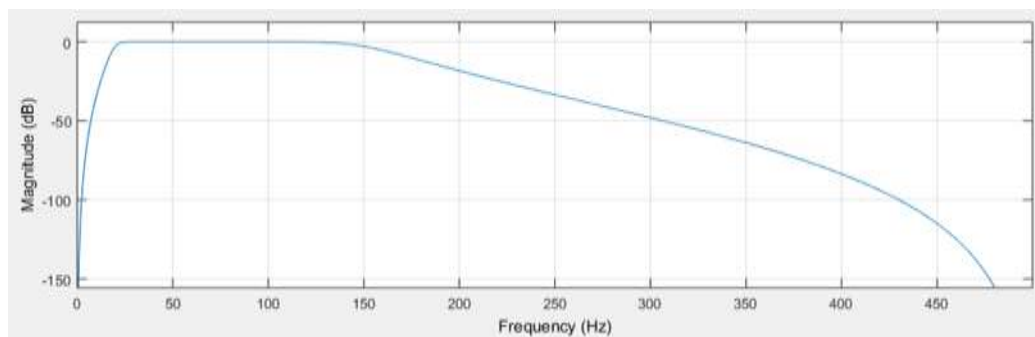


Figura 21. Respuesta en frecuencia del filtro pasa banda

Adicionalmente, es necesario implementar un filtro adaptativo que disminuya la potencia del ruido externo en la señal EMG, en particular la componente de 60 Hz de la red eléctrica que se encuentra dentro del rango espectral de la señal electromiográfica. Al ingresar la señal de EMG deseada y la señal no deseada o ruido al filtro adaptativo mostrado en la **Figura 22**, se obtiene la señal EMG libre de ruido existente en el electrodo de referencia.

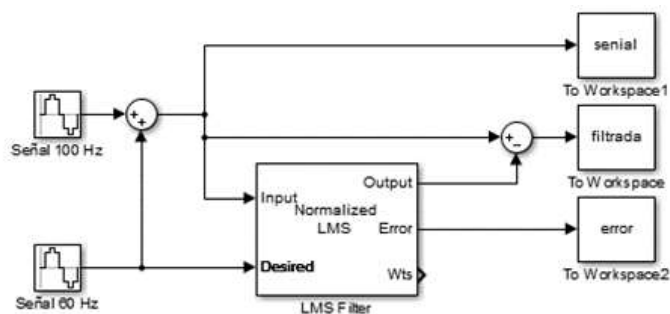


Figura 22. LMS Filter

El filtro adaptativo es un LMS Filter, el cual trabaja bajo la función de transferencia Normalized LMS con los siguientes parámetros: longitud del filtro de 20 muestras, $\mu = 0.001$, leakage factor $(0-1) = 1$, dando como resultado la convergencia de la señal de error a partir 0.2 s.

Finalmente, la señal electromiográfica presenta una relación señal a ruido baja como resultado de implementar el filtro pasa banda y el filtro adaptativo, como se observa en la **Figura 23**.

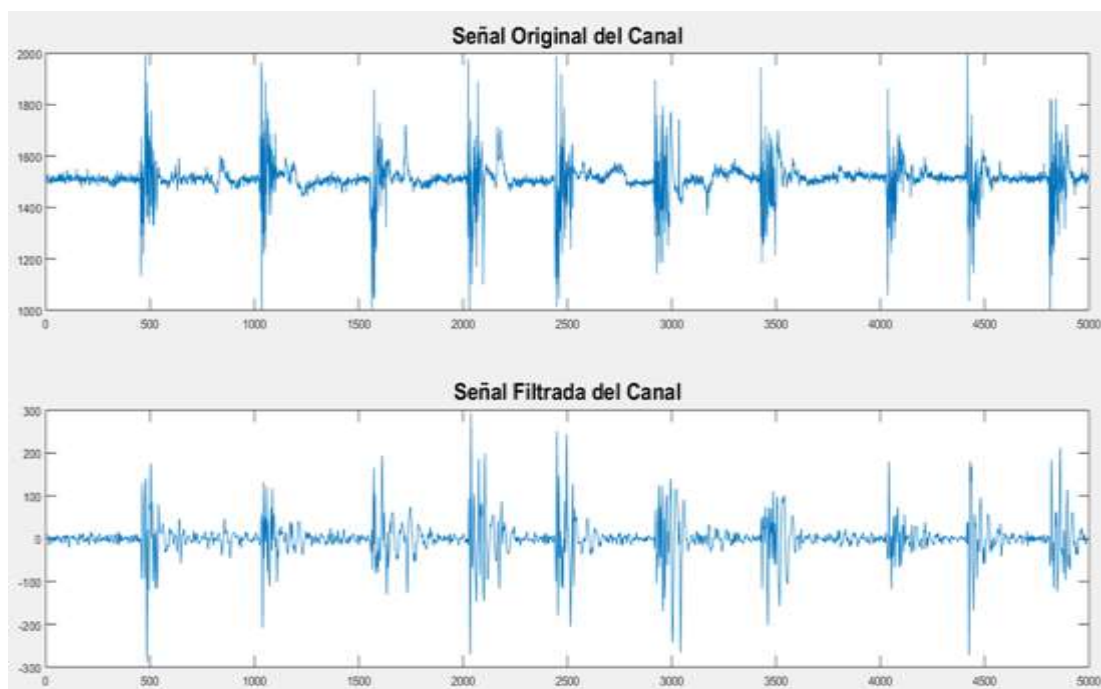


Figura 23. Señal EMG original y filtrada

3.4.3 Extracción de características

La etapa de extracción de características se divide en: una etapa de activación de canal, la misma que permite detectar la activación de los músculos; una etapa de extracción de características, en la cual se calculan los valores de varianza (VAR), detector de registro (LOG), raíz cuadrática media (RMS) y cruce por cero (ZC) de la señal EMG, durante el periodo de activación del musculo; y una etapa de normalización estadística, que evita la dispersión de datos (ver **Figura 24**).

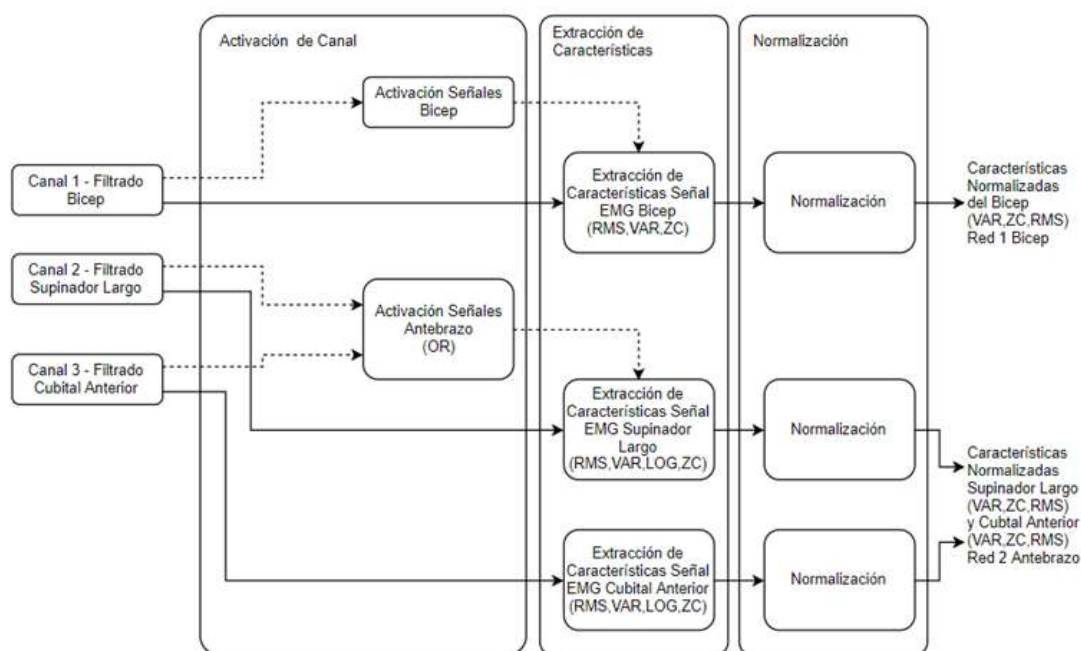


Figura 24. Clasificador de señales EMG

Para la activación de canal del bíceps se trabaja con la señal EMG del canal uno y se calcula la envolvente de la señal a través del método de RMS mediante una ventana de 100 muestras cada 0.001 segundos. Si existe una contracción del bíceps el valor de RMS supera un umbral de 20 bits o 24.4 mV generando un flanco ascendente de activación como se observa en la **Figura 25**, donde se presenta la señal EMG de color azul, la envolvente de la señal EMG calculada por RMS de color rojo y el pulso de activación en color verde.

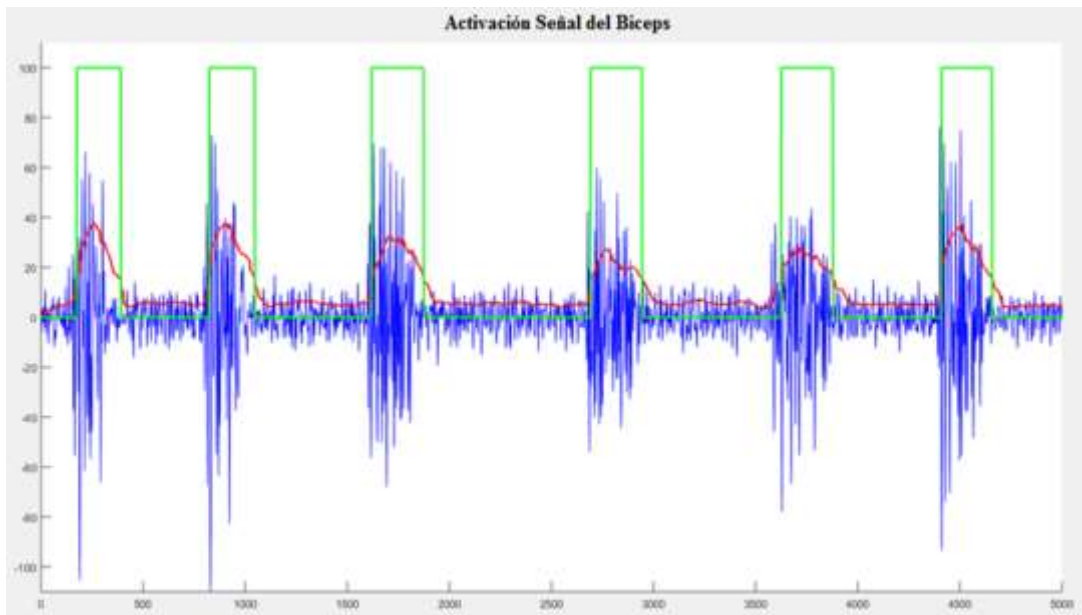


Figura 25. Pulsos de activación del bíceps

De igual manera, para la activación de canal del antebrazo se calcula individualmente la envolvente RMS del canal dos y tres. Si existe una contracción del supinador largo el valor de RMS supera un umbral de 17 bits o 20.74 mV generando un flanco de activación del canal dos. Por otro lado, si existe una contracción del cubital anterior el valor de RMS supera un umbral de 15 bits o 18.3 mV generando un flanco de activación del canal tres. Adicionalmente, la activación de canal total está dada por la suma binaria de las señales de activación de los dos canales como se observa en la **Figura 26**, donde se presenta la señal EMG de color azul, la envolvente de la señal EMG calculada por RMS de color rojo y el pulso de activación en color verde.

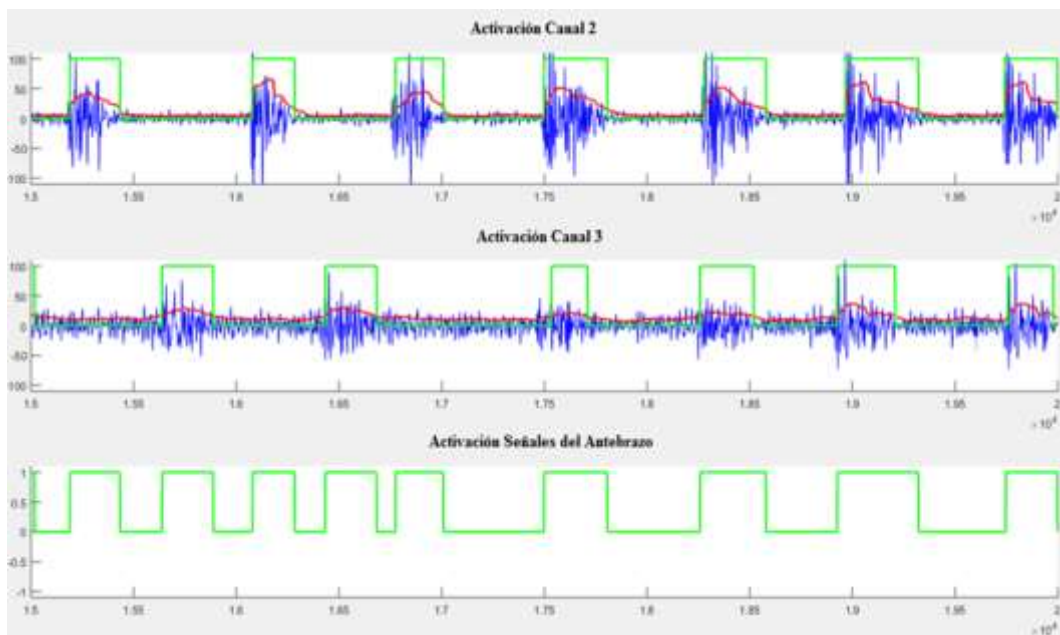


Figura 26. Pulsos de activación de las señales del antebrazo

La etapa de extracción de características toma 200 muestras de la señal EMG una vez se haya detectado un flanco ascendente en la señal de activación de canal del brazo o antebrazo. El conjunto de las 200 muestras posee características en el dominio del tiempo permiten obtener la relación de fuerza durante la contracción, la amplitud, frecuencia y duración de la señal EMG, para este proyecto las características a extraer son las siguientes:

Varianza (VAR), representa qué tan separados están los datos de la señal electromiográfica con respecto a la media.

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N X_n^2 \quad (2)$$

Raíz cuadrática media (RMS), modela la señal electromiográfica como un proceso aleatorio Gaussiano que relaciona la fuerza aplicada bajo condiciones de no fatiga.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (3)$$

Detector de registro (LOG), permite obtener la potencia en el instante de la contracción.

$$Log = e^{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \log|x_n|} \quad (4)$$

Cruce por cero (ZC), permite obtener la frecuencia y duración de la señal por medio del número de veces que la señal cambia de signo o pasa por cero, sin embargo, se recomienda implementar un umbral en amplitud que discrimine los cruces por cero producidos por el ruido.

$$\{X_i > 0 \text{ or } X_{i+1} < 0\} \text{ or } \{X_i < 0 \text{ or } X_{i+1} > 0\} \text{ and } \{X_{i+1} - X_i\} \geq \epsilon \quad (5)$$

Para la activación del grado de libertad de la flexión del codo se calculan los parámetros de RMS, VAR y ZC del canal uno del bícep. Para la activación de los grados de libertad de la flexión y extensión de la muñeca y mano se extraen los parámetros de RMS, VAR, LOG y ZC del canal dos del supinador largo y del canal tres del cubital anterior.

