



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA E  
INDUSTRIAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA  
LA MITIGACIÓN DE TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE  
PRONOSUPINACIÓN EN PERSONAS CON PARKINSON.**

**TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN  
MECATRÓNICA**

**GABRIEL EDUARDO RIVERA CÁRDENAS**

**DIRECTOR: VLADIMIR BONILLA**

**Quito, Marzo 2018**

© Universidad Tecnológica Equinoccial 2018.  
Reservados todos los derechos de reproducción

# FORMULARIO DE REGISTRO BIBLIOGRÁFICO PROYECTO DE TITULACIÓN

DATOS DE CONTACTO	
<b>CÉDULA DE IDENTIDAD:</b>	1725986226
<b>APELLIDO Y NOMBRES:</b>	Gabriel Eduardo Rivera Cárdenas
<b>DIRECCIÓN:</b>	Conjunto Jardines de Carcelén, Quillay y las palmas casa C-92
<b>EMAIL:</b>	Agapo92@hotmail.com
<b>TELÉFONO FIJO:</b>	2428336
<b>TELÉFONO MOVIL:</b>	0987277401

DATOS DE LA OBRA	
<b>TÍTULO:</b>	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA LA MITIGACIÓN DE TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE PRONOSUPINACIÓN EN PERSONAS CON PARKINSON.
<b>AUTOR O AUTORES:</b>	GABRIEL EDUARDO RIVERA CÁRDENAS
<b>FECHA DE ENTREGA DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:</b>	<b>20/03/2018</b>
<b>DIRECTOR DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:</b>	VLADIMIR BONILLA
<b>PROGRAMA</b>	<b>PREGRADO</b> <input checked="" type="checkbox"/> <b>POSGRADO</b> <input type="checkbox"/>
<b>TÍTULO POR EL QUE OPTA:</b>	INGENIERO MECATRÓNICO
<b>RESUMEN: Mínimo 250 palabras</b>	El presente trabajo describe el diseño y la construcción de un exoesqueleto para mitigar el temblor de pronosupinación producido durante el reposo en pacientes con enfermedad de Parkinson. Este dispositivo mecatrónico tiene como objetivo reducir los movimientos involuntarios mediante el control de señales electromiográficas y la aplicación de redes neuronales artificiales. Para el desarrollo de este dispositivo se realizó una revisión bibliográfica

respecto al Parkinson y a los exoesqueletos existentes con una función similar. Se desarrolló también el diseño, la construcción e integración del sistema en base a la metodología mecatrónica, y, eventualmente, se exponen los resultados obtenidos en este trabajo investigativo. La enfermedad de Parkinson es una patología neurodegenerativa progresiva e incurable. El síntoma más notable de esta enfermedad es el temblor parkinsoniano o temblor en reposo, el mismo que oscila entre los 3 y los 6 Hz. La forma más usada para reducir los síntomas motores de esta enfermedad es mediante el uso de fármacos. El uso prolongado de estos produce efectos secundarios indeseables, además de también producir resistencia con el paso de los años, disminuyendo así el efecto sobre el control de los síntomas. Para este trabajo se desarrolló la metodología mecatrónica propuesta por la asociación de ingenieros alemanes (VDI). Esta metodología fue seleccionada por la sinergia que posee en el proceso de diseño, su facilidad de uso, y utilidad para el desarrollo de dispositivos mecatrónicos innovadores. Como resultado de este trabajo se obtuvo el diseño y construcción de un exoesqueleto de 2 grados de libertad controlado por un sistema embebido en base a redes neuronales artificiales y señales electromiográficas, así como también una predicción del temblor de 53.65% de exactitud y 51.04% precisión, y una predicción del movimiento voluntario

**PALABRAS CLAVES:**

de 89.27% de exactitud y 90.09% de precisión.

**Exoesqueleto, Parkinson, sEMG, inteligencia artificial, Redes neuronales artificiales.**

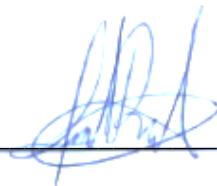
**ABSTRACT:**

The present work describes the design and construction of an exoskeleton to mitigate the tremor of pronosupination produced during rest in patients with Parkinson's disease. This mechatronic device aims to reduce involuntary movements by controlling electromyographic signals and the application of artificial neural networks. For the development of this device, a bibliographic review was made regarding Parkinson's and existing exoskeletons with a similar function. The design, construction and integration of the system were also developed based on the mechatronic methodology, and, eventually, the results obtained in this research work are exposed. Parkinson's disease is a progressive and incurable neurodegenerative pathology. The most notable symptom of this disease is Parkinson's tremor or tremor at rest, which oscillates between 3 and 6 Hz. The most used way to reduce the motor symptoms of this disease is through the use of drugs. The prolonged use of these produces undesirable secondary effects, besides also producing resistance with the passage of the years, diminishing like this the effect on the control of the symptoms. For this work the mechatronic methodology proposed by the Association of German Engineers (VDI) was developed. This methodology was selected for its synergy in the design

<b>KEYWORDS</b>	process, its ease of use, and its usefulness for the development of innovative mechatronic devices. As a result of this work we obtained the design and construction of an exoskeleton of 2 degrees of freedom controlled by an embedded system based on artificial neural networks and electromyographic signals, as well as a tremor prediction of 53.65% precision and 51.04% accuracy, and a voluntary movement prediction of 89.27% precision and 90.09% accuracy.
	<b>Exoskeleton, Parkinson's Disease, sEMG, artificial intelligence, Artificial neural networks.</b>

Se autoriza la publicación de este Proyecto de Titulación en el Repositorio Digital de la Institución.

f: \_\_\_\_\_



GABRIEL EDUARDO RIVERA CÁRDENAS  
1725986226

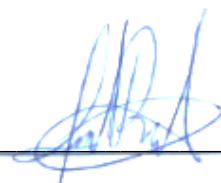
## DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Gabriel Eduardo Rivera Cárdenas**, CI 1725986226 autor del proyecto titulado: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA LA MITIGACIÓN DE TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE PRONOSUPINACIÓN EN PERSONAS CON PARKINSON”**, previo a la obtención del título de **INGENIERO EN MECATRÓNICA** en la Universidad Tecnológica Equinoccial.

1. Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las Instituciones de Educación Superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de graduación para que sea integrado al Sistema Nacional de información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.
2. Autorizo a la BIBLIOTECA de la Universidad Tecnológica Equinoccial a tener una copia del referido trabajo de graduación con el propósito de generar un Repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Quito, marzo 2018

f: \_\_\_\_\_



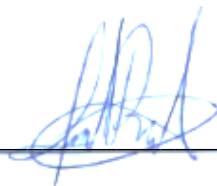
GABRIEL EDUARDO RIVERA CÁRDENAS  
1725986226

## DECLARACIÓN

Yo **Gabriel Eduardo Rivera Cárdenas**, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Universidad Tecnológica Equinoccial puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

f: \_\_\_\_\_

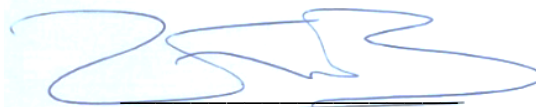


GABRIEL EDUARDO RIVERA CÁRDENAS  
1725986226



# CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo que lleva por título “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA LA MITIGACIÓN DE TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE PRONOSUPINACIÓN EN PERSONAS CON PARKINSON”, que, para aspirar al título de Ingeniero Mecatrónico fue desarrollado por Gabriel Rivera, bajo mi dirección y supervisión, en la Facultad de Ciencias de la Ingeniería e Industrias; y cumple con las condiciones requeridas por el reglamento de Trabajos de Titulación artículos 19, 27 y 28.