Posterior a la extracción de características se realiza un proceso de normalización estadística que evita tener valores dispersos a la entrada de la red neuronal (**Ecuación 6**), lo que permite entrenar la red evitando discriminar los valores cercanos a cero de las características de la señal EMG.

$$z_i = \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \quad (6)$$

Los valores de la media y la desviación estándar se estiman de cada conjunto de varianza (VAR), detector de registro (LOG), raíz cuadrática media (RMS) y cruce por cero (ZC) de la señal EMG. El entrenamiento del sistema se realiza mediante la extracción de un conjunto de muestras formado por 100 registros de contracción del bíceps, 100 registros de la flexión de muñeca, 100 registros de la extensión de muñeca y 100 registros de la flexión de mano.

3.5 Clasificador para la detección movimientos

Para discriminar un movimiento específico de la extremidad superior no se recomienda utilizar solamente el método de clasificación por regresión lineal o métodos similares. Debido a que la señal EMG es vulnerable al ruido y en presencia de una alta potencia de interferencia no se la puede identificar. Además, al clasificar diferentes movimientos por medio de un canal se dificulta el reconocimiento solo con valores de voltaje. Por esta razón, se decidió trabajar con clasificadores, en particular con redes neuronales ya que permiten reconocer patrones con ruido y trabajar en tiempo real ya que sus coeficientes de entrada son obtenidos en la etapa de entrenamiento.

La etapa del clasificador para la detección de movimientos consta de dos redes neuronales. La primera red neuronal permite la activación de la flexión del codo en base a los parámetros RMS, VAR y ZC extraídos de la señal EMG del bíceps. La segunda red neuronal permite la activación de la flexión y extensión de la muñeca y la flexión de la mano en base a los parámetros RMS, LOG, VAR y ZC extraídos de la señal EMG del supinador largo y cubital anterior.

Cada red se entrena mediante la función de entrenamiento de Levenberg Marquardt que es una combinación de los métodos de Máximo Descenso y el método de Gauss Newton, cuando la solución se encuentra lejos del mínimo local el algoritmo se comporta como de máximo descenso y si la solución está cerca del mínimo local el algoritmo se comporta como de Gauss Newton lo

que garantiza que el proceso de interacción sea estable y de rápida convergencia. El algoritmo inicia con la linealización de las ecuaciones no lineales para luego asignar un factor de ponderación o peso para cada valor dentro de la red, por lo que es recomendado en aplicaciones en tiempo real (Cornejo Zuñiga, 2016).

En el proyecto las características normalizadas de las señales EMG son las entradas de la red neuronal y sus salidas son las activaciones provocadas por las diferentes contracciones musculares. Por otro lado, el número de capas ocultas de cada red neuronal se obtiene mediante la regla de la pirámide geométrica que toma en consideración el número de entradas y salidas como se define en la ecuación 7.

$$h = \sqrt{m * n} \quad (7)$$

Dónde:

- m = número de salidas
- n = número de entradas
- h = número de capas ocultas

Adicionalmente, cada red neuronal utiliza una combinación de funciones que permiten linealizar la respuesta de la red neuronal y evitar que los datos estén dispersos. Para el proyecto se utilizó las funciones Tansig y Pureline ya que siguen un patrón de linealización en base a los modelos reales de entrada y salida no lineales que conforman las características de la señal EMG (ver **Figura 27**).

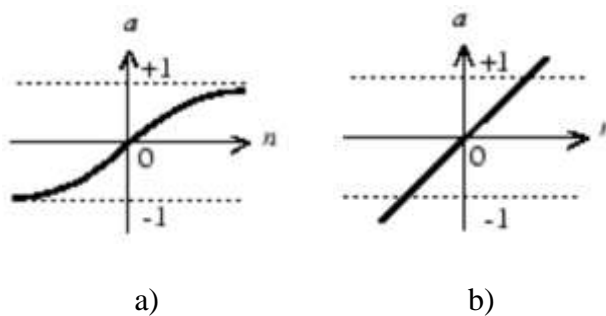


Figura 27. a) Función de linealización tansig,
 b) Función de linealización pureline
Fuente: (MathWorks, 2018)

3.5.1 Red Neuronal 1

En la red neuronal del bíceps el pulso generado en la etapa de activación de canal permite la transferencia de las características normalizadas al bloque de la red neuronal, como se observa en la **Figura 28**.

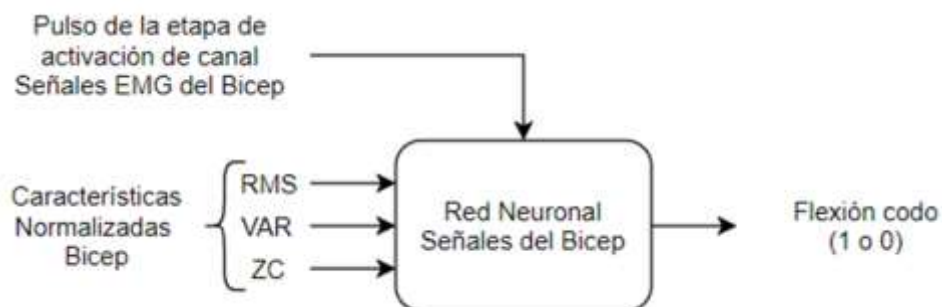


Figura 28. Red neuronal del bíceps

Las propiedades de la red neuronal del bíceps están descritas en la **Tabla 5**:

Tabla 5.
Propiedades de la red neuronal del bíceps

Tipo de red	Feed-Forward Backprop	Bucle de propagación y retro propagación para distribuir y disminuir el error de salida en cada capa.
Señales de entrada	3	RMS, VAR, ZC (bíceps)
Señales objetivo	1	Flexión de bíceps
Función de entrenamiento	TRAINLM	Levenberg Marquardt
Función de autoaprendizaje	LEARNGDM	Algoritmo que usa la fórmula de descenso de gradiente perteneciente a TRAINLM para actualizar los pesos en cada iteración y ajustar el error.
Función de rendimiento	MSE	Error cuadrático medio
Número de capas ocultas	2	$h = \sqrt{1 * 3} = 1,73 \approx 2$ (ver <i>Figura 29</i>)
Numero de neuronas	3	3 características de entrada por cada capa oculta
Capa oculta		
Función de transferencia	Tansig	Toma datos de la entrada con valores desde menos infinito a más infinito.
Capa oculta		
Función de transferencia	Pureline	Se usa en redes de back propagation, con salidas de valores aleatorios.
Capa de salida		

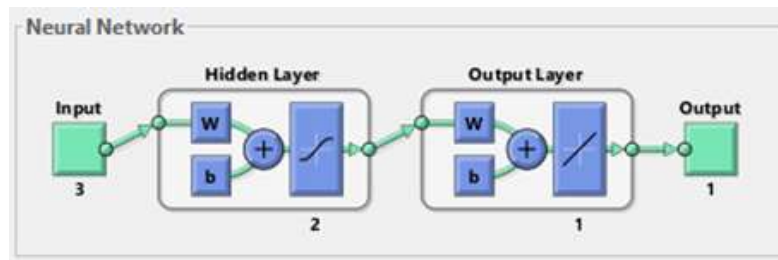


Figura 29. Número de capas en la red neuronal 1

Creada la red neuronal se prosigue a entrenarla modificando los parámetros de descritos en la siguiente tabla.

Tabla 6

Parámetros de entrenamiento de la red neuronal del bíceps

Epochs	1000
Min_grad	1e-07
Mu	0.0001
MU_dec	0.0001

Todas las configuraciones anteriores dan como resultado un 98% de acierto en la red neuronal de bíceps como se observa en la **Figura 30**.

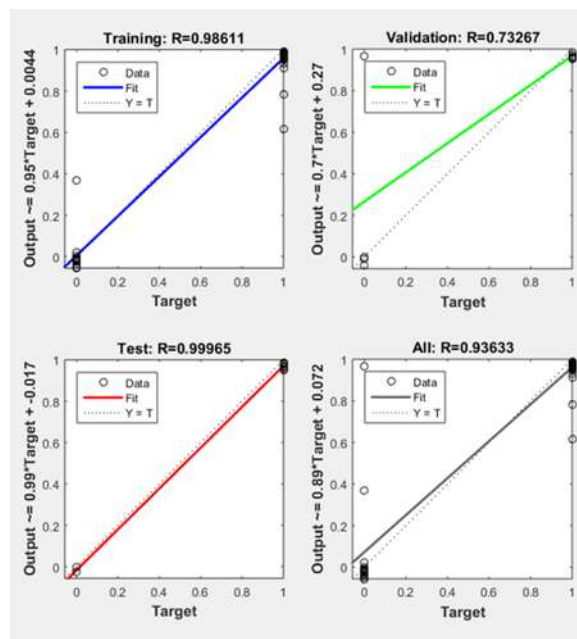


Figura 30. Resultado de la red neuronal 1

Para tener un periodo de lectura durante la contracción muscular del bíceps se multiplica la salida de la red neuronal con el pulso generado en la etapa de activación de canal, si el resultado es 1 se lee el valor del ángulo relativo dado por la IMU1 ubicada entre el brazo y la IMU2 ubicada en el antebrazo lo que permite la flexión y extensión del codo en el brazo robótico biomecánico como se observa en la **Figura 31**.

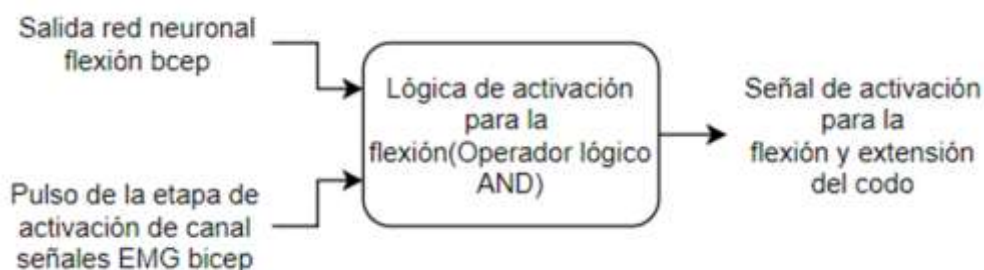


Figura 31. Lógica de activación para la flexión y extensión del codo

3.5.2 Red neuronal 2

En la red neuronal del supinador largo y cubital anterior del antebrazo el pulso generado en la etapa de activación de canal permite la transferencia de las características normalizadas al bloque de la red neuronal, como se observa en la *Figura 32*.

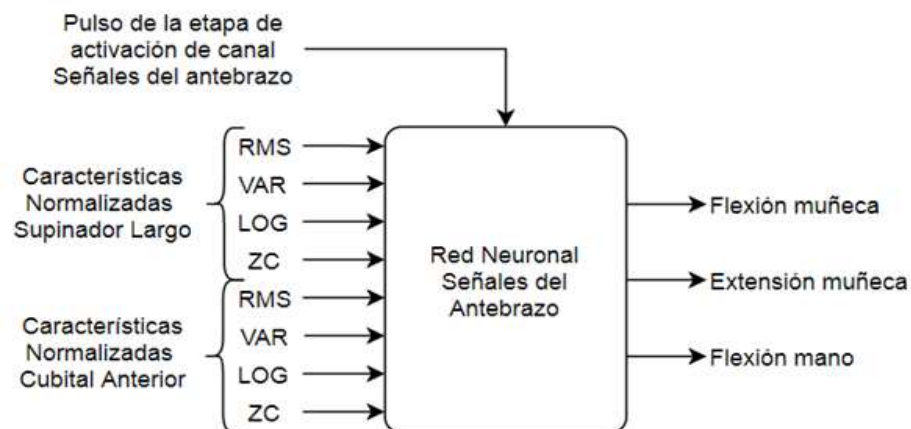


Figura 32. Red neuronal del supinador largo y cubital anterior

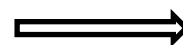
Las propiedades de la red neuronal del supinador largo y cubital anterior están descritas en la siguiente tabla.

Tabla 7

Propiedades de la red neuronal del supinador largo y cubital anterior

Tipo de red	Feed-Forward Backprop	Bucle de propagación y retro propagación para distribuir y disminuir el error de salida en cada capa.
Señales de entrada	8	RMS, VAR, LOG, ZC (Supinador Largo) RMS, VAR, LOG, ZC (Cubital anterior)
Señales objetivo	3	Flexión y extensión de muñeca Flexión de dedos
Función de entrenamiento	TRAINLM	Levenberg Marquardt

CONTINÚA



Función de autoaprendizaje	LEARNGDM	Algoritmo que usa la fórmula de descenso de gradiente perteneciente a TRAINLM para actualizar los pesos en cada iteración y ajustar el error.
Función de rendimiento	MSE	Error cuadrático medio
Número de capas ocultas	4	$h = \sqrt{3 * 8} = 4,89 \approx 4$ (ver <i>Figura 33</i>)
Numero de neuronas	8	8 características de entrada por cada capa oculta
Capa oculta		
Función de transferencia	Tansig	Toma datos de la entrada con valores desde menos infinito a más infinito.
Capa oculta		
Función de transferencia	Pureline	Se usa en redes de back propagation, con salidas de valores aleatorios.
Capa de salida		

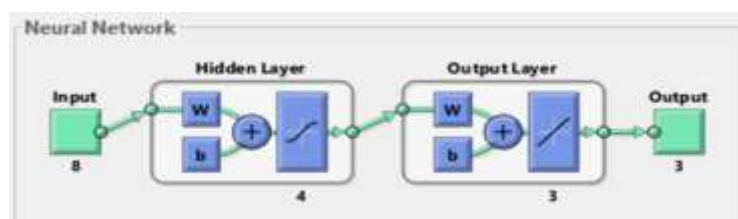


Figura 33. Número de capas en la red neuronal 2

Creada la red neuronal se prosigue a entrenarla modificando los parámetros de descritos en la

Tabla 8.

Tabla 8

Parámetros de entrenamiento de la red neuronal del supinador largo y cubital anterior

Epochs	1000
Min_grad	1e-07
Mu	0.0001
MU_dec	0.0001

Todas las configuraciones anteriores dan como resultado un 94% de acierto en la red neuronal del supinador largo y cubital anterior como se observa en la **Figura 34**.

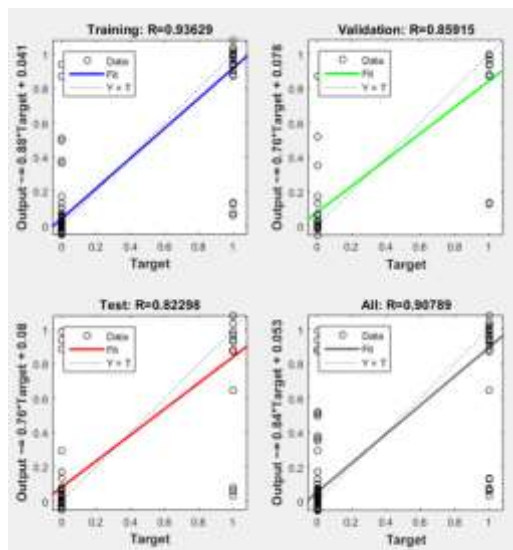


Figura 34. Resultado de la red neuronal 2

Se valida la activación de una salida a la vez de la red neuronal del antebrazo mediante una lógica de validación y para tener un periodo de lectura durante cada contracción muscular se multiplica cada salida de la red neuronal del antebrazo con el pulso generado en la etapa de activación de canal, si el resultado de la flexión o extensión de la muñeca es 1 se lee el valor del ángulo relativo entre el IMU2 ubicado en el antebrazo y el IMU 3 ubicado en la muñeca y si el resultado de la flexión de la mano es 1 se activa el giro del servomotor como se observa en la **Figura 35**.