Félix Vladimir Bonilla Venegas  
**DIRECTOR DEL TRABAJO**  
C.I. 1710300045

# **DEDICATORIA**

Dedico este trabajo a la humanidad.

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a todas las personas que contribuyeron, directa o indirectamente, en el desarrollo y culminación de este trabajo.

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

	<b>PÁGINA</b>
<b>RESUMEN</b> .....	1
<b>ABSTRACT</b> .....	2
<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	3
1.1 GENERALIDADES DEL PARKINSON.....	4
1.2 ANÁLISIS DE LA BIOMECÁNICA DEL BRAZO .....	6
1.3 EXOESQUELETOS SUPRESORES DE TEMBLORES.....	9
<b>2. METODOLOGÍA</b> .....	16
2.1 DEFINICIÓN Y DISEÑO CONCEPTUAL.....	16
2.1.1 ESPECIFICACIONES DE FUNCIONAMIENTO .....	20
2.1.2 GENERACIÓN DE CONCEPTOS DEL DISPOSITIVO .....	23
2.2 DISEÑO MECÁNICO.....	28
2.2.1 MECANISMO PARA LA PRONOSUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO .....	29
2.2.2 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO .....	31
2.2.3 ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS.....	37
2.3 DISEÑO DE SOFTWARE Y ESTRATEGIA DE CONTROL.....	37
2.3.1 ANÁLISIS DE DATOS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA .....	39
2.3.2 ESTRATEGIA DE CONTROL .....	42
2.3.3 DISEÑO DEL SOFTWARE .....	44
2.4 DISEÑO DEL CIRCUITO ELÉCTRICO.....	47
2.5 INTEGRACIÓN DEL SISTEMA .....	48
<b>3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b> .....	50
3.1 RESULTADOS .....	50
3.2 PRUEBAS Y VALIDACIÓN.....	55
<b>4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b> .....	67
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	68
<b>5. ANEXOS</b> .....	71

# ÍNDICE DE FIGURAS

	<b>PÁGINA</b>
<b>Figura 1.-</b> Vista superior de la anatomía de la extremidad superior.....	7
<b>Figura 2.-</b> Posición anatómica para la medición de la amplitud de la pronosupinación.....	7
<b>Figura 3.-</b> Movimiento de pronación y movimiento de supinación .....	8
<b>Figura 4.-</b> Descripción del marco radio cubital. ....	9
<b>Figura 5.-</b> Versión final de Exoesqueleto WOTAS.....	9
<b>Figura 6.-</b> Exoesqueleto para supresión de temblores de la Imperial College of London.....	11
<b>Figura 7.-</b> Elemntos principales del dispositivo robótico wearable.....	12
<b>Figura 8.-</b> Wereable medical device Gyroglove.....	13
<b>Figura 9.-</b> Paciente con el prototipo de TREMOR Neurorobot.....	14
<b>Figura 10.-</b> Descripción del Modelo en V. ....	16
<b>Figura 11.-</b> Diagrama de requerimientos generales para exoesqueleto. ....	17
<b>Figura 12.-</b> Diagrama de requerimientos específicos de exoesqueleto .....	18
<b>Figura 13.-</b> Diagrama de definición de bloques .....	19
<b>Figura 14.-</b> Diagrama de definición interna de bloques .....	20
<b>Figura 15.-</b> Diagrama de casos de uso del dispositivo .....	21
<b>Figura 16.-</b> Diagrama de actividades del dispositivo .....	21
<b>Figura 17.-</b> Diagrama de Maquina de estado .....	22
<b>Figura 18.-</b> Diagrama de secuencia del proceso de Funcionamiento .....	23
<b>Figura 19.-</b> Diagrama de bloques del dispositivo robótico. ....	28
<b>Figura 20.-</b> División del brazo.....	29
<b>Figura 21.-</b> Tipos de engranes de ejes paralelos. ....	30
<b>Figura 22.-</b> GUI desarrollada en base paquete Myo SDK para Matlab.....	38
<b>Figura 23.-</b> Actividades realizadas por los pacientes.....	39
<b>Figura 24.-</b> Gráfico del cambio de dominio mediante la FFT.....	40
<b>Figura 25.-</b> Espectrograma resultado del análisis espectral. ....	41
<b>Figura 26.-</b> Arquitectura de una red backpropagation. ....	42
<b>Figura 27.-</b> Red neuronal diseñada en Matlab con 8 electrodos de entrada	43
<b>Figura 28.-</b> Diagrama de flujo del software del dispositivo.....	45
<b>Figura 29.-</b> Función Step desarrollada en Matlab.....	45
<b>Figura 30.-</b> Bloque extracción de características.....	46
<b>Figura 31.-</b> Bloque Temblor. ....	46
<b>Figura 32.-</b> Bloque MovVoluntario.....	47
<b>Figura 33.-</b> Esquema del circuito realizado en Proteus .....	48
<b>Figura 34.-</b> Esquema del circuito realizado en Ares/Proteus .....	48
<b>Figura 35.-</b> Integración sistema exoesqueleto mitigador de temblores.....	49
<b>Figura 36.-</b> Ensamble parcial del diseño mecánico secciones 1, 2 y 3. ....	50
<b>Figura 37.-</b> Ensamble final del exoesqueleto.....	50
<b>Figura 38.-</b> Materialización del exoesqueleto. ....	51

<b>Figura 39.-</b> Deformación total.....	51
<b>Figura 40.-</b> Esfuerzo de Von Mises .....	52
<b>Figura 41.-</b> Esfuerzo elástico equivalente.....	52
<b>Figura 42.-</b> Factor de seguridad .....	53
<b>Figura 43.-</b> Modelado 3D del circuito realizado en Proteus .....	53
<b>Figura 44.-</b> Espectrogramas calculados de los datos del eje x del giroscopio. Paciente 9.....	54
<b>Figura 45.-</b> Espectrogramas calculados de los datos del eje x del giroscopio. Paciente 12 .....	54
<b>Figura 46.-</b> Espectrogramas calculados de los datos del eje x del giroscopio. Paciente 13.....	54
<b>Figura 47.-</b> Diagrama de barras del desempeño del algoritmo. ....	60
<b>Figura 48.-</b> Diagrama de barras del desempeño del algoritmo. ....	62
<b>Figura 49.-</b> Diagrama de barras del desempeño del algoritmo. ....	64
<b>Figura 50.-</b> Diagrama de barras del desempeño del algoritmo. ....	66
<b>Figura 51.-</b> Pieza 1-1 para la sujeción del bíceps. ....	73
<b>Figura 52.-</b> Pieza 1-2 y 1-3 para la conexión de la pieza 1-1 con la sección 2.....	73
<b>Figura 53.-</b> Ensamblaje de la primera sección del dispositivo exoesqueleto.....	74
<b>Figura 54.-</b> Pieza 2-1 para union antebrazo- bíceps y exoesqueleto-motor.	74
<b>Figura 55.-</b> Pieza 2-2 para union bíceps-antebrazo.....	75
<b>Figura 56.-</b> Pieza 2-3 para la sujeción del antebrazo. ....	75
<b>Figura 57.-</b> Pieza 2-4, Piñón (engrane 1) para transmisión de potencia. ....	75
<b>Figura 58.-</b> Pieza 2-5 para soporte de la corona (engrane 2) y los pernos guía.....	75
<b>Figura 59.-</b> Ensamblaje de la segunda sección del dispositivo exoesqueleto.....	76
<b>Figura 60.-</b> Pieza 3-1, corona (engrane 2) para transmisión de potencia. ...	76
<b>Figura 61.-</b> Pieza 3-2 para la sujeción exoesqueleto-dorso de la mano. ....	76
<b>Figura 62.-</b> Pieza 3-3 para la unión de la pieza 3-1 con la pieza 3-2. ....	77
<b>Figura 63.-</b> Ensamblaje de la tercera sección del dispositivo exoesqueleto.	77
<b>Figura 64.-</b> Electrodo y su ubicación en el dispositivo MYO Armband. ....	78
<b>Figura 65.-</b> Diagrama de bloques del procesador MK22FN1M0.....	78
<b>Figura 66.-</b> Diagrama de bloques bluetooth BLE NRF51822.....	79
<b>Figura 67.-</b> Diagrama de bloques del sistema de medición inercial MPU9150.....	79

# ÍNDICE DE TABLAS

	PÁGINA
<b>Tabla 1.-</b> Estadios evolutivos de la enfermedad de Parkinson según Hoehn y Yahr .....	4
<b>Tabla 2.-</b> Tratamiento para control sintomático.....	6
<b>Tabla 3.-</b> Información articulación radio cubital distal/proximal .....	8
<b>Tabla 4.-</b> Características de exoesqueletos supresores de temblores .....	15
<b>Tabla 5.-</b> Requerimiento funcionales del dispositivo robótico. ....	18
<b>Tabla 6.-</b> Matriz morfológica del sistema. ....	24
<b>Tabla 7.-</b> Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 1. ....	24
<b>Tabla 8.-</b> Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 2. ....	25
<b>Tabla 9.-</b> Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 3. ....	25
<b>Tabla 10.-</b> Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 4. ....	26
<b>Tabla 11.-</b> Conceptos generados para el diseño del dispositivo robótico.....	27
<b>Tabla 12.-</b> Evaluación de conceptos del dispositivo exoesqueleto.....	27
<b>Tabla 13.-</b> Ventajas y desventajas de la configuración del sistema de engranes.....	30
<b>Tabla 14.-</b> Elementos que componen el circuito electrónico .....	47
<b>Tabla 15.-</b> Resultados red neuronal actividad 1.....	55
<b>Tabla 16.-</b> Resumen de resultados de la actividad 1. ....	56
<b>Tabla 17.-</b> Resultados de la red neuronal actividad 3. ....	56
<b>Tabla 18.-</b> Resumen de resultados de la actividad 3. ....	57
<b>Tabla 19.-</b> Resultados detección del temblor de la red neuronal actividad 4.....	57
<b>Tabla 20.-</b> Resumen de resultados de la actividad 4. ....	57
<b>Tabla 21.-</b> Matriz de confusión para representación de datos. ....	58
<b>Tabla 22.-</b> Matriz de confusión para la Predicción de temblor. ....	59
<b>Tabla 23.-</b> Matriz de confusión para la Predicción del movimiento voluntario. ....	60
<b>Tabla 24.-</b> Matriz de confusión para la Predicción de temblor. ....	61
<b>Tabla 25.-</b> Matriz de confusión para la Predicción del movimiento voluntario. ....	61
<b>Tabla 26.-</b> Matriz de confusión para la Predicción de temblor. ....	62
<b>Tabla 27.-</b> Matriz de confusión para la Predicción del movimiento voluntario. ....	63
<b>Tabla 28.-</b> Matriz de confusión global para la Predicción de temblor. ....	64
<b>Tabla 29.-</b> Matriz de confusión global para la Predicción del movimiento voluntario. ....	65

<b>Tabla 30.-</b> Resultados de adquisición de medidas antropométricas .....	72
<b>Tabla 31.-</b> Ubicación de los electrodos con respecto a los músculos del antebrazo .....	80



# ÍNDICE DE ANEXOS

	<b>PÁGINA</b>
<b>Anexo 1</b> Adquisición de medidas antropométricas .....	71
<b>Anexo 2</b> Despiece de la estructura mecánica del exoesqueleto.....	73
<b>Anexo 3</b> Myo Armband .....	78
<b>Anexo 4</b> Estandarización de Pruebas con el Dispositivo Myo Armband .....	81
<b>Anexo 5</b> Código Arduino .....	83
<b>Anexo 6</b> Consentimiento Informado de los pacientes con EP .....	85

## RESUMEN

El presente trabajo describe el diseño y la construcción de un exoesqueleto para mitigar el temblor de pronosupinación producido durante el reposo en pacientes con enfermedad de Parkinson. Este dispositivo mecatrónico tiene como objetivo reducir los movimientos involuntarios mediante el control de señales electromiográficas y la aplicación de redes neuronales artificiales. Para el desarrollo de este dispositivo se realizó una revisión bibliográfica respecto al Parkinson y a los exoesqueletos existentes con una función similar. Se desarrolló también el diseño, la construcción e integración del sistema en base a la metodología mecatrónica, y, eventualmente, se exponen los resultados obtenidos en este trabajo investigativo. La enfermedad de Parkinson es una patología neurodegenerativa progresiva e incurable. El síntoma más notable de esta enfermedad es el temblor parkinsoniano o temblor en reposo, el mismo que oscila entre los 3 y los 6 Hz. La forma más usada para reducir los síntomas motores de esta enfermedad es mediante el uso de fármacos. El uso prolongado de estos produce efectos secundarios indeseables, además de también producir resistencia con el paso de los años, disminuyendo así el efecto sobre el control de los síntomas. Para este trabajo se desarrolló la metodología mecatrónica propuesta por la asociación de ingenieros alemanes (VDI). Esta metodología fue seleccionada por la sinergia que posee en el proceso de diseño, su facilidad de uso, y utilidad para el desarrollo de dispositivos mecatrónicos innovadores. Como resultado de este trabajo se obtuvo el diseño y construcción de un exoesqueleto de 2 grados de libertad controlado por un sistema embebido en base a redes neuronales artificiales y señales electromiográficas, así como también una predicción del temblor de 53.65% de exactitud y 51.04% precisión, y una predicción del movimiento voluntario de 89.27% de exactitud y 90.09% de precisión.

## ABSTRACT

The present work describes the design and construction of an exoskeleton to mitigate the tremor of pronosupination produced at the rest of patients with Parkinson's disease. This mechatronic device aims to reduce involuntary movements by controlling electromyographic signals and the application of artificial neural networks. For the development of this device, a literature review is made regarding Parkinson's and existing exoskeletons with a similar function. The design, construction and integration of the system is also developed based on the mechatronic methodology, and, eventually, the results obtained in this research work are exposed. Parkinson's disease is a progressive and incurable neurodegenerative pathology. The most noticeable symptom of this disease is Parkinson's tremor or tremor at rest, which oscillates between 3 and 6 [Hz]. The most used way to reduce the motor symptoms of this disease is using drugs. The prolonged use of these produces undesirable secondary effects, besides also producing resistance with the passage of the years, diminishing like this the effect on the control of the symptoms. For this work the mechatronic methodology proposed by the Association of German Engineers (VDI) was developed. This methodology was selected for its synergy in the design process, its ease of use, and its usefulness for the development of innovative mechatronic devices. As a result of this work, the design and construction of an exoskeleton with 2 degrees of freedom controlled by an embedded system based on artificial neural networks and electromyographic signals was obtained.

...