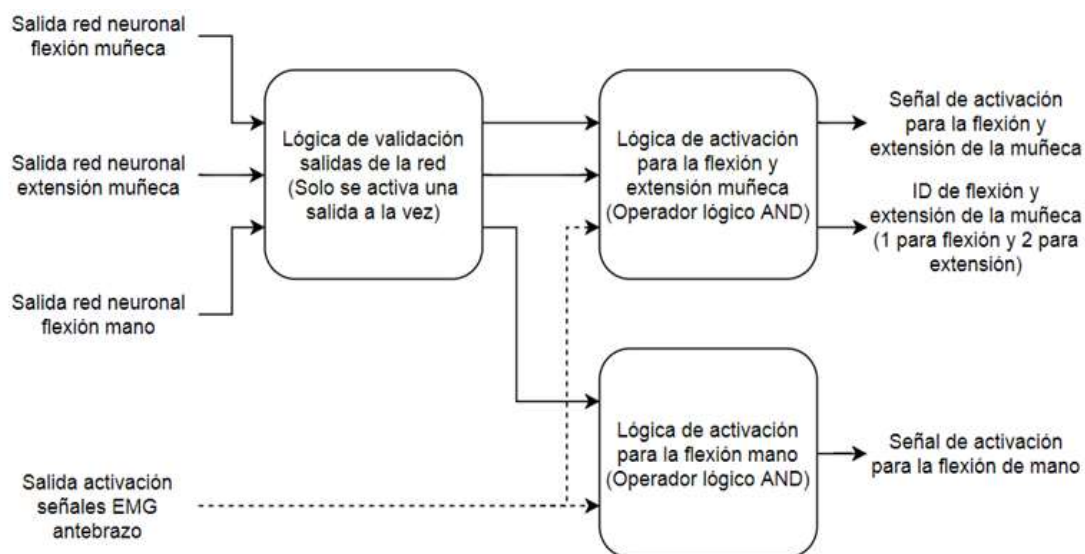


Figura 35. Lógica de activación de la red neuronal del antebrazo

3.6 Diseño e implementación del sistema de sensado del desplazamiento angular

El sistema de sensado del desplazamiento angular está conformado por cuatro unidades de medición inercial BNO055, comunicadas por dos canales I2C con la STM32F407 por medio de una distribución de pines y un arreglo de direcciones como se muestra en la **Figura 36**. Además, de ser alimentadas por el voltaje de 5V de la tarjeta STM32F407.

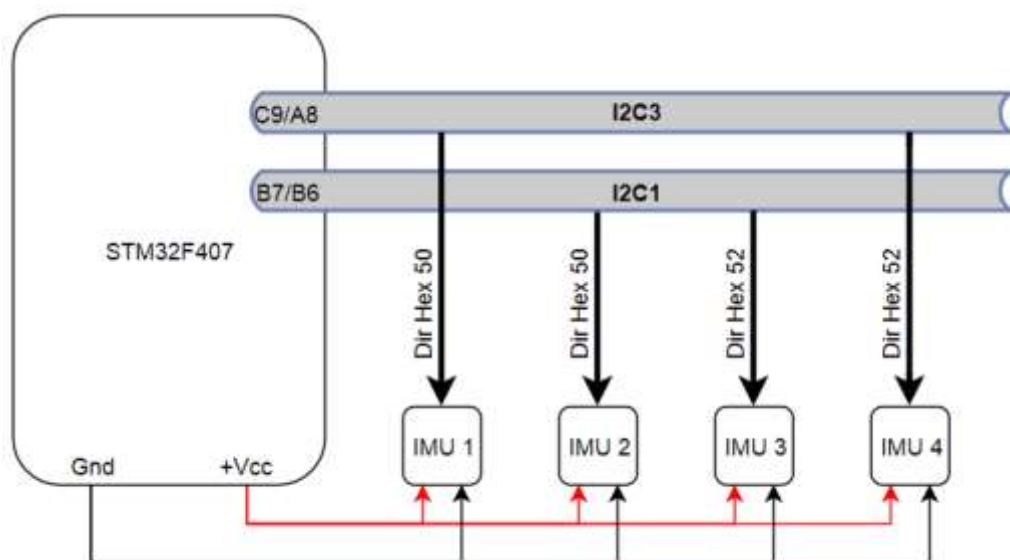


Figura 36. Sistema de sensado del desplazamiento angular

Para obtener información de los ángulos relativos formados por las articulaciones del hombro, codo, muñeca es necesario ubicar los BNO055 en el brazo, antebrazo, muñeca y mano ya que son segmentos divergentes de las tres articulaciones principales de la extremidad superior, como se observa en la *Figura 37*.

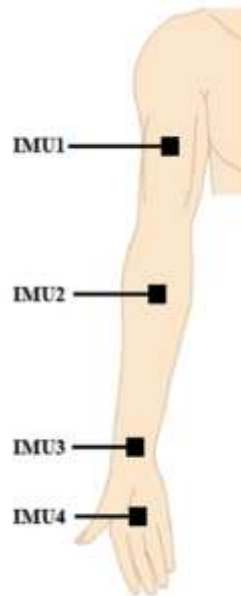


Figura 37. Ubicación de las IMU en la extremidad superior derecha

3.7 Adquisición y procesamiento de las unidades de medición inercial BNO055

Desarrollado el sistema de adquisición de las unidades de medición inercial se configura mediante el bloque de Waijung en Simulink los BNO055 en modo NDOF para obtener los ángulos de Euler entregados por el arreglo de acelerómetros, giroscopios y magnetoscopios.

La lectura de los ángulos Euler de las cuatro unidades de medición inercial BNO055 requiere implementar cuatro bloques encargados de leer por medio de la dirección asignada al BNO055 el valor de cada registro que contiene la información de Pitch, Yaw y Roll, como se describe en la **Tabla 9**.

Tabla 9*Lectura de las unidades de medición inercial*

Sensor	Canal	Dirección	Registro	Angulo Absolutos	Ubicación
IMU1	I2C3	50	1F EUL_Pitch_MSB	Pitch	Brazo
			1E EUL_Pitch_LSB		
			1B EUL_Heading_MSB	Yaw	
			1A EUL_Heading_LSB		
IMU2	I2C1	50	1F EUL_Pitch_MSB	Pitch	Antebrazo
			1E EUL_Pitch_LSB		
			1B EUL_Heading_MSB	Yaw	
			1A EUL_Heading_LSB		
			1D EUL_Roll_MSB	Roll	
			1C EUL_Roll_LSB		
IMU3	I2C1	52	1F EUL_Pitch_MSB	Pitch	Muñeca
			1E EUL_Pitch_LSB		
			1D EUL_Roll_MSB	Roll	
			1C EUL_Roll_LSB		
IMU4	I2C3	52	1F EUL_Pitch_MSB	Pitch	Mano
			1E EUL_Pitch_LSB		

Realizada la lectura se genera un algoritmo encargado de obtener los ángulos relativos formados por la diferencia de los ángulos absolutos de cada par consecutivo de IMU BNO055 como se observa en la **Figura 38**.

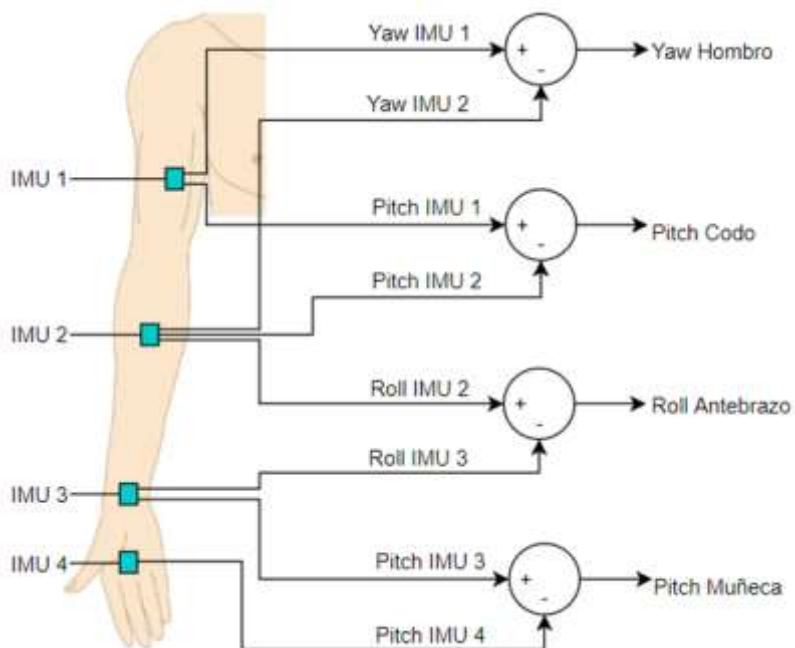


Figura 38. Ángulos relativos de la extremidad superior derecha

Posterior a la adquisición de los ángulos relativos se implementa un filtro pasa bajos de 200 Hz para eliminar los picos bruscos en la señal de los ángulos relativos. Adicional, el sistema de sensado requiere una etapa de seteo que inicialice en 0° la lectura de los ángulos relativos, para ello se implementa un pulso de inicialización que permite en la primera lectura almacenar el valor del ángulo relativo como un valor de referencia y en las siguientes lecturas restar el valor de referencia para tener los ángulos dentro de rango. Por ello se designó una posición de home como se observa en la **Figura 39**, donde muestra la rotación del hombro en 0° , la flexión del codo en 0° , el antebrazo en supinación de 85° , la flexión de la muñeca en 0° y los dedos de la mano extendidos.

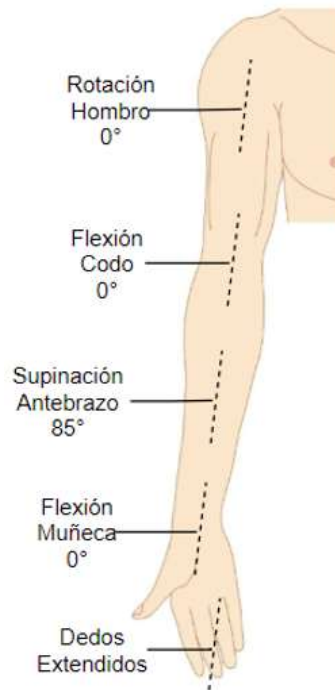


Figura 39. Posición de home

Por requerimientos de control en servomotores se requiere que la señal sea estable y evite variaciones bruscas en su lectura, por lo que se implementa un algoritmo encargado de variar la lectura de los ángulos relativos cada que exista una variación en la señal de 5 grados. Para finalmente escalar los valores de los ángulos relativos a valores de saturación de 3 a 12, rango de PWM con el que trabajan los servomotores.

3.8 Integración del sistema de adquisición de EMG e IMU BNO055

Para la integración del sistema de adquisición de EMG e IMU BNO055 se toma en consideración la respuesta de la red neuronal de EMG y la lectura de los ángulos relativos del sistema de sensado del desplazamiento angular para que en conjunto definan los grados de libertad que tendrá el brazo robótico biomecánico en el proyecto como se describe en la **Tabla 10**.

Tabla 10*Grados de libertad del sistema de adquisición*

Grados de libertad	Señal de activación	Señal de posicionamiento
Giro interno y externo del hombro (ver <i>Figura 40</i>)	Siempre activa	Yaw hombro (Yaw de IMU 1 y 2)
Flexión y Extensión del codo (ver <i>Figura 41</i>)	Red Neuronal 1 Flexión de codo	Pitch codo (Pitch de IMU 1 y 2)
Giro de antebrazo (ver <i>Figura 42</i>)	Siempre activa	Roll antebrazo (Roll de IMU 2 y 3)
Flexión y extensión de la muñeca (ver <i>Figura 43</i>)	Red Neuronal 2 Extensión de muñeca Red Neuronal 2 Flexión de muñeca	Pitch muñeca (Pitch de IMU 3 y 4)
Puño (ver <i>Figura 44</i>)	Red Neuronal 2 Flexión dedos	No existe

*Figura 40.* Giro externo e interno del hombro



Figura 41. Extensión y flexión del bícep



Figura 42. Giro del antebrazo



Figura 43. Extensión y flexión de muñeca



Figura 44. Flexión y extensión de los dedos

Bajo las consideraciones de la **Tabla 10** el hardware del sistema de sensado queda estructurado como se observa en la *Figura 45*.

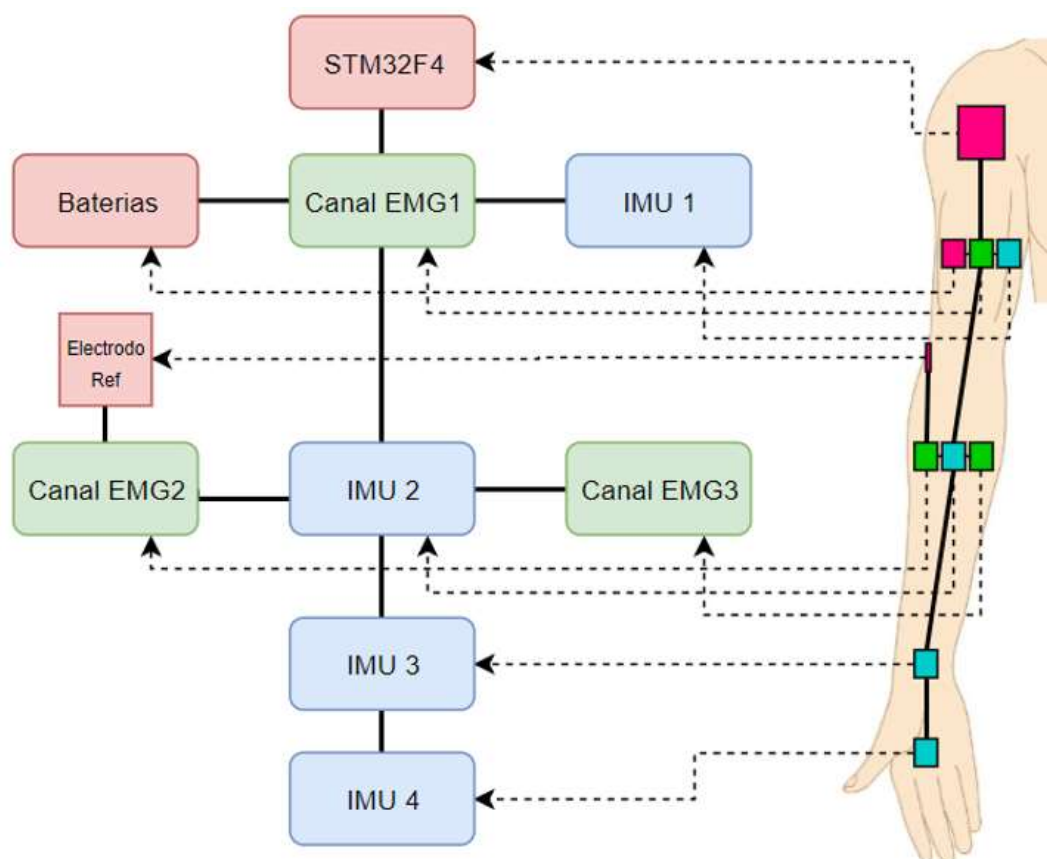


Figura 45. Hardware del sistema de sensado

CAPITULO IV

4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL BRAZO ROBÓTICO

4.1 Introducción.

Existen varios diseños de extremidades mecánicas en 3D que permiten realizar modificaciones para mejorar sus estructura y funcionamiento. Un diseño en particular es el robot humanoide InMoov creado por el escultor Gaël Langevin, el cual está conformado por la cabeza, extremidades superiores, tronco y extremidades inferiores.

De acuerdo a los requerimientos del proyecto se toma el diseño de la extremidad superior derecha de InMoov y se realiza un rediseño mecánico de: la cintura escapular para reubicar el servomotor y delimitar su área de trabajo; el engranaje del codo para reubicar el eje giro; el antebrazo para que cumpla con el giro del radio cubital permitiendo la supinación y pronación; la muñeca para que permita la extensión y flexión; y la ubicación del servomotor en la cara posterior de la mano para cerrar el puño.

Adicionalmente, en este capítulo se describe el dimensionamiento de los servomotores y el control mediante PWM para reproducir el giro interno y externo del hombro, la flexión y extensión del codo, la rotación del antebrazo, la flexión y extensión de la muñeca y la flexión de la mano.

4.2 Mecánica del brazo robótico

El diseño mecánico se establece en base a los cinco grados de libertad definidos en el proyecto y el área de trabajo que admite la kinesiólogía de la extremidad superior, la cual está conformada por la cintura escapular, brazo, codo, antebrazo, muñeca y mano. En la *Figura 46* se presenta la correlación entre la estructura del brazo robótico biomecánico y la anatomía de la extremidad superior derecha.

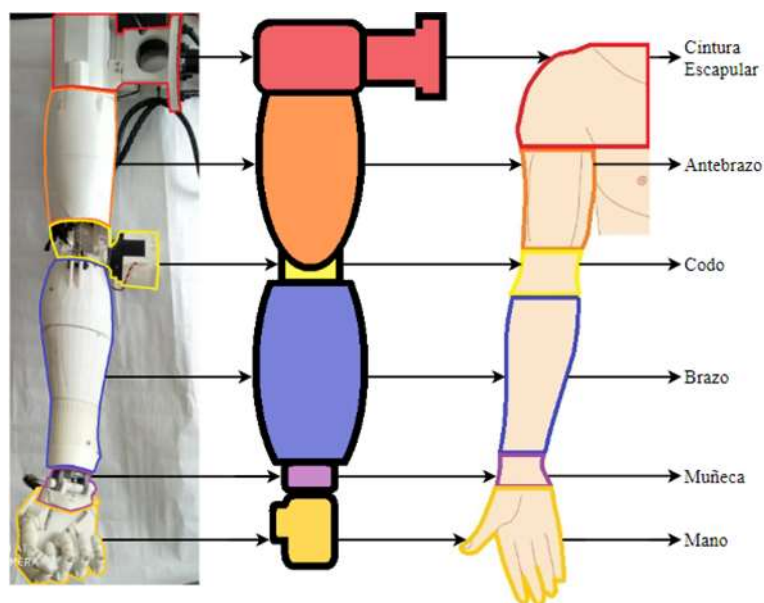


Figura 46. Correlación entre la estructura del brazo robotico biomecanico y la anatomia de la extremidad superior

4.2.1 Cintura escapular

La cintura escapular es el segmento del cuerpo humano que une la extremidad superior con el tronco y por medio de la articulación del hombro permite la rotación interna y externa de la extremidad superior como se muestra en la *Figura 47*.

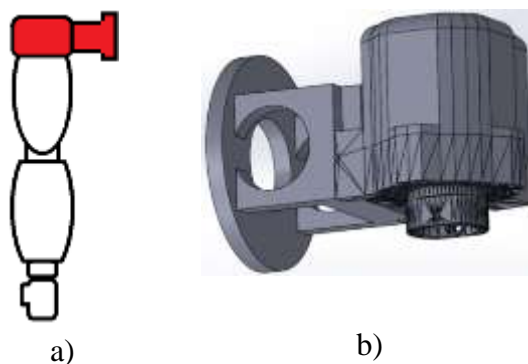


Figura 47. a) Ubicación de la cintura escapular, b) Cintura escapular en 3D

La articulación del hombro está conformada por la superficie articular de la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea del omóplato. Permite rotar la extremidad superior en un rango de máximo 95° como se observa en la *Figura 48*.

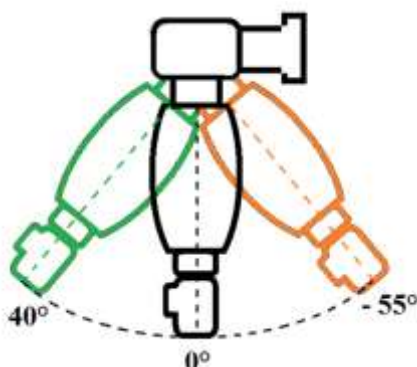


Figura 48. Área de trabajo de la cintura escapular

Para girar el brazo robótico en un rango de 95° se diseñó un conjunto de piezas que ensambladas permiten fijar el brazo mecánico al soporte metálico y reproducir la función kinesiológica de la articulación del hombro. En la **Tabla 11** se describe la relación de las piezas mecánicas y la función kinesiológica a reproducir.

Tabla 11
Cintura escapular

Kinesiología	Función	Piezas Mecánicas	Función
	General		Individual
Omoplato	Sostener la extremidad superior al tronco	Soporte_omoplato Ver <i>Figura 49a</i>	Sostener el brazo mecánico al soporte metálico.
Articulación del hombro	Rotación del hombro	Tapa del hombro Ver <i>Figura 49b</i>	Recubre y posiciona el servomotor para realizar el giro interno y externo del brazo mecánico.
		Cavidad glenoidea Ver <i>Figura 49c</i>	Base donde gira la cabeza del humero
		Cabeza del humero Ver <i>Figura 49d</i>	Eje de giro

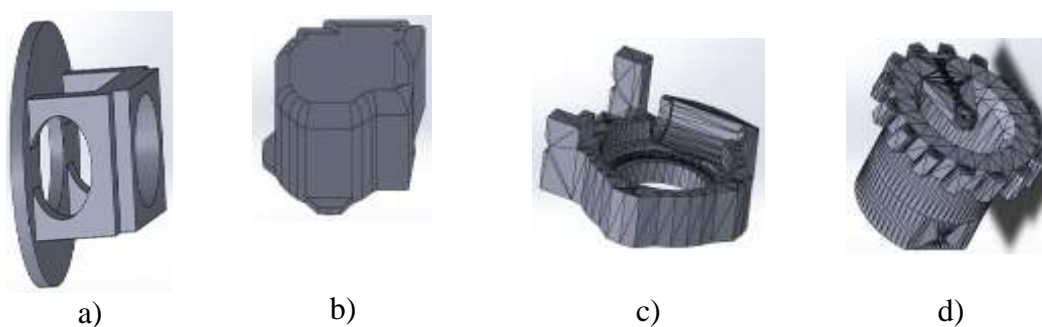


Figura 49. a) Soporte_omoplato, b) Tapa del hombro, c) Cavidad glenoidea, d) Cabeza del humero

4.2.2 Brazo

Anatómicamente el brazo es el segmento que se encuentra entre la cintura escapular y la articulación del codo albergando únicamente el hueso del humero encargado de dar movimiento al brazo por medio de la articulación del hombro y del codo. En la **Figura 50** se muestra la ubicación y correlación del brazo con la estructura mecánica en 3D.

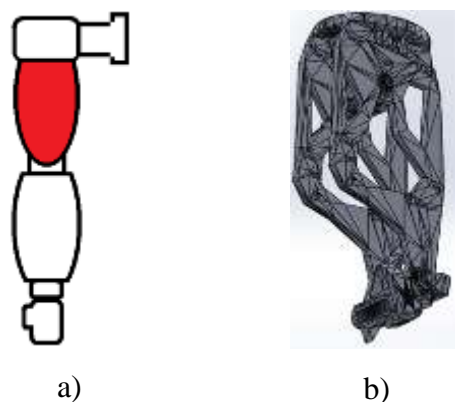


Figura 50. a) Ubicación del brazo, b) Brazo en 3D

En el diseño mecánico del brazo contiene la base del humero que en conjunto con la cabeza del humero rota la extremidad superior como se describe en **Tabla 12**.

Tabla 12
Brazo

Kinesiología	Función	Piezas	Función
	General	Mecánicas	Individual
Humero	Se articula con la escápula por medio de la cavidad glenoidea	Humero Ver <i>Figura 51a</i>	Girar en brazo
Brazo	Soporte del antebrazo	Pieza lateral superior brazo Ver <i>Figura 51b</i>	Pared interna del brazo (2 piezas)
		Pieza lateral inferior brazo Ver <i>Figura 51c</i>	Pared interna del brazo (2 piezas)
	Soporte medio Ver <i>Figura 51d</i>	Establece la distancia entre las paredes internas del brazo	
	Soporte lateral Ver <i>Figura 51e</i>	Base para las paredes superficiales del bícep	
	Tapa izquierda Ver <i>Figura 51f</i>	Tapa izquierda del brazo	
	Tapa derecha Ver <i>Figura 51g</i>	Tapa derecha del brazo	
	Tapa frontal y posterior Ver <i>Figura 51h</i>	Tapa frontal y posterior del brazo	

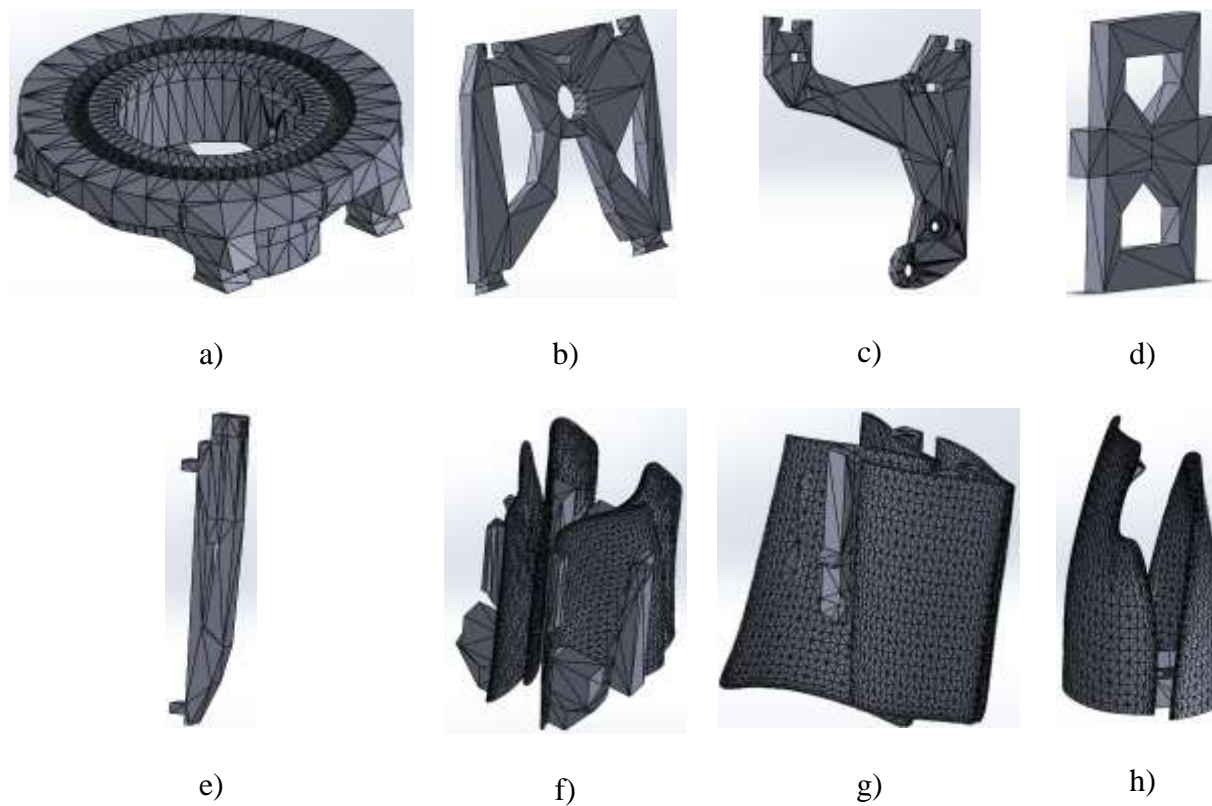


Figura 51. a) Húmero, b) Pieza lateral superior brazo, c) Pieza lateral inferior brazo, d) Soporte medio, e) Soporte lateral, f) Tapa izquierda, g) Tapa derecha, h) Tapa frontal y posterior

4.2.3 Codo

Es la articulación que interconecta el brazo con el antebrazo, trabaja como eje y soporte para elevar el antebrazo en dirección perpendicular al eje de giro como se observa en la **Figura 52**.

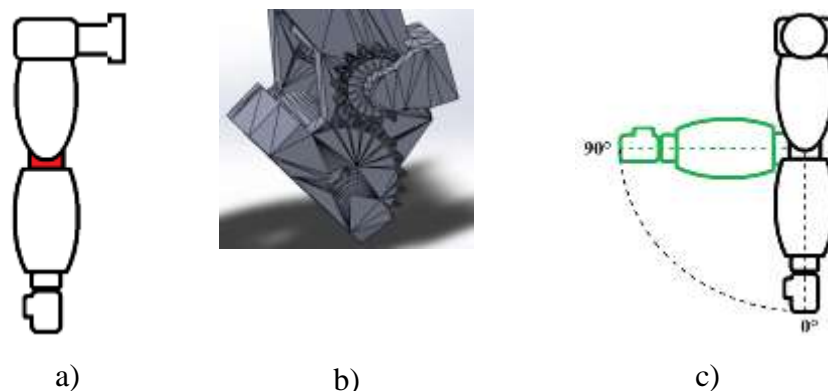


Figura 52. a) Ubicación del codo, b) Codo en 3D, c) Área de trabajo de codo

Para reproducir la flexión y extensión del codo se reubicó el servomotor y se rediseño la función del eje de giro propuesto por (InMoov, 2012) para que reproduzca con precisión el desplazamiento angular de la extremidad superior. Mecánicamente el codo o sistema de engranajes está conformado por las piezas mostradas en la **Figura 53**.

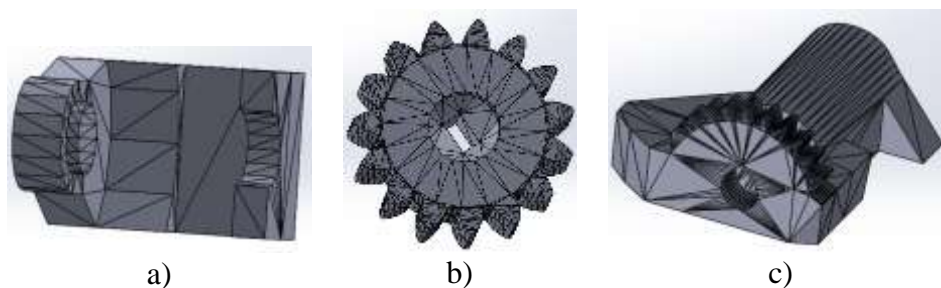


Figura 53. a) Soporte del piñon móvil; b) piñon móvil; c) Piñon fijo al antebrazo

4.2.4 Antebrazo

El antebrazo es el segmento que se encuentra entre el codo y la muñeca, permite la supinación y pronación del mismo mediante la articulación radio-cubital (ver **Figura 54**).