## **1. INTRODUCCIÓN**

En las últimas décadas, el interés por la tecnología se ha incrementado aceleradamente, facilitando su desarrollo y evolución en diferentes campos de la ciencia, tal es el caso de la medicina, ya que, debido a su dificultad, requiere de una innovación constante en técnicas y herramientas que faciliten su desempeño. Ambas se desarrollan de forma sinérgica, de tal manera que logran aumentar la efectividad y eficiencia de diagnósticos, tratamientos, rehabilitación y recuperación de pacientes, obteniendo así, un inmenso avance para la humanidad.

La tecnología y la medicina en conjunto han logrado grandes avances, de entre los cuales podemos mencionar: Robots quirúrgicos operados remotamente, como es el caso de “Sistema quirúrgico Da Vinci” (The da Vinci® Surgical System), el cuál es un sistema robótico que permite realizar cirugías a largas distancias (ThedaVinci, 2015); Robots asistentes en la extracción de muestras médicas, como el caso de Veebot el cual se encarga de la extracción de muestras de sangre así como la colocación de vías venosas en vasos sanguíneos periféricos (Veebot, 2014); Robots asistentes en la lucha contra el cáncer, como el caso de CyberKnife, cuyo trabajo es realizar tratamientos de radioterapia emitiendo rayos gamma de una manera segura y precisa (CyberKnife, 2018); entre otros.

Además de los avances mencionados, últimamente se han desarrollado múltiples dispositivos de asistencia para la movilidad de piernas, brazos, manos, entre otras variaciones. Cada uno de estos cumple un objetivo diferente, ya sea la rehabilitación o la asistencia activa. Entre los dispositivos que existen comercialmente destacamos: el exoesqueleto ExoGT y ExoPulse (ExoGt, 2011), utilizados para la rehabilitación de extremidades; exoesqueletos asistentes para el movimiento de extremidades con limitaciones, como el exoesqueleto ReWalk (ReWalk, 2018); entre otros.

Actualmente ubicamos pocos exoesqueletos que tienen por objetivo contrarrestar el temblor producido en la enfermedad del Parkinson. De dichos dispositivos es necesario mencionar al exoesqueleto WOTAS (Rocon, y otros, 2008), que consigue reducir hasta un 80% de los temblores en pacientes que padecen algún tipo de patología causante de temblores en los miembros superiores.

De esta manera, este trabajo de investigación pretende diseñar y construir un exoesqueleto que ayude a reducir o mitigar los temblores producidos en los miembros superiores (específicamente en las manos) en consecuencia de dicha enfermedad, se procura obtener mejoras en la calidad de vida de las personas que la padecen, además de lograr la independencia de sus actividades cotidianas.

## 1.1 GENERALIDADES DEL PARKINSON

La Enfermedad de Parkinson (EP) o parkinsonismo, es una patología neurodegenerativa, progresiva e incurable. Esta enfermedad se constituye como la segunda enfermedad neurodegenerativa más frecuente luego de la demencia de Alzheimer (Hangle, Klaffke, & Bandmann, 2005).

Según Cudeiro Mazaira (2015), esta enfermedad aparece comúnmente en la edad adulta, siendo la edad, el factor de riesgo más significativo para su presentación clínica. No obstante, la EP puede también manifestarse en individuos jóvenes (Estrada Bellman & Martínez Rodríguez, 2011). Cabe señalar que los síntomas típicos suelen empezar a manifestarse a partir de la sexta década de vida, por lo que se la relaciona con el envejecimiento.

López de val (2012) refiere que no existen datos suficientes que apoyen la idea de que exista un único factor como responsable de su origen. Actualmente la etiopatogenia de la EP sigue siendo parcialmente conocida debido al carácter multifactorial (ambientales, genéticos y de envejecimiento, etc.,) que posee.

Principalmente esta enfermedad se caracteriza por la presencia de 4 síntomas cardinales, entre los cuales están: temblor, rigidez, bradisinesia/acinesia, e inestabilidad postural. Para su diagnóstico, es imprescindible la presencia de temblor o bradicinesia (Linazasoro Cristóbal et al.2012).

Existen varias escalas que se utilizan para medir la severidad de los síntomas en esta enfermedad, pero para el presente trabajo se destaca la escala de Hoehn y Yahr, presentada en la Tabla 1, la cual indica la etapa motora en que la que se encuentra el paciente, clasificándolos en varios estadios en función del grado de desarrollo de la enfermedad (Cudeiro Mazaira, 2015).

**Tabla 1.-** Estadios evolutivos de la enfermedad de Parkinson según Hoehn y Yahr

<b>Estadio I</b>	Síntomas unilaterales
<b>Estadio II</b>	Síntomas bilaterales, generalmente asimétricos, sin alteración del equilibrio.
<b>Estadio III</b>	Síntomas bilaterales, con alteraciones del equilibrio (Inestabilidad postural), aunque el paciente es aún independiente para sus tareas cotidianas.
<b>Estadio IV</b>	El paciente requiere ayuda para sus actividades de vida diaria (comer, vestirse, asearse, caminar) aunque aún es capaz de mantenerse en pie con ayuda.
<b>Estadio V</b>	El paciente es dependiente para todo de los demás y está condenado a una cama o silla de ruedas.

(Linazasoro Cristóbal, López del Val, López García, Martínez Martínez, & Santos Lasaosa, 2012)

El temblor es la alteración más común del movimiento y consiste en una oscilación rítmica e involuntaria que puede afectar uno o varios segmentos del cuerpo. Clínicamente se distinguen varios tipos de temblores basados en las condiciones que lo activan, su distribución topográfica, su amplitud y el número de repeticiones de ondas completas por segundo (Ojeda López, Rodríguez Weber, & Amaya Sanchez, 2009)

Probablemente el temblor es la disfunción motora más notable en la enfermedad de Parkinson (EP). Se trata normalmente de una oscilación rítmica de baja frecuencia en reposo, la cual disminuye de manera transitoria cuando el paciente hace un movimiento voluntario (Jankovic & Tolosa, 2007).

Este síntoma motor es la manifestación inicial en un 50% a 75% de pacientes que padecen EP, y se lo ha descrito clásicamente como “temblor de reposo”. (Ojeda López et al 2009). A pesar de que un 15% de los pacientes con EP nunca desarrollan este síntoma, la gran mayoría lo hace (Cudeiro Mazaira, 2015).

Se distinguen dos tipos de temblores en la EP, el temblor en reposo y el temblor postural o temblor de acción, este último en ocasiones, supone más problemas que el primero. La frecuencia es de 4 a 6 Hz y de 5 a 8 Hz respectivamente. (Cudeiro Mazaira, 2015). Su topografía más frecuente es en manos, brazos, cabeza, tronco, mandíbula, labios y lengua (Yang, Bei-sha , & Ji-feng , 2016).

Los temblores pueden incrementarse a causa de estrés o de ansiedad, y suele disminuir con los movimientos voluntarios, como ya se ha mencionado anteriormente. El temblor en reposo afecta a la flexión-extensión de los dedos, pronación-supinación del antebrazo y a la flexión-extensión en la articulación del codo (Jankovic & Tolosa, 2007). Vulgarmente a este temblor se lo conoce como un movimiento “cuenta monedas”.

Los temblores en las manos pueden presentarse en una persona a consecuencia de esta enfermedad, y si bien no pone en peligro la vida del paciente, puede llegar a afectar considerablemente su calidad de vida.

Como se mencionó anteriormente, la EP es una enfermedad progresiva e incurable, debido a que aún no existe un tratamiento curativo. Pese a esto, se ha desarrollado un arsenal terapéutico muy amplio que permite un control sintomático para cada una de las fases de progresión de esta enfermedad. (Martínez Fernández, Gasca Salas, Sánchez Ferro, & Angel Obeso, 2016).