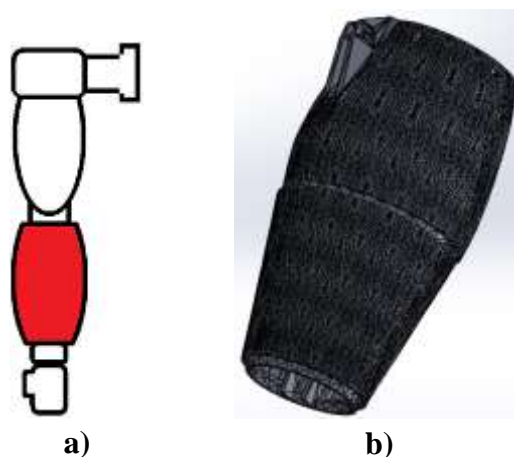


Figura 54. a) Ubicación del antebrazo, b) Antebrazo en 3D

La articulación radio cubital anatómicamente es parte del codo sin embargo para cumplir con su función kinesiológica se diseñó un sistema de giro encargado de rotar el antebrazo 175° como se observa en la **Figura 55**.

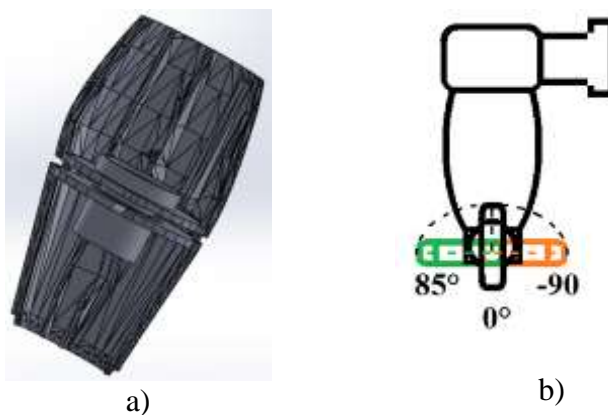


Figura 55. a) Radio cubital mecánico, b) Área de trabajo de pronosupinación

El conjunto de piezas que cumplen con la dinámica del antebrazo se describe en la **Tabla 13**.

Tabla 13
Antebrazo

Kinesiología	Función	Piezas	Función
	General	Mecánicas	Individual
Codo	Une el brazo y antebrazo. Permite el desplazamiento angular.	Base_codo ver <i>Figura 56a</i>	Base del codo.
Antebrazo		Antebrazo superior 1 ver <i>Figura 56b</i>	
		Antebrazo superior 2 ver <i>Figura 56c</i>	
		Antebrazo inferior 1 ver <i>Figura 56d</i>	
		Antebrazo inferior 2 ver <i>Figura 56e</i>	
		Terminal del antebrazo. ver <i>Figura 56f</i>	
Articulación	Supinación y pronación	Base_giro_superior ver <i>Figura 56g</i>	Base donde gira el eje del antebrazo.
Radio-cubital	del antebrazo	Eje del antebrazo ver <i>Figura 56h</i>	Eje de giro del antebrazo inferior mecánico.
		Base_giro_inferior ver <i>Figura 56i</i>	Permite girar el antebrazo inferior mecánico.

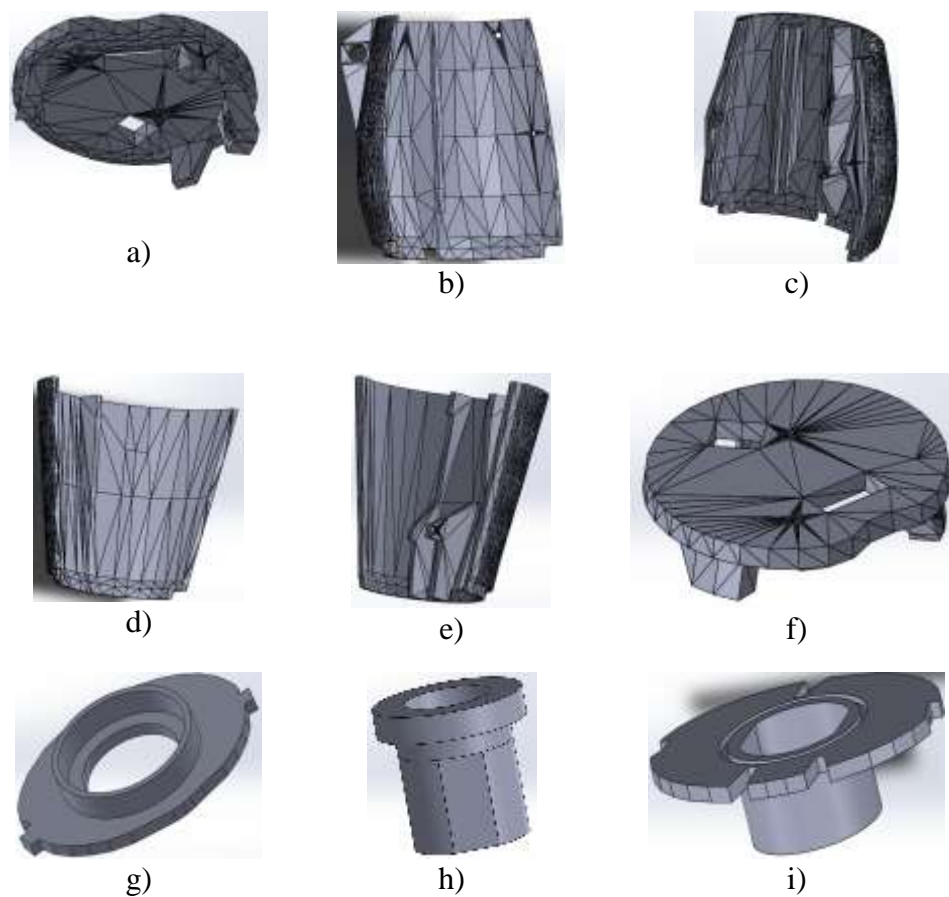


Figura 56. a) Base_codo, b) antebrazo superior1, c) antebrazo superior 2, d) antebrazo inferior 1, e) antebrazo inferior 2, f) terminal del antebrazo, g) base giro superior, h) eje del antebrazo, i) base giro inferior

4.2.5 Muñeca

Es el segmento que conecta el antebrazo con la mano permitiendo la extensión y flexión de la muñeca en un rango de 150° como se observa en la **Figura 57**, está conformada por un conjunto de piezas como se describe en la **Tabla 14**.

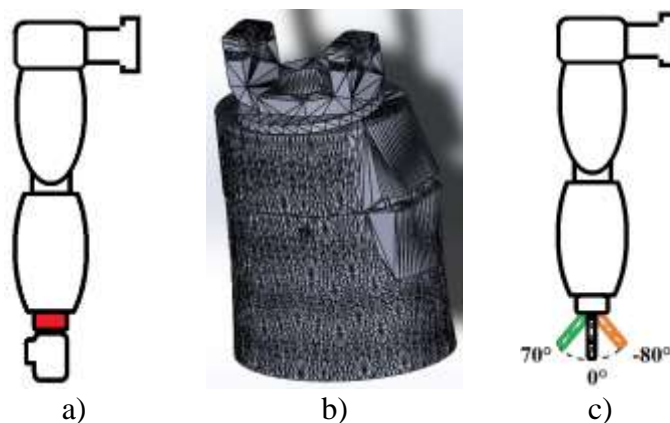


Figura 57. a) Ubicación de la muñeca, b) Muñeca mecánica, c) Área de trabajo de la muñeca

Tabla 14
Muñeca

Kinesiología	Función	Piezas	Función
	General	Mecánicas	Individual
Muñeca	Flexión y extensión de la muñeca	Eje de giro de muñeca ver <i>Figura 58a</i>	Eje de giro para el conjunto de la mano
		Sección superior de la muñeca ver <i>Figura 58b</i>	Une el eje de la pieza de giro de muñeca con la sección inferior de la muñeca.
		Sección inferior de la muñeca ver <i>Figura 58c</i>	Une la muñeca al antebrazo

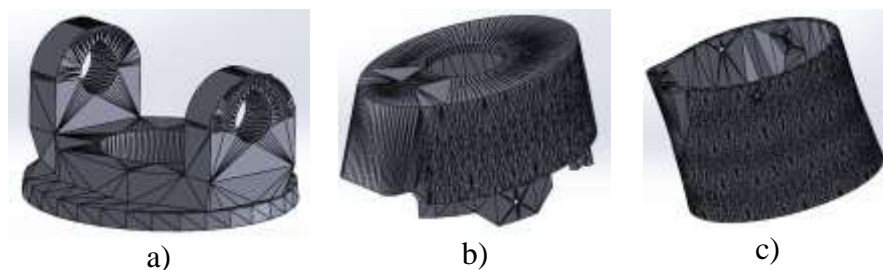


Figura 58. a) Eje de giro muñeca, b) Seccion superior muñeca,
c) Seccion inferior muñeca

4.2.6 Mano

Los requerimientos del proyecto no requieren realizar cambios al diseño original de la mano ya que se consideró solamente el efecto pinza que permite la apertura y cierre de la mano como se muestra en la **Figura 59**.

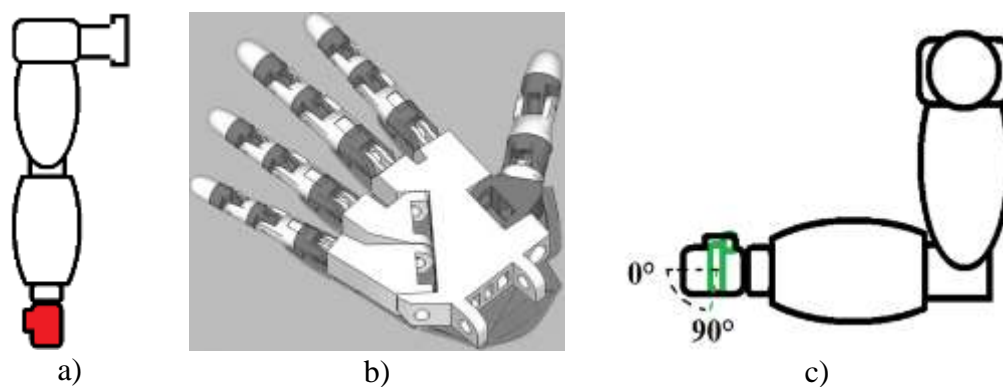


Figura 59. a) Ubicación de la mano, b) Mano en 3D, c) Área de trabajo de la mano

En la **Tabla 15** se describen las piezas que conforman la mano.

Tabla 15
Mano

Kinesiología	Función General	Piezas Mecánicas	Función Individual
Mano	Dedos	Pulgar	Pinza
		ver <i>Figura 60a</i>	
		Índice	
		ver <i>Figura 60b</i>	
		Medio	
		ver <i>Figura 60c</i>	
		Anular	
		ver <i>Figura 60d</i>	
		Meñique	
		ver <i>Figura 60e</i>	
Palma	Palma 1	Palma 1	Soporte de los dedos pulgar, índice y medio
	ver <i>Figura 60f</i>		
	Palma 2	Palma 2	Soporte los dedos anular y meñique
	ver <i>Figura 60g</i>		
	Cara posterior	Cara posterior	Posiciona el servomotor
	ver <i>Figura 60h</i>		



a)



b)

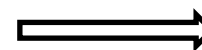


c)



d)

CONTINUA



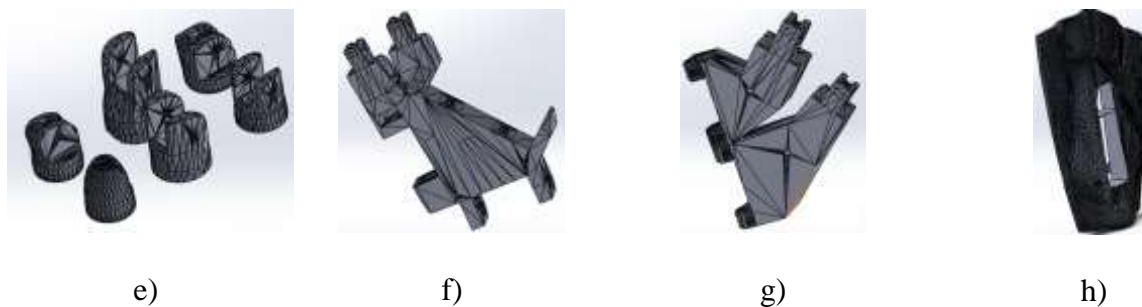


Figura 60. a) Pulgar, b) Indice, c) Medio, d) Anular, e) Meñique, f) Palma 1, g) Palma 2, h) Cara posterior

4.3 Dimensionamiento de servomotores

El sistema electrónico del brazo mecánico está conformado por cinco servomotores como se observa en la **Figura 61**, la ubicación de cada servomotor tiene una función de acuerdo al torque que posee y a la función kinesiológica a reproducir como se describe en la **Tabla 16**.

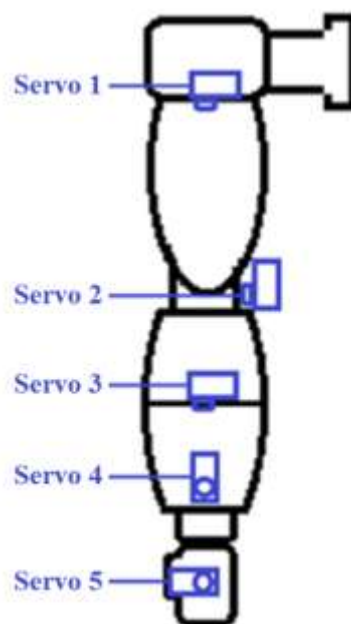


Figura 61. Ubicación de servomotores

Tabla 16
Distribución de servomotores en el brazo mecánico

Función	Segmento	Masa	Desplaza	Torque	Servo_	Torque
Kinesiológica		[kg]	miento	Requerido	Motor	Servo
			[m]	[kg-cm]	[Hitec]	[kg-cm]
Rotación interna y externa del hombro	Extremidad superior	5.4	0.04	10	HS-755	11
Extensión y flexión del codo	Brazo	2.7	0.7	21.6	HS-805	24.70
Supinación y pronación del antebrazo	Antebrazo	2	0.04	10	HS-755	11
Flexión y extensión de la muñeca	Mano	0,7	0.07	4.9	HS-422	4.10
Flexión y extensión de la mano	Dedos	0,1	0.15	1.5	HS-422	4.10

Dentro del dimensionamiento de servomotores se debe considerar la corriente y voltaje máximo de trabajo que necesitan para funcionar con carga máxima. En la **Tabla 17** de acuerdo al modelo y torque de cada servomotor descrito en la **Tabla 16** se presenta un cuadro con el consumo de voltaje y corriente que requieren para funcionar.

Tabla 17*Dimensionamiento eléctrico de los servomotores del brazo mecánico*

Servomotor		Torque	Función	Voltaje	Corriente
Numero	[Hitec]	[kg-cm]	Kinesiológica	[V]	[A]
1	HS-755	11	Rotación interna del hombro	6	1
			Posición neutra	6	0
			Rotación externa del hombro	6	1
2	HS-805	24.70	Extensión del codo	6	0.7
			Flexión del codo	6	3
3	HS-755	11	Supinación del antebrazo	6	1
			Pronación del antebrazo	6	1
4	HS-422	4.10	Flexión de la muñeca	6	0.7
			Posición neutra	6	0
			Extensión de la muñeca	6	0.7
5	HS-422	4.10	Flexión de la mano	6	0.7
			Extensión de la mano	6	0

En base al dimensionamiento eléctrico de los servomotores se decidió utilizar tres fuentes de alimentación en paralelo para mantener el voltaje y dividir la corriente. Una fuente de 6V – 1.5A para los servomotores 4 y 5, una fuente de 6V – 3.95A para el servomotor 2 y una fuente de 6V – 2.5 A para los servomotores 1 y 3 como se muestra en la **Tabla 18**.

Tabla 18*Fuentes de alimentación para los servomotores*

Fuente	Servomotores	Corriente Total [A]	Corriente de Fuente [A]	Voltaje de Fuente [V]
1	4 – HS-422	1.4	1.5	6
	5 – HS-422			
2	2 – HS 805	3	3.95	6
3	1 – HS – 755	2	2.5	6
	3 – HS – 755			

4.4 Sistema de control de movimientos

El control de los servomotores ubicados en el brazo robótico biomecánico se realiza mediante una tarjeta STM32F407, la cual recibe de la tarjeta de sensado ubicada en la extremidad superior derecha la información de PWM previamente calculada en función del desplazamiento angular de los ángulos relativos y la transforma a señales de control de servomotores mediante el bloque Basic-PWM de simulink encargado de la modulación por ancho de pulso.

En la **Figura 62** se muestra un esquemático de la relación entre las señales de control y los servomotores encargados de reproducir el movimiento de la rotación interna y externa del hombro, la extensión y flexión del codo, la supinación y pronación del antebrazo, la flexión y extensión de muñeca y la flexión y extensión de la mano en el brazo robótico biomecánico.

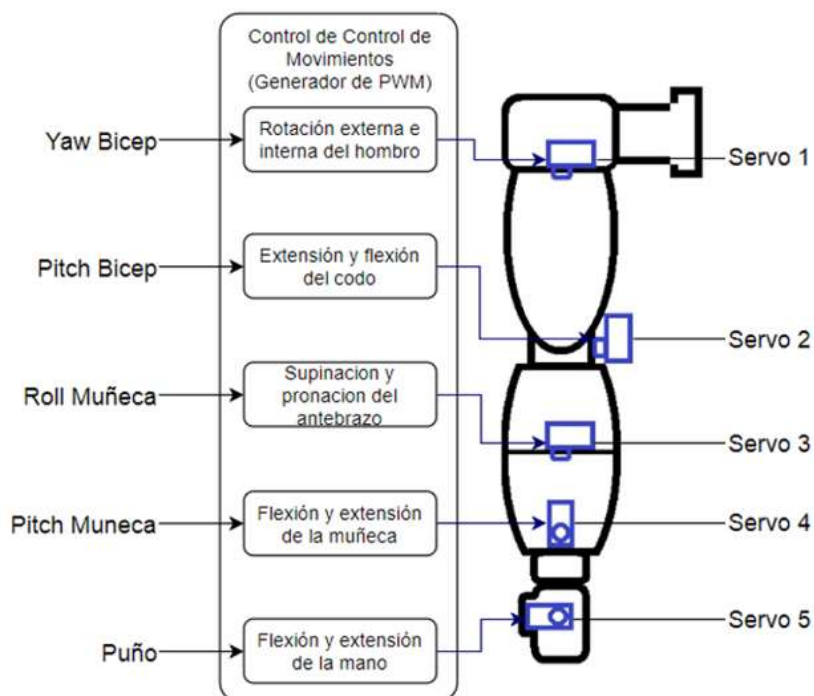


Figura 62. Sistema de control - PWM

Los servomotores se encuentran conectados directamente a las fuentes de alimentación y los pines para controlar la dirección y posición de los servomotores como se describe en la **Tabla 19**, se conectan a los pines PWM de la tarjeta STM32F407 de control del brazo robótico biomecánico ya que los timers que posee permiten configurar el ciclo de trabajo con el valor double recibido de la tarjeta de sensado.

Tabla 19

Descripción de PWM de los servomotores

Servo	Dato de control	Pin STM	Timer	Canal	Función
	PWM	PWM			
1	Yaw bícep	B11	2	4	Rotación interna y externa del hombro
2	Pitch bícep	E13	1	3	Extensión y flexión del codo

CONTINUA



3	Roll antebrazo	E9	1	1	Supinación y pronación del antebrazo
4	Pitch muñeca	E11	1	2	Flexión y extensión de la muñeca
5	Puño	E14	1	4	Flexión y extensión de la mano

CAPITULO V

5 INTEGRACION DEL SISTEMA

5.1 Introducción.

Diseñado e implementado el sistema de sensado de la extremidad superior derecha y el sistema de control del brazo robótico biomecánico se realiza la interconexión entre los dos sistemas mediante dos módulos bluetooth, encargados de transmitir inalámbricamente de la STM32F407 de sensado las señales de posicionamiento PWM a la STM32F407 de control para controlar el giro de los servomotores. En la **Figura 63** se presenta un esquemático del sistema de reproducción y control de movimientos de un brazo robótico biomecánico de 5 grados de libertad por medio de servomotores.

En este capítulo, se presenta las pruebas y resultados del sistema integrado mediante un análisis del desempeño del clasificador usando el método de la matriz de confusión, un análisis estadístico de la media y desviación estándar y un análisis de pruebas de funcionamiento observando y calificando cualitativamente la reproducción de los cinco grados de libertad en el brazo robótico biomecánico.

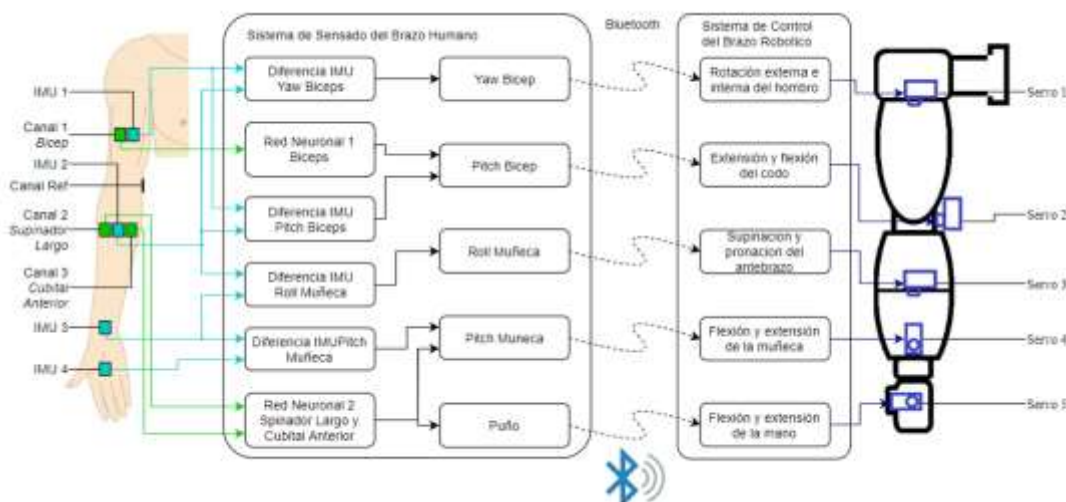


Figura 63. Sistema integrado

5.2 Interconexión del sistema de sensado y control

Las tarjetas STM32F407 de sensado y control se comunican de forma serial inalámbrica mediante dos módulos bluetooth HC-05 configurados mediante comandos AT. El módulo bluetooth asociado a la plataforma de sensado se configura como maestro para enviar los datos de posicionamiento y el módulo bluetooth asociado a la plataforma de control se configura como esclavo para recibir los datos. En la **Tabla 20** se describe la configuración de los parámetros de los módulos Bluetooth para establecer la comunicación inalámbrica como unidireccional.

Tabla 20
Configuración de comandos AT

Comando AT	HC-05 Master	HC-05 Slave	Descripción
UART	115200,1,0	115200,1,0	<Baud>, <StopBit>, <Parity>
ROLE	1	0	0-> Esclavo 1->Maestro
CMOD	0	-	(Conexión - solo en el maestro) 0-> Dirección específica 1-> Cualquier dirección
ADDR	-	98d3: 31: fb1a80	Dirección Mac (esclavo)
BIND	98d3: 31: fb1a80	-	Dirección Mac a conectar

5.3 Pruebas y resultados

Para verificar el desempeño del sistema de reproducción y control de movimientos del brazo robótico biomecánico de 5 grados de libertad se desarrolla una serie de pruebas encargadas de analizar la respuesta del clasificador y el desplazamiento angular. Para ello en una etapa de entrenamiento se toman 100 repeticiones de cada respuesta de los clasificadores y se realiza la

extracción de características de entrenamiento y posteriormente se realiza una etapa de validación en donde se toma nuevamente 100 repeticiones de cada respuesta del clasificador.

De igual manera se realiza una etapa de adquisición de 100 muestras de cada desplazamiento angular que permite el sistema de sensado de ángulos relativos y se extrae los ángulos mínimos y máximos de cada movimiento cuando el sistema está recién calibrado y posteriormente se realiza una adquisición de 100 muestras de cada desplazamiento angular posterior a la calibración del sistema.

5.3.1 Desempeño del clasificador

Para cuantificar el desempeño del clasificador se hace uso de la matriz de confusión que permite reflejar el porcentaje de exactitud, tasa de error y precisión mediante una matriz cuadrada de $n \times n$ predicciones como se muestra en la **Tabla 21**.

Tabla 21
Matriz de confusión

		Predicción	
		Condición Positiva	Condición Negativa
Desempeño algoritmo de aprendizaje	Condición Positiva	(VP) Verdadero Positivo	(FN) Falso Negativo
	Condición Negativa	(FP) Falso Positivo	(VN) Verdadero Negativo

Donde: VP es el número de positivos clasificados correctamente como positivos; VN es el número de negativos clasificados correctamente como negativos; FN es el número de positivos clasificados incorrectamente como negativos; y FP es el número de negativos clasificados incorrectamente como positivos.

Se evaluará y cuantificará el comportamiento del algoritmo de aprendizaje utilizando los parámetros de:

Exactitud de las muestras clasificadas correctamente.

$$Exactitud = \frac{VP + VN}{VP + VN + FP + FN} \quad (8)$$

Tasa de error o porcentaje de datos clasificados incorrectamente.

$$Tasa\ de\ error = \frac{FP + FN}{VP + VN + FP + FN} \quad (9)$$

Precisión de datos clasificados correctamente cuando predice positivos

$$Presicion = \frac{VP}{VP + VN} \quad (10)$$

Para validar el modelo de la red neuronal 1 se realizaron 100 contracciones del musculo del bícep como condición positiva y 100 contracciones con ruido como condición negativa, posteriormente como se describe en la **Tabla 22** las 200 respuestas de la red neuronal están distribuidas entre verdaderos positivos, falsos negativos, falsos positivos y verdaderos negativos.

Tabla 22
Pruebas de Movimientos Red Bícep

		Predicción	
		Condición Positiva	Condición Negativa
Flexión de codo	Condición Positiva	94	6
	Condición Negativa	4	96

En base a los valores obtenidos en la **Tabla 22**, se determina que el modelo de la red neuronal 1 posee una exactitud del 95%, una tasa de error del 5% y una precisión del 96%.

Para validar y determinar la eficiencia del modelo de la red neuronal 2 se realizan 100 repeticiones de la flexión de muñeca, 100 repeticiones de la extensión de muñeca y 100 repeticiones de la flexión de mano, tal como se describe en la **Tabla 23**.

Tabla 23
Pruebas de Movimientos Red Antebrazo

Clasificador	Palmar Adentro	Palmar Afuera	Puño
Palmar Adentro	93	3	4
Palmar Afuera	0	98	2
Puño	3	2	95

En la **Tabla 24** se presenta la distribución de las 300 respuestas de la red neuronal entre condiciones positivas y negativas y se distribuyen entre verdaderos positivos, falsos negativos, falsos positivos y verdaderos negativos. En base a los valores obtenidos en esta tabla, se determina que la exactitud del clasificador esta sobre el 96% con una tasa de error menor al 4% y con una precisión mayor al 94%.

Tabla 24
Resultados del desempeño del clasificador

Clasificador	VP	FN	FP	VN	Exactitud	Tasa de error	Precisión
Palmar Adentro	93	7	3	197	0.97	0.03	0.97
Palmar Afuera	98	2	5	195	0.98	0.02	0.95
Puño	95	5	6	194	0.96	0.04	0.94

5.3.2 Análisis estadístico

Es necesario que las entradas de la red neuronal sean estadísticamente similares en la etapa de entrenamiento y validación para que el sistema responda de acuerdo al modelo de clasificación

entrenado para lo que se realiza un análisis estadístico mediante el método de la media y desviación estándar centrándose en el análisis individual de cada característica para determinar la relación entre estos dos tipos de muestras.

Para ello en la etapa de entrenamiento de la red neuronal se toma 100 repeticiones de cada respuesta de los clasificadores y se extrae las características para diseñar el clasificador. Posteriormente en la etapa de validación en donde se prueba el clasificador se realiza nuevamente 100 repeticiones de cada respuesta y se extrae las características para comparar la relación estadística con los datos de entrenamiento.

Para el análisis estadístico de la red de bíceps se tomó las características normalizadas de la raíz cuadrática media (RMS), varianza (VAR) y el cruce por cero (ZC).

En la **Tabla 25** se describe los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos de entrenamiento y datos de validación de cada una de las características de la red del bíceps donde se observa que: el valor de RMS posee un desplazamiento de media de 0.0117 entre muestras y que existe una dispersión de datos en la etapa de validación de 0.12 más que en la etapa de entrenamiento; el valor de VAR posee un desplazamiento de media 0.875 entre muestras y que existe una dispersión de datos en la etapa de validación de 0.16 más que en la etapa de entrenamiento; y el valor de ZC posee un desplazamiento de media de 0.045 entre muestras y que existe una dispersión de datos en la etapa de entrenamiento de 0.2046 más que en la etapa de validación.

Tabla 25
Pruebas de Movimientos Red Bícep - Flexión Codo

Características	Datos de	Datos de
	Entrenamiento	Validación
	Media \pm SD	Media \pm SD
RMS	-0.6250 \pm 0.2988	-0.6367 \pm 0.4233
VAR	-0.4494 \pm 0.1885	-0.4256 \pm 0.2827
ZC	0.7507 \pm 1.1324	0.7957 \pm 0.9278

En la **Tabla 26** se describe los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos de entrenamiento y datos de validación de cada una de las características de la red neuronal 2, donde el canal del cubital anterior posee en su mayoría un desplazamiento de media menor al 0.08 entre muestras y que existe una dispersión máxima de datos en la etapa de validación de 0.04 más que en la etapa de entrenamiento, esto debido a que durante la flexión de muñeca el musculo activo es el cubital anterior caso contrario sucede con el musculo supinador largo que no presenta mayor activación durante la flexión de muñeca.