Actualmente existen varias terapias o tratamientos para el control sintomático de la EP, desde tratamientos farmacológicos, hasta tratamientos de terapia celular. Se los puede dividir en cuatro categorías presentadas en la Tabla 2.

**Tabla 2.- Tratamiento para control sintomático**

<b>Tratamiento</b>	<b>Objetivo</b>	<b>Descripción</b>
Preventiva (neuroprotección)	Inferir con la causa de muerte de las células de la sustancia negra.	Disminuye la progresión de la enfermedad.
Sintomática	Restaurar la función dopaminérgica estriatal.	Restaura los niveles normales de Dopamina
Quirúrgica	Interferir en mecanismos fisiopatológicos de la EP	Utiliza varias técnicas quirúrgicas (lesión o estimulación)
Restauradora	Estimular células encargadas de producir dopamina.	Aporta nuevas células o estimula células normales o enfermas.

Existen también terapias de apoyo para la progresión de esta enfermedad, como: la estimulación sensorial, la realidad virtual, la estimulación transcraneal no invasiva, terapia ocupacional, etc. (Cudeiro Mazaira, 2015).

De los tratamientos y terapias mencionados, pocos son no invasivos y carecientes de efectos secundarios no deseables. Un ejemplo es la levodopa, ya que, por ser el fármaco más efectivo, es por lo tanto el más usado para el control sintomático de EP. A pesar de ello, después de meses o años del consumo constante de levodopa, el efecto terapéutico en los pacientes disminuye, o en ocasiones desaparece, haciendo que existan controversias en relación a cuándo debe recetársela en la etapa Inicial de la EP (Estrada Bellman & Martínez Rodríguez, 2011).

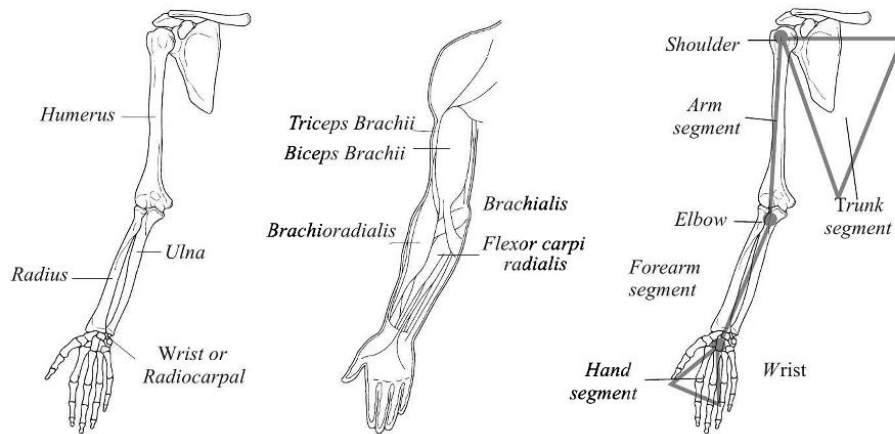
## **1.2 ANÁLISIS DE LA BIOMECÁNICA DEL BRAZO**

Los modelos físicos de sistemas biológicos, resultado de la sinergia existente entre la ingeniería y la biología, proveen información útil que ayuda a entender el comportamiento biológico. También permiten la manipulación de las condiciones a las que están sujetos dichos modelos, pudiéndose así analizarlos y obtener resultados que serían muy difíciles de conseguir experimentalmente.

Para estudiar el comportamiento de las extremidades, una de las formas comúnmente usadas consiste en modelarlas como una cadena de eslabones rígidos (Figura 1), teniendo en cuenta las propiedades que caracterizan a cada uno de los segmentos.

Para que estos eslabones logren un movimiento similar al de las articulaciones humanas, se los une entre sí mediante juntas que permiten el movimiento de estos y los dotan de grados de libertad. Se debe tener en consideración el tipo de junta que se utiliza para la unión entre segmentos, priorizando siempre el movimiento anatómico de las extremidades. (Roncon & Pons, 2011)

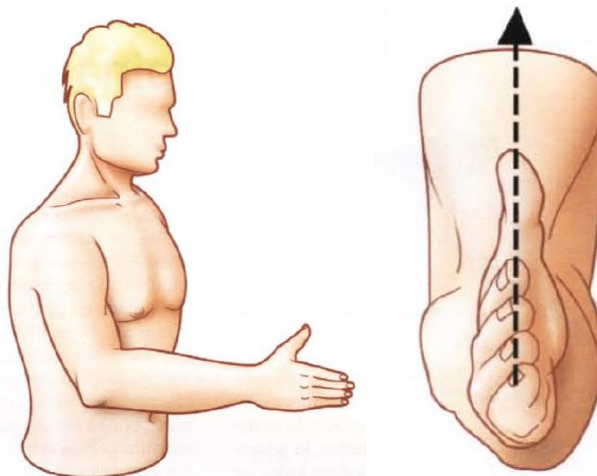




**Figura 1.-** Vista superior de la anatomía de la extremidad superior.  
**Nota:** (a) Huesos, (b) Músculos y (c) Modelo de segmentos rígido.  
 (Roncon & Pons, 2011)

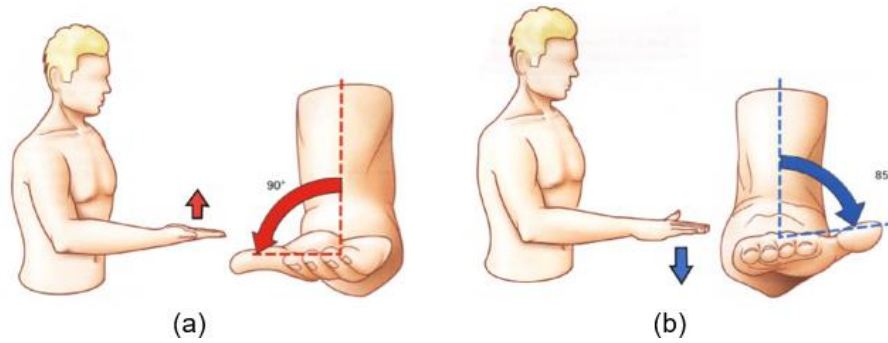
Para el diseño de este dispositivo se realizó un análisis específico del movimiento de pronosupinación del antebrazo. Este se realizó con el objetivo de que el mecanismo logre mitigar los temblores de pronosupinación producidos cuando la persona con EP se encuentre en reposo.

Para medir la amplitud este movimiento, debe ubicarse el brazo en “posición anatómica” o también llamada “posición media”, la cual se puede observar en la Figura 2. Para colocarse en esta posición, el codo debe pegarse al cuerpo y flexionarse a 90° mientras que el pulgar debe estar apuntando hacia arriba con la palma de la mano paralela al eje vertical.



**Figura 2.-** Posición anatómica para la medición de la amplitud de la pronosupinación  
 (Kapandji, 2006)

El movimiento de supinación, mostrado en la Figura 3 (a), tiene una amplitud de 90°, mientras que, por otro lado, el movimiento de pronación, mostrado en la Figura 3 (b) es de 85°. Por esto último, la amplitud total del movimiento de pronosupinación se aproxima a 180°, siempre y cuando intervenga únicamente la rotación axial del antebrazo (sin intervención de hombro).



**Figura 3.-** Movimiento de pronación y movimiento de supinación  
**Nota:** (a) Mov. de supinación, (b) Mov. de pronación  
 (Kapandji, 2006)

En el antebrazo existen aproximadamente 19 músculos, a los cuales se los divide en 2 grupos principales:

- Los flexores y pronadores, los cuales se encuentran en el compartimento anterior del antebrazo.
- Los extensores y supinadores, los cuales se encuentran en el compartimento posterior.

El músculo encargado del movimiento de la pronación es el pronador redondo, situado en la capa superficial del compartimento anterior. Su acción principal es pronar y flexionar el antebrazo. Por otra parte, el músculo encargado del movimiento de supinación es el músculo supinador, situado en la capa profunda del compartimento posterior (Moore, 2013).

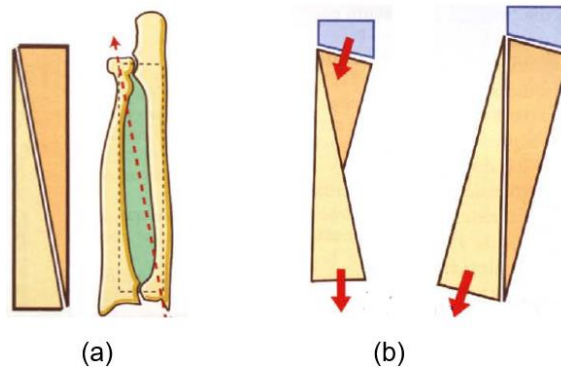
En cuanto a los huesos sobre los que actúan los músculos del antebrazo se pueden diferenciar 2: El radio, aquel que es más corto y más lateral, y el cúbito, que es el hueso estabilizador, más largo y medial.

Con respecto a las articulaciones que intervienen en este movimiento, se identifican 2: la articulación radio cubital proximal y la articulación radio cubital distal. La información relevante de estas articulaciones se puede observar en la Tabla 3.

**Tabla 3.-** Información articulación radio cubital distal/proximal

Articulación	Tipo	Descripción	Grados de libertad	Comparación mecánica
Radio cubital proximal	Trocoide	Superficies cilíndricas Posee un solo grado de libertad	Rotación en torno al eje longitudinal	Rodamiento
Radio cubital distal	Trocoide	Superficies prácticamente cilíndricas. Posee un solo grado de libertad.	Rotación en torno al eje de los 2 cilindros acoplados	Rodamiento

Para la descripción del movimiento de pronosupinación, se considera que los dos huesos antes mencionados forman un marco radio cubital en forma de rectángulo (Figura 4), el cual se encuentra dividido por una diagonal oblicua que lo divide en dos partes una interna (cúbito) y otra externa (radio).



**Figura 4.-** Descripción del marco radio cubital.

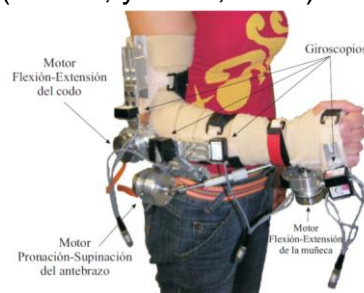
**Nota:** (a) Marco radio cubital, (b) mecánica básica del movimiento de pronosupinación (Kapandji, 2006)

Dicha diagonal actúa como una bisagra, permitiendo a la parte más externa (radial) pivotar hacia delante 180° y plegarse hacia la parte interna (cubital). De esta manera es como se desarrolla la pronación y supinación

### 1.3 EXOESQUELETOS SUPRESORES DE TEMBLORES

Ubicamos varios exoesqueletos para la supresión o mitigación de los temblores de las extremidades del tren superior. A continuación, en lo posible, se detallarán sus elementos principales, sus características, y, más esencialmente su funcionamiento.

El **Exoesqueleto WOTAS** (Figura 5) es un dispositivo robótico capaz de aplicar fuerzas internas dinámicas sobre el miembro superior. Su estructura está conformada por duraluminio, el cual fue seleccionado debido al bajo peso y rigidez que este posee (Rocon, y otros, 2008)



**Figura 5.-** Versión final de Exoesqueleto WOTAS.

**Nota:** Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression (Rocon, y otros, 2008)

Este exoesqueleto robótico permite el control de tres movimientos del miembro superior: flexión-extensión del codo, flexión-extensión de la muñeca

y pronación supinación del antebrazo, con lo cual ha logrado reducir el temblor en personas con diferentes tipos de temblores patológicos.

Como sistemas de medición, este exoesqueleto utiliza giroscopios para la medida cinemática del temblor y galgas extensométricas para la extracción de las características cinéticas del movimiento tembloroso.

Por otro lado, utiliza motores de corriente continua como elemento de actuación y reductores armónicos de velocidad para cada motor, esto último con el fin de acoplar la velocidad y el par del motor DC. (Rocon, y otros, 2008)  
El dispositivo WOTAS opera en tres modos distintos:

- 1 Monitorización: WOTAS se comporta como un sistema de medida y caracterización del temblor tanto cualitativa como cuantitativamente. En este modo no ofrece oposición al movimiento del paciente.
- 2 Intervención pasiva: WOTAS se comporta como un dispositivo capaz de amortiguar mecánicamente los movimientos de temblor, simulando la aplicación de inercia sobre el miembro superior para disipar las vibraciones originadas y así mejorar el movimiento voluntario del usuario.
- 3 Intervención activa: WOTAS suprime el temblor como un sistema dinámico, estimando en tiempo real las señales voluntarias y temblorosas del movimiento y generando señales de actuación proporcionales a la intensidad del temblor.

El Dispositivo WOTAS utiliza como algoritmo de estimación del movimiento tembloroso, el combinador lineal ponderado de Fourier (Weighted frequency Fourier linear combiner, WFLC). Este algoritmo modela el movimiento tembloroso como un movimiento sinusoidal, cuya implementación recursiva actualiza los parámetros del modelo a cada iteración, lo que lo transforma en un algoritmo sencillo, de fácil implementación y bajo coste computacional. (Rocon, y otros, 2008)

En las pruebas realizadas, el algoritmo ha sido capaz de estimar el movimiento tembloroso de los pacientes evaluados con una precisión inferior a 2 grados. La desventaja del WFLC es la necesidad de una etapa previa de filtrado para la eliminación de la componente voluntaria del movimiento. Dicha etapa introduce un retardo en la estimación del movimiento tembloroso. (Rocon, y otros, 2008)

Para validación del dispositivo fueron intervenidos diez pacientes en la fase de experimentación clínica. Debido a la flacidez y características de tejido blando del sistema muscular, se dieron inconvenientes para proporcionar la fuerza compensatoria sobre el brazo. Sin embargo, con este sistema se obtuvieron reducciones del orden del 80% en la potencia del temblor en pacientes que padecían temblor severo. (Rocon, y otros, 2008)

El Exoesqueleto para supresión de temblores del **Imperial College of London** es un dispositivo ligero (aprox. 350[g]), que pretende ayudar a pacientes con EP, así como a personas que padezcan algún tipo de temblor patológico. (Huen, Liu, & Lo, 2016). En la Figura 6, se puede apreciar este dispositivo.



**Figura 6-** Exoesqueleto para supresión de temblores de la Imperial College of London (Huen, Liu, & Lo, 2016)

Su estructura mecánica se desarrolló mediante el método de prototipado rápido, con tecnología de modelado Fused Deposition Modeling (FDM). Dicha estructura está conformada por dos tipos de materiales plásticos, Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) y ácido poliláctico o poliácido láctico (PLA).