Tabla 26
Pruebas de Movimientos Red Antebrazo - Flexión Muñeca

Musculo	Características	Datos de	Datos de
		Entrenamiento	Validación
		Media \pm SD	Media \pm SD
Supinador	LOG	-0.0986 \pm 0.5061	0.6884 \pm 0.5318
Largo	RMS	-0.1703 \pm 0.4511	0.4825 \pm 0.4928
	VAR	-0.1145 \pm 0.2747	0.4155 \pm 0.5605

CONTINUA



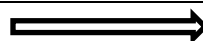
	ZC	0 ± 1.0076	0 ± 0.9483
Cubital anterior	LOG	-0.3451 ± 0.1120	-0.3341 ± 0.0677
	RMS	-0.2606 ± 0.0921	-0.2558 ± 0.0932
	VAR	-0.0379 ± 0.0286	-0.0375 ± 0.0292
	ZC	-0.0406 ± 0.0026	-0.0404 ± 0.0028

En la **Tabla 27** se describe los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos de entrenamiento y datos de validación de cada una de las características de la red neuronal 2, donde el canal del supinador largo posee en su mayoría un desplazamiento de media menor al 0.06 entre muestras y que existe una dispersión máxima de datos en la etapa de entrenamiento de 0.05 más que en la etapa de validación, esto debido a que durante la extensión de muñeca el musculo activo es el supinador largo caso contrario sucede con el musculo cubital anterior que no presenta mayor activación durante la extensión de muñeca.

Tabla 27
Pruebas de Movimientos Red Antebrazo – Extensión Muñeca

Musculo	Características	Datos de	Datos de
		Entrenamiento	Validación
		Media \pm SD	Media \pm SD
Supinador Largo	LOG	-0.8250 ± 0.0693	-0.8236 ± 0.083
	RMS	-0.9204 ± 0.0504	-0.9223 ± 0.0695
	VAR	-0.4183 ± 0.0097	-0.4187 ± 0.0166
	ZC	-0.3586 ± 1.035	0.3586 ± 0.9292
Cubital anterior	LOG	0.0823 ± 0.1771	0.1519 ± 0.2369

CONTINUA



RMS	0.0574 ± 0.1186	0.1176 ± 0.1703
VAR	0.0137 ± 0.0309	0.0301 ± 0.0511
ZC	-0.0404 ± 0.002	-0.0403 ± 0.002

En la **Tabla 28** se describe los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos de entrenamiento y datos de validación de cada una de las características de la red neuronal 2, donde se observa que el canal del supinador largo y cubital anterior poseen en su mayoría un desplazamiento de media menor al 0.06 entre muestras y que existe una dispersión máxima de datos en la etapa de entrenamiento de 0.14 más que en la etapa de validación, esto debido a que durante la flexión de la mano el musculo supinador largo y cubital están activos durante.

Tabla 28
Pruebas de Movimientos Red Antebrazo- Flexión Mano

Musculo	Características	Datos de	Datos de
		Entrenamiento	Validación
		Media \pm SD	Media \pm SD
Supinador Largo	LOG	0.4936 ± 0.5433	0.4625 ± 0.4294
	RMS	0.3620 ± 0.4895	0.2982 ± 0.3707
	VAR	0.2991 ± 0.5165	0.2409 ± 0.3757
	ZC	0.7172 ± 0.9035	0 ± 1.0157
Cubital anterior	LOG	0.1916 ± 0.1876	0.2189 ± 0.1620
	RMS	0.1373 ± 0.1278	0.1475 ± 0.0980
	VAR	0.0359 ± 0.0395	0.0391 ± 0.0319
	ZC	0.9557 ± 0.5957	-0.0404 ± 0.002

En las unidades de medición inercial se requiere una repetitividad de mediciones a la entrada del sistema de posicionamiento para lo que se verifica la relación estadística en una etapa de calibración y en una etapa de funcionamiento después de haber pasado un tiempo de la calibración.

En las unidades inerciales se realiza 100 desplazamientos angulares desde el extremo superior hasta el extremo inferior de la articulación en cada uno de los ángulos relativos y se extrae los valores máximos y mínimos de la señal cuando el sistema recién inicio y se encuentra calibrado. Y posteriormente después de diez minutos se realiza nuevamente 100 desplazamientos angulares para volver a extraer los valores máximos y mínimos de la señal y se compara su relación estadística con los datos tomados cuando se calibro.

En la **Tabla 29** se describen los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos tomados durante el desplazamientos angular desde el extremo en rotación interna hasta el extremo en rotación externa cuando el sistema está recién calibrado y un tiempo después de la calibración, donde se observa que el sistema recién calibrado posee un desplazamiento de la media menor al 0.4 con respecto al sistema después de la calibración y que existe una dispersión máxima de datos en el sistema después de la calibración de 0.1 más que en el sistema recién calibrado, esto debido al parámetro de repetibilidad en una medición.

Tabla 29
Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Yaw Hombro

Características	Sistema recién calibrado	Sistema después de la calibración
	Media \pm SD	Media \pm SD
Rotación Interna	9.6005 \pm 0.3388	9.2186 \pm 0.4258
Rotación Externa	2.7277 \pm 0.3388	2.7277 \pm 0.4258

En la **Tabla 30** se describen los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos tomados durante el desplazamientos angular desde el extremo de la flexión hasta el extremo de la extensión de codo cuando el sistema está recién calibrado y un tiempo después de la calibración, donde se observa que el sistema está recién calibrado no posee un desplazamiento de media con respecto al sistema después de la calibración y que existe una dispersión máxima de datos en el sistema después de la calibración de 0.12 más que en el sistema recién calibrado.

Tabla 30
Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Pitch Codo

Características	Sistema recién calibrado	Sistema después de la calibración
	Media \pm SD	Media \pm SD
Flexión	10.85 \pm 0.2199	10.85 \pm 0.2501
Extensión	7.35 \pm 0.2199	7.35 \pm 0.2501

En la **Tabla 31** se describen los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos tomados durante el desplazamientos angular desde el extremo en supinación hasta el extremo en pronación cuando el sistema está recién calibrado y un tiempo después de la calibración, donde se observa que el sistema recién calibrado posee un desplazamiento de la media menor al 0.25 con respecto al sistema después de la calibración y que existe una dispersión máxima de datos en el sistema después de la calibración de 0.0211 más que en el sistema recién calibrado.

Tabla 31
Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Roll Antebrazo

Características	Sistema recién calibrado	Sistema después de la calibración
	Media \pm SD	Media \pm SD
Supinación	11.46 \pm 0.2127	11.42 \pm 0.2338
Pronación	3.69 \pm 0.2127	3.44 \pm 0.2338

En la **Tabla 32** se describen los valores individuales de la media y la desviación estándar de los datos tomados durante el desplazamientos angular desde el extremo de la flexión hasta el extremo de la extensión de muñeca cuando el sistema está recién calibrado y un tiempo después de la calibración, donde se observa que el sistema está recién calibrado no posee un desplazamiento de media con respecto al sistema después de la calibración y que existe una dispersión máxima de datos en el sistema después de la calibración de 0.031 más que en el sistema recién calibrado.

Tabla 32
Pruebas de Movimientos Ángulos Relativos – Pitch Muñeca

Características	Sistema recién calibrado	Sistema después de la calibración
	Media \pm SD	Media \pm SD
Flexión	10.5 \pm 0.2545	10.5 \pm 0.2514
Extensión	5 \pm 0.2545	5 \pm 0.2514

5.3.3 Pruebas de funcionamiento

El funcionamiento del sistema de reproducción y control de movimientos en el brazo robótico biomecánico se evalúa cualitativamente haciendo pruebas de funcionamiento de las posibles combinaciones que permiten los 5 grados de libertad propuestos en el proyecto, con la excepción de las combinaciones de puño con flexión o extensión de muñeca.

Para el protocolo de pruebas se realizó diferentes combinaciones que surgen de coordinar los movimientos producidos por la respuesta de la red neuronal 1, el grado de libertad de roll de antebrazo que gira es su propio eje y las respuestas de la red neuronal 2. En la **Tabla 33** se describe las combinaciones que surgen a partir de la posición del grado de libertad de pitch de bíceps con el codo extendido, el giro sobre su propio eje que permite el grado de libertad de roll de antebrazo y las posibles respuestas de la red neuronal dos.

Tabla 33*Pruebas con Pitch de bícep y extensión del codo como referencia*

Grado de libertad	Grado de libertad	Red Neural 2	Cumple	
(Pitch bícep)	(Roll antebrazo)	(Antebrazo)	Si/No	
Función kinesiológica (Extensión del codo)	Función kinesiológica (Supinación antebrazo)	Puño	Si	
		Flexión muñeca	Si	
		Extensión muñeca	Si	
	Función kinesiológica (Posición Neutra)		Puño	Si
			Flexión muñeca	Si
			Extensión muñeca	Si
	Función kinesiológica (Pronación antebrazo)		Puño	Si
			Flexión muñeca	Si
			Extensión muñeca	Si

En la **Tabla 34** se describe las combinaciones que surgen a partir de la posición del grado de libertad de pitch de bícep con el codo flexionado, el giro sobre su propio eje que permite el grado de libertad de roll de antebrazo y las posibles respuestas de la red neuronal dos.

Tabla 34*Pruebas con Pitch de bícep y flexión del codo como referencia*

Grado de libertad	Grado de libertad	Red Neural 2	Cumple
(Pitch bícep)	(Roll antebrazo)	(Antebrazo)	Si/No
Función kinesiológica y respuesta de la Red Neuronal 1	Función kinesiológica (Supinación antebrazo)	Puño	Si
		Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si

CONTINUA



(Flexión del codo)	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Posición Neutra)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si
	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Pronación antebrazo)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si

Para realizar las pruebas de las posibles combinaciones de movimientos que permite la rotación interna y externa del hombro como referencia se requiere que el codo este en flexión de 90° o que la respuesta de la red neuronal 1 de bíceps este activa, en la **Tabla 35** se describe las combinaciones de movimientos que surgen a partir de la posición del grado de libertad de Yaw en rotación interna, el giro sobre su propio eje que permite el grado de libertad de roll de antebrazo y las posibles respuestas de la red neuronal dos.

Tabla 35

Pruebas con Yaw de bíceps y rotación interna del hombro como referencia

Grado de libertad	Grado de libertad	Red Neural 2	Cumple
(Yaw bíceps)	(Roll antebrazo)	(Antebrazo)	Si/No
Función kinesiológica (Rotación interna del hombro)	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Supinación antebrazo)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si
	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Posición Neutra)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si

CONTINUA



	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Pronación antebrazo)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si

En la **Tabla 36** se describe las combinaciones de movimientos que surgen a partir de la posición del grado de libertad de Yaw de bíceps en rotación externa, el giro sobre su propio eje que permite el grado de libertad de roll de antebrazo y las posibles respuestas de la red neuronal dos.

Tabla 36

Pruebas con Yaw de bíceps y rotación externa del hombro como referencia

Grado de libertad	Grado de libertad	Red Neural 2	Cumple
(Yaw bíceps)	(Roll antebrazo)	(Antebrazo)	Si/No
Función kinesiológica (Rotación externa del hombro)	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Supinación antebrazo)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si
	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Posición Neutra)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si
	Función kinesiológica	Puño	Si
	(Pronación antebrazo)	Flexión muñeca	Si
		Extensión muñeca	Si

En la **Figura 64** se muestra la reproducción de cuatro combinaciones de los cinco grados de libertad propuestos en el proyecto.

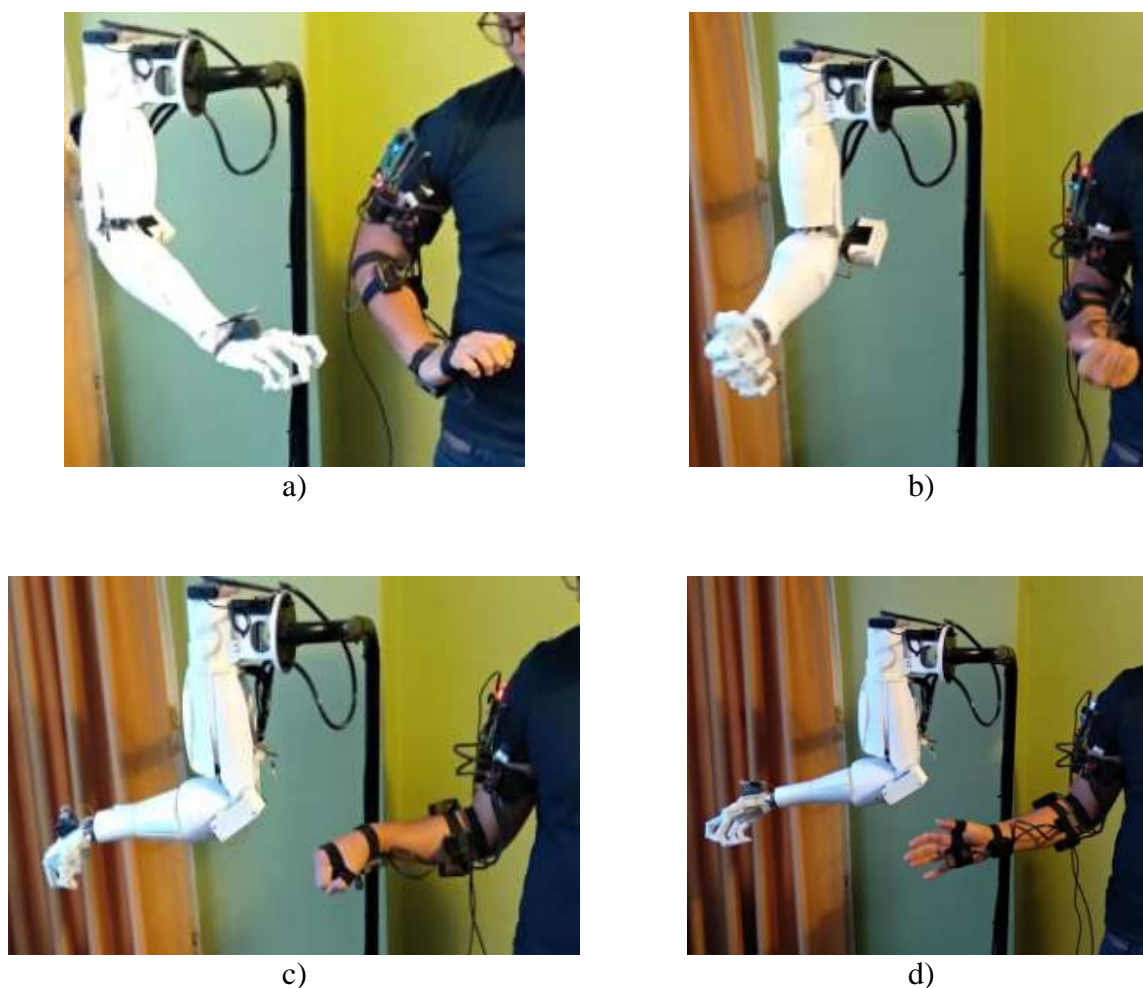


Figura 64. Ejemplo de pruebas de funcionamiento

Nota: a) Rotación Interna del hombro – Pronación del antebrazo – Extensión de mano, b) Flexión de codo- Supinación de antebrazo – flexión de mano, c) Rotación Externa de hombro - Pronación de antebrazo – flexión de la mano, d) Rotación externa del hombro – posición neutra del antebrazo – extensión de mano.