Este exoesqueleto utiliza motores reductores de DYNAMIXEL (ROBOTIS, CA USA) como actuadores. Su control estratégico utiliza un algoritmo basado en C/C++, el cual fue programado mediante Microsoft Visual Studio. Cabe recalcar que este exoesqueleto utiliza los sensores incorporados en el motor reductor como forma de control, los cuales se encargan de sensar en tiempo real la posición, la velocidad, el voltaje y su temperatura.

Este dispositivo posee 2 grados de libertad, los cuales permiten el movimiento de pronosupinación del antebrazo y la flexión-extensión de la muñeca.

Como método de extracción de las señales del movimiento tembloroso se utilizó una unidad de medición inercial (IMU) de 6 grados de libertad, la cual se compone por un acelerómetro y un giroscopio. Este sensor posee tecnología Wireless.

La información es transmitida mediante Wireless entre el IMU y una computadora, por medio de la cual el sensor envía datos en paquetes de 18 bytes con una frecuencia de muestreo de 20 Hz. Posteriormente, la señal se filtra mediante la utilización de un filtro pasa bajos de segundo orden Butterworth con una frecuencia de corte de 20 Hz.

En el muestreo se utilizaron 6 personas sanas, 3 hombres y 3 mujeres, las mismas que realizaron 6 actividades mientras simulaban el temblor durante

30 segundos. La información obtenida pasó por 3 pasos básicos: preprocesamiento, extracción de características y clasificación.

Para el preprocesamiento, se utiliza el método de segmentación de tiempo “sliding Windows” con un 70% de overlap. Posteriormente, para la extracción de características se utiliza la estadística. Las ocho variables analizadas son: i) Mean, ii) Standar deviation, iii) Skewness, iv) Kurtosis, v) Q1:(Q25), vi) Q2: (Q50), vii) Q3 (Q75), viii) Inter-quartil range. Por último, para la clasificación se usaron varios algoritmos de Machine Learning para clasificar las diferentes actividades, esto mediante el ambiente WEKA, el cual es un software data-mining open source.

Como resultado del estudio, se obtuvo una reducción del 77% de la amplitud del movimiento tembloroso simulado en los participantes cuando el dispositivo estaba encendido y una reducción del 65% de la amplitud del movimiento tembloroso cuando el dispositivo estaba apagado.

Este exoesqueleto utiliza Bagging como el clasificador la mejor opción para el dispositivo, el cual, ya aplicado en el exoesqueleto, puede obtener hasta un 70% de precisión en la identificación de las diferentes actividades.

La Órtesis robótica wearable del proyecto “**Higher Sensitivity Tactile-Film System**” (HSTS), fue desarrollada por el instituto de investigación ITRI en conjunto con kikuchi Seisabusho Co., Ltd. y la Universidad de Waseda. Esta ortesis robótica (Figura 7), es un dispositivo que consta de cuatro componentes principales: i) Film-táctil, ii) Circuito de adquisición de datos, iii) Software de monitoreo y procesamiento de imágenes, y iv) Dispositivo robótico en forma de ortesis.



**Figura 7.-** Elementos principales del dispositivo robótico wearable.  
(ITRI, 2015)

Su objetivo principal es ayudar a personas que padezcan de temblor esencial, a realizar actividades cotidianas sin intervención de movimientos y sacudidas involuntarias, mejorando así su calidad de vida. Este dispositivo únicamente se aplica a la flexión y extensión del codo, por lo que posee un grado de libertad.

Esta ortesis robótica fue diseñada para que funcione con un sensor táctil extremadamente sensible al cambio producido en los músculos. Este Film táctil consiste en la agrupación de varios sensores colocados en forma matricial, los cuales se encargan de detectar la variación de presión que ocurre a nivel regional, dando como resultado un sensor ligero, delgado y flexible.

El funcionamiento del dispositivo consiste en la adquisición de información por parte del circuito incorporado, el cual, cada cierto tiempo, realiza mediciones mediante un simple barrido de filas y columnas en la matriz de sensores del film táctil.

Posteriormente, el software de monitoreo y procesamiento se encargará de medir la distribución de presión existente, y así, clasificar la información. Por último, las respectivas señales de control son enviadas hacia los actuadores de la ortesis, la cual suprime el temblor y ayuda al movimiento voluntario realizado por el usuario.

El Dispositivo médico Wearable **Gyroglove**, es un dispositivo en forma de guante que fue desarrollado por un equipo de científicos de la compañía GyroGear. Este dispositivo fue ideado por el fundador de la compañía Faii Ong como respuesta a la dificultad que tienen las personas con EP al momento de alimentarse.



**Figura 8.-** Wearable medical device Gyroglove  
(Milliken, 2017) (GyroGear, 2017)

La finalidad que tiene este dispositivo es reducir el movimiento tembloroso y así estabilizar la mano del paciente, mejorando con esto su calidad de vida y dándole independencia y libertad. También pretende devolver la capacidad de realizar actividades cotidianas que han sido limitadas por el movimiento tembloroso. (East, 2016)

El dispositivo Gyroglove emplea el mismo principio físico que se emplea en la tecnología aeroespacial, los giroscopios. Su funcionamiento se basa en un concepto muy sencillo: un disco girando en su propio eje a alta velocidad, para

que cualquier alteración en la inclinación provoque un movimiento de precisión que lo contrarreste. Este principio físico permite que el dispositivo estabilice la mano de su usuario, ya que logra conservar el movimiento angular y mantener la verticalidad en cualquier plano de movimiento (GyroGear, 2017).

Este dispositivo lleva incorporado su disco giratorio ubicado en el guante por encima del dorso de la mano (Figura 8), el cual se encarga de contrarrestar cualquier fuerza de manera inmediata y proporcional, logrando así, contrarrestar los movimientos involuntarios de la mano del paciente.

El dispositivo lleva a cabo un seguimiento de su frecuencia de los temblores y cuyos datos son accesibles mediante una aplicación para smartphone. Estos datos son recibidos inalámbricamente.

Como resultado de la utilización del guante Gyroglove, se obtuvo una reducción del 80% del temblor en las manos de pacientes que padecen EP.

Los **Soft exoskeletons basada en estimulación funcional eléctrica (FES)** son exoesqueletos “blandos” para asistencia cuyo carácter es no invasivo. Estos dispositivos funcionan con tecnología de estimulación eléctrica funcional (FES) (Dideriksen JL, 2017), y, pretenden ser una opción mucho más práctica que los exoesqueletos mencionados con anterioridad. En la Figura 9 se puede observar un ejemplo este tipo de este tipo de exoesqueletos.



**Figura 9.-** Paciente con el prototipo de TREMOR Neurorobot.  
**Nota:** Paciente con sensores inerciales y electrodos de neuroestimulación.  
(Rocon E, 2012)

Debido a que su forma de controlar los movimientos involuntarios es a través de la activación de grupos musculares mediante la aplicación de un campo eléctrico, tienden a tener un peso mucho menor que otros dispositivos exoesqueletos, ya que no requieren de actuadores con un considerable peso.

Por otro lado, existen muchos inconvenientes al momento de implementar un sistema con esta tecnología, como, por ejemplo: el desajuste de los electrodos debido al movimiento de la persona, así como también la fatiga que estos provocan en los músculos debido a la carga eléctrica que se aplican (Tepavac & Schwirtlich, 1997).



## Conclusiones del capítulo

En la Tabla 4 se puede apreciar una tabla resumen en la cual se exponen las características más relevantes de los exoesqueletos antes mencionados.