De la validación de los clasificadores, los análisis estadísticos de las características y de las pruebas de funcionamiento realizadas se evidencia que el sistema de reproducción y control de movimientos de un brazo robótico biomecánico cumple con los cinco grados de libertad que permite la integración de las dos redes neuronales con los ángulos relativos de las principales articulaciones de la extremidad superior derecha.

CAPITULO VI

6 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Sensado y detección de movimiento

Se diseñó un sistema de sensado que consta de un canal de EMG ubicado en el bíceps para detectar el movimiento de la flexión del codo y dos canales de EMG ubicados en el supinador largo y cubital anterior para detectar los movimientos de la flexión y extensión de la muñeca y la flexión de la mano. Además, el sistema de detección de movimiento consta de cuatro unidades de medición inercial BNO055 distribuidas consecutivamente en el brazo, antebrazo, muñeca y mano para detectar la rotación interna y externa del hombro, flexión y extensión del codo, supinación y pronación del antebrazo, y la flexión y extensión de la muñeca.

Por la necesidad de minimizar la relación señal a ruido en los canales de electromiografía se decidió fabricar electrodos secos en plata ya que poseen una mayor conductividad en relación a los electrodos convencionales de cloruros de plata o acero inoxidable.

Los canales de electromiografía del sistema de sensado se ubican sobre un área reducida del músculo a sensar por tal motivo el tamaño de las tarjetas de sensado debe de estar en relación con el área del músculo del operador para brindarle comodidad, por lo que se decidió no implementar una etapa de filtros analógicos que aumente el tamaño de las tarjetas de sensado y que el PCB contenga solo un circuito amplificador diferencial, un circuito de referencia y un circuito de retroalimentación.

Debido a que los canales de EMG del sistema de sensado son vulnerables al ruido ambiental la señal electromiográfica es interferida por la componente de alta frecuencia de 60 Hz existente en la red eléctrica, por lo que se implementó un filtro pasa banda de 20Hz a 150 Hz en el espectro de

la mayor potencia de la señal de electromiografía para eliminar las componentes de alta frecuencia y un filtro adaptativo que permite eliminar la componente de 60 Hz de ruido sin eliminar una parte del espectro de la señal electromiográfica.

Las características en el dominio del tiempo que se pueden extraer de una señal electromiográfica presentan una dispersión considerable entre datos y debido a que ciertos clasificadores como las redes neuronales requieren que todos los datos de entrada sean considerados como representativos para su entrenamiento se realizó la normalización estadística de las características de LOG, RMS, VAR y ZC para que los datos cercanos a cero no sean tomados como valores no representativos y de esta manera igualar en importancia los datos de entrenamiento.

Las características extraídas de una señal EMG de igual manera pueden variar si existe ruido en el canal de adquisición de electromiografía por lo cual no es recomendable implementar un clasificador como el detector de umbral ya que por la señal de ruido generaría falsos positivos. Se decidió implementar redes neuronales ya que tienen la capacidad de reconocer patrones con ruido y trabajar en tiempo real ya que sus coeficientes de entrada son obtenidos en la etapa de entrenamiento.

Los acelerómetros, giroscopios y magnetoscopios integrados en la IMU generan información por separado por lo que se configuró los BNO055 en modo NDOF que permite relacionar la información de cada sensor y obtener los ángulos absolutos de Euler con respecto al norte magnético. A pesar del desempeño de los BNO055 la señal de los ángulos de Euler posee ruido de alta frecuencia por lo que es necesario implementar un filtro pasa bajos para eliminar los picos fuera de línea.

Los ángulos relativos generados por la divergencia de los segmentos de la extremidad superior con respecto a una articulación son difíciles de obtener a partir de los ángulos de Euler por lo que se implementó un algoritmo encargado de realizar la diferencia entre el ángulo de Euler de un BNO055 ubicado en un segmento de referencia y el ángulo de Euler de un BNO055 ubicado en un segmento en movimiento, lo que genera una ventaja computacional notable ya que nos da el ángulo relativo sin realizar una cinemática inversa.

Para evitar el error acumulativo los BNO055 están ubicados en línea recta sin embargo la anatomía de la extremidad superior no permite la perfecta alineación entre los BNO055 por lo que se realizó un algoritmo que compense el desfase angular de los ángulos relativos.

Realizado el sistema de sensado y el sistema de movimiento se integra la respuesta de la red neuronal de EMG como señal de activación y la lectura de los ángulos relativos como señal de posicionamiento, que en conjunto permiten tener un sistema de sensado de movimientos con una exactitud mayor al 94% como se describe en la **Tabla 22** y **Tabla 24**.

6.2 Diseño y construcción del brazo robótico biomecánico

El rediseño del brazo robótico mecánico a partir del diseño del brazo propuesto por InMoov posee un peso por segmento mayor a 0,7 Kg por lo que se realizó un análisis de fuerzas para el correcto dimensionamiento eléctrico y mecánico de los servomotores que garantice que la corriente que consume el servomotor sea proporcional a la carga que debe soportar.

La corriente de trabajo que requiere un servomotor con carga es mayor a 0.7A y debido al arreglo de cinco servomotores existente en el brazo robótico biomecánico se implementó tres fuentes encargadas de solventar la potencia que requieren los servomotores para no perder torque.

6.3 Sistema de reproducción de movimientos

Una vez realizada la implementación del sistema de sensado y comprobado el funcionamiento del sistema de control se interconectan los dos sistemas inalámbricamente para que se envíen los datos de sensado del movimiento de la extremidad superior del operador hacia el brazo robótico biomecánico permitiendo la reproducción de los movimientos en tiempo real.

Los movimientos de cada articulación que realiza el brazo robótico biomecánico requieren de una gran área de trabajo motivo por el cual se implementó una comunicación inalámbrica bluetooth que separe el sistema de sensado de movimientos del brazo robótico biomecánico para brindar mayor movilidad al operador y aislar el sistema de sensado de EMG del ruido de 60Hz de las fuentes de alimentación.

La reproducción de los cinco grados de libertad en el brazo robótico biomecánico debe de ser en tiempo real y sin pérdida de información del sistema de sensado, motivo por el cual todo el procesamiento se realizó en la tarjeta STM32F4 de sensado para enviar solo los valores de control de los servomotores y evitar la saturación del canal de comunicación.

El sistema de reproducción de movimientos para el control del brazo robótico biomecánico debe ser confiable y en tiempo real por lo que realiza un análisis del desempeño del sistema que garantice la eficiencia del sistema como se describe en la **Tabla 33, Tabla 34, Tabla 35 y Tabla 36.**

Finalmente se concluye que, de las pruebas de funcionamiento realizadas se tiene una respuesta adecuada y sin retardos logrando de esta manera reproducir con un alto número de aciertos los movimientos realizados por el operador.

BIBLIOGRAFIA

- Aguilar Pérez, L. A. (2011). *Optimización de la geometría de una prótesis de miembro superior*. México: Instituto Politécnico Nacional.
- Aravena, T., Droguett, M., & Apablaza, S. (2011). *Biomecánica Udl*. Obtenido de Biomecánica del miembro superior: <http://biomecánicaudla.blogspot.com/>
- Avila Meza, E. E. (2017). *Caracterización de movimientos de a mano para el control de desplazamiento de un robot móvil*. Quito: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- Benasques Borau, L. (2016). *Estudio de la señal de electromiograma para el tratamiento de la incontinencia urinaria*. Universidad Politécnica de Catalunya.
- Berzal, F. (2016). *Fundamentos de minería de datos*. España: Ingeniería Informática - Universidad de Granada.
- Betancourt, G., Giraldo, E., & Franco, J. (2004). *Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas*. Pereira: Scientia et Technica.
- Carmen Miño, E. (2016). *Anatomía de Miembros superiores e inferiores*.
- Cifuentes Gonzáles, I. (2012). *Extracción de las características y clasificación de señales electromiográficas utilizando la transformada de Hilbert-Huang y Redes Neuronales*. Instituto nacional de astrofísica, óptica y electrónica.
- Cornejo Zuñiga, O. (2016). *Estimación de parámetros no lineales*. Medellín: Universidad EIA .
- De Luca, C. .. (2006). *Electromyography encyclopedia of Medical Device and Instrumentation*. Boston, Massachusetts: Boston University.
- Diaz Hernandez, O. (2014). *Un análisis cinemático del brazo humano para biomecánica*. México: Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica A.C.
- Dominguez , Z., & Martinez Mendez, R. (2014). *Medición de aceleración lineal en el cuerpo humano*. México: Tercer congreso virtual, microcontroladores y sus aplicaciones.
- España Aguilar, P. (2016). *Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional*.
- Exiii. (2014). *Handii Brazo Robótico* .

- Farry, K., Walker, I., & Baraniuk, R. (2002). *Myoelectric Teleoperation of a Complex Robotic Hand*. IEEE Transaction On Robotic and Automation.
- Ferrer Calatayud, D. (2015). *Adquisición de datos IMU en un sistema embebido*. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia .
- Festo. (2012). *ExoHand*. Alemania.
- Flores Malagón, F., Morales Sánchez, E., Samano Flores, Y., San-Pablo Juárez, M., & Ceballos Pérez, M. (2017). *Construcción de electrodo activo seco para mediciones de señales EEG*. México: Tecnológico nacional de México en Celaya.
- Forno, C. (2017). *Biomecánica*. Universidad Pedro de Valdivia.
- García Gutiérrez, L. A. (2008). *Diseño y construcción de un sistema robótico para la exploración de campos sembrados con minas antipersona*. Colombia: Universidad Manuela Beltrán.
- Georgetown Army. (2015). *exoeskeleto de Maryland-Georgetown-Army (MGA)*. Obtenido de <https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/2009/02/19/otro-robot-para-rehabilitacion-maryland-georgetown-army-mga-exoskeleton-2/>
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & O'laighin, G. (2008). *Direct measurement of human movement by accelerometry*. Medical Engineering & Physics.
- Gómez Angarita, J. (2009). *La electromiografía: un acercamiento al concepto fisiológico, la construcción de un equipo electromiográfico con registro no invasivo; y la resistencia galvánica de piel como método de relajación muscular*. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira.
- González, N., Espinoza, A., & Salido, R. (18 de Agosto de 2016). Potencial Eléctrico en el Corazón: Representación Mediante un Grafo. *Revista Electrónica de computación, informática, biomedica y electrónica*. Obtenido de Centro de Información Cardiovascular: http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/anato_sp.cfm
- Guamán Sosa, E. F., & Bermeo Granda, J. D. (2017). *Diseño e implementación de la instrumentación para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior en sujetos sanos*. Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE.
- Gutiérrez Ortega, R. D., & Rodríguez, C. H. (2015). *Construcción de un sistema de lectura del movimiento mecánico humano para su réplica ajustada a un prototipo de brazo robótico*. Universita.
- InMoov. (2012). *InMoov*. Obtenido de Open Source 3D Printed life-Sizq Robot: <http://inmoov.fr/>

- Juménez García, G. (2016). *Modelo para el análisis de indicadores biomecánicos bilaterales, en personas con trastornos del movimiento*. Instituto Politécnico Nacional.
- Kiguchi, K., & Hayashi, Y. (2012). *An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot*. IEEE.
- Kiguchi, K., Tanaka, T., & Fukuda, T. (2004). *Neuro-Fuzzy Control of a Robotic Exoskeleton*. IEEE.
- Konrand, P. (2005). *ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. USA: Noraxon INC.
- Krebs, Ferrano, m., & J. Newbery, M. (2004). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. Obtenido de <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-1-5>
- Kumar Kundu, S., & Kiguchi, K. (2017). *EMG Controlled Robotic Elbow Prosthesis as an Inner Skeleton Power Assist System*. Japon: International Conference on Mechatronic.
- LLamas , L. (2018). *ingenieria, informatica y diseño*. Obtenido de <https://www.luisllamas.es/medir-la-inclinacion-imu-arduino-filtro-complementario/>
- Lopategui Corsino, E. (2018). *Saludmed*. Obtenido de Introduccion a la anatomia, cinesiologia y biomecanica: <http://www.saludmed.com/CsEjerci/Cinesiolo/IntrCine.htm>
- López, N., Soria, C., Orosco, E., Di Sciascio, F., & Valentinuzzi, M. (2006). *Control mioeléctrico para movimientos en 2D de un manipulador robótico industrial* .
- Machorro, J. (2013). *Mi Ambiente*. Obtenido de <http://www.miambiente.com.mx/campus/elaboran-prototipo-biorrobotico-que-ayudara-a-pacientes-con-parkinson/>
- Martínez, J. (2016). *Diseño e implementación de un brazo robot para discapacitados*. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia.
- MathWorks. (2018). *MathWorks*. Obtenido de Multilayer Neural Network Architecture: <https://la.mathworks.com/help/nnet/ug/multilayer-neural-network-architecture.html>
- Mikulski, M. (2015). *iQ*. Obtenido de *El Luna EMG es un exoesqueleto robótico que te ayudará a recuperar la salud*: <https://iq.intel.es/el-luna-emg-es-un-exoesqueleto-robotico-que-te-ayudara-a-recuperar-la-salud/>
- Mulas, M., Folgheraiter, M., & Gini, G. (2005). *An EMG-controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation*. IEEE.

- Nef, T., Guidali, M., & Rierner, R. (2009). *ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation*. Washington: The Catholic University of America.
- Pinzón, G. (2015). *Control de brazo electrónico usando señales electromiográficas*. Obtenido de <https://revistas.uptc.edu.co/index.php/ingenieria/article/view/3554/4327>
- Preckler Clemente, C. (2012). *Caracterización de una unidad de medida inercial para la obtención de entornos de simulación de un sistema de navegación inercial de bajo coste mediante Allan Variance*. Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona.
- Prieto, E. (2018). *Error Abbe*. Obtenido de e-medida: <http://www.e-medida.es/documentos/Numero-8/sabias-que-error-de-abbe>
- Quinayás Burgos, C. (2010). *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*. Popayán: Universidad del Cauca.
- Rojas Vasquez, L. (2009). *Diseño de una prótesis de brazo con seis grados de libertad*. Bogotá D.C.: Fundación Universidad de América.
- Roldán Jiménez, C. (2017). *Estudio de la cinemática del miembro superior e inferior mediante sensores inerciales*. Málaga: Universidad de Málaga.
- Shadow Robot Company. (2018). *Dexterous Hand/Arm*. Obtenido de <http://www.shadowrobot.com/products/dexterous-hand/>
- Sosa, S. (2018). *Lifeder.com*. Obtenido de <https://www.lifeder.com/musculos-brazo/>
- STMMicroElectronics. (2016). *RM0090 Referencia Manual STM*.
- Talamillo García, T. (2011). *Manual de procedimientos en electromiografía y electroneurografía*. Madrid.
- Texas Instrument. (1995). *INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers*. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated.
- Thibodeau. (2012). *Estructura y función del cuerpo humano*. España: S.A. Elsevier España.
- Vélez Guerrero, M. (2016). *Evaluación de rendimiento de estimadores no lineales basados en la aplicación del filtro de kalman a señales biomecánicas*. tunja: universidad pedagógica y tecnológica de colombia.
- Vera, L., & Lombardero, G. (2017). *Caracterización de sensores*.

Winter, B. B., & Webster, J. G. (1983). *Driven-Right-Leg Circuit Design*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.