**Tabla 4.-** Características de exoesqueletos supresores de temblores

Exoesqueleto	Material	Actuadores	Sensores	Control	GDL
WOTAS	Duraluminio	Motores DC con reductores armónicos	Galgas extensométricas y giroscopios	WLFC	3
Imperial College of London	PLA y ABS	Motorreductores Dinamixel	Sistema IMU 6 GDL	Machine Learning	2
Órtesis con HSTS	n/a	Motor (n/a)	HSTS	Procesamiento de imágenes	1
Gyroglove	n/a	Giroscopio mecánico	Giroscopio	Acción de la gravedad	3

### Dispositivo exoesqueleto wearable en forma de ortesis para mitigación de temblores de la mano

Aunque en el mercado actual existen varios productos diseñados para las personas que padecen algún tipo de temblor, tales como cucharas, plumas, tazas especiales, relojes inteligentes, etc., no se las puede considerar como una solución definitiva debido al carácter progresivo de la EP.

Dicho esto, y después de haber realizado una revisión bibliográfica, con base en los trabajos de investigación antes presentados, se propuso para este trabajo de titulación el diseño y la construcción de un exoesqueleto robótico en forma de ortesis para la mitigación de temblores producidos en las manos.

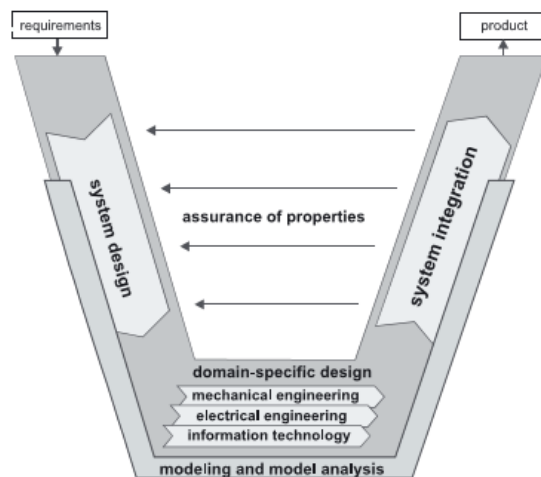
En este trabajo se pretende:

- Diseñar un sistema mecánico con dos grados de libertad
- Seleccionar un sistema de adquisición de señales electromiográficas superficiales (sEMG).
- Analizar la información obtenida de sEMG.
- Utilizar inteligencia artificial para la clasificación de sEMG.
- Construir un dispositivo mecatrónico en forma de exoesqueleto que ayude a mitigar los temblores producidos en las manos a causa de la EP.

## **2. METODOLOGÍA**

La metodología Mecatrónica (guía VDI-2206) desarrollada por “The Association of German Engineers” (Verein Deutscher Ingenieure, VDI) (VDI-RICHTLINIEN, 2004), fue considerada la adecuada para ejecutar este trabajo de investigación, la cual es una guía práctica para el desarrollo sistemático de productos mecatrónicos innovadores.

Considerando que se involucra la palabra mecatrónica, esta guía metodología implica la interacción simultánea y sistémica entre varias disciplinas, cuyo manejo es el modelo en V como macro ciclo (Figura 10), debido a que describe una secuencia lógica de pasos, facilitando el desarrollo de sistemas mecatrónicos.



**Figura 10.-** Descripción del Modelo en V.  
(VDI-RICHTLINIEN, 2004)

Si bien el modelo en V es una metodología recursiva e iterativa, para lograr un producto maduro se debe realizar un bucle iterativo de varios modelos en V, dicha recursividad no se tomó en cuenta para este trabajo, debido a que se realizó el diseño y la construcción a nivel de prototipo. Dicho esto, cabe recalcar que únicamente se requirió de un ciclo de la metodología del modelo en V.

También se utilizó la técnica de prototipado rápido, la cual utiliza un software CAD para el diseño de un prototipo virtual, que posteriormente, se materializó con la utilización de una impresora 3D con tecnología FDM.

## 2.1 DEFINICIÓN Y DISEÑO CONCEPTUAL

### Determinación de requerimientos

Una vez identificado el modelo en V expuesto en la metodología mecatrónica, se realizó un análisis cualitativo de estos, dado que se necesitan ciertos requerimientos que se utilizan como entrada del proceso, se realizó un análisis cualitativo de estos. Con esto se consiguió establecer y definir los requerimientos del proyecto, y así poder priorizarlos, satisfaciendo el proceso de diseño.

## Definición de requerimientos

Teniendo lo antes mencionado en cuenta, se realizaron dos diagramas de requerimientos, utilizando el lenguaje SysML, el cual es un lenguaje de especificación de sistemas estandarizado en la OMG. (Friedenthal, Moore, & Steiner, 2012).

El primer diagrama de requerimientos Figura 11, muestra una clara idea del funcionamiento del dispositivo exoesqueleto, indicando a su vez los requerimientos generales del proyecto.

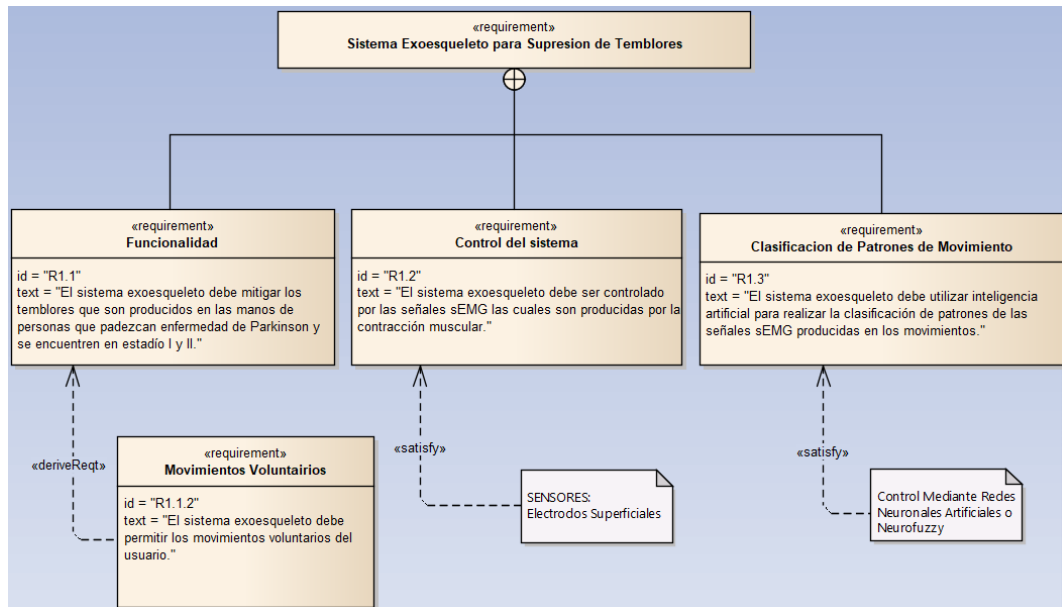


Figura 11.- Diagrama de requerimientos generales para exoesqueleto.

El segundo diagrama de requerimientos que se realizó (Figura 12), muestra los requerimientos específicos del dispositivo exoesqueleto, con los cuales se puede tener una idea un poco más específica del dispositivo, ya que muestra sus características principales.

Por último, se realizó un análisis de los requerimientos funcionales del dispositivo (Tabla 5), el mismo que fue organizado en una matriz, contribuyendo a priorizar de una manera ordenada los puntos necesarios a tomarse en cuenta durante el desarrollo del proyecto.

Estos diagramas se utilizaron como una primera aproximación al concepto del dispositivo, ya que ayudaron a delimitar el proyecto, contribuyendo así enormemente en el proceso de diseño, y posteriormente en los resultados finales.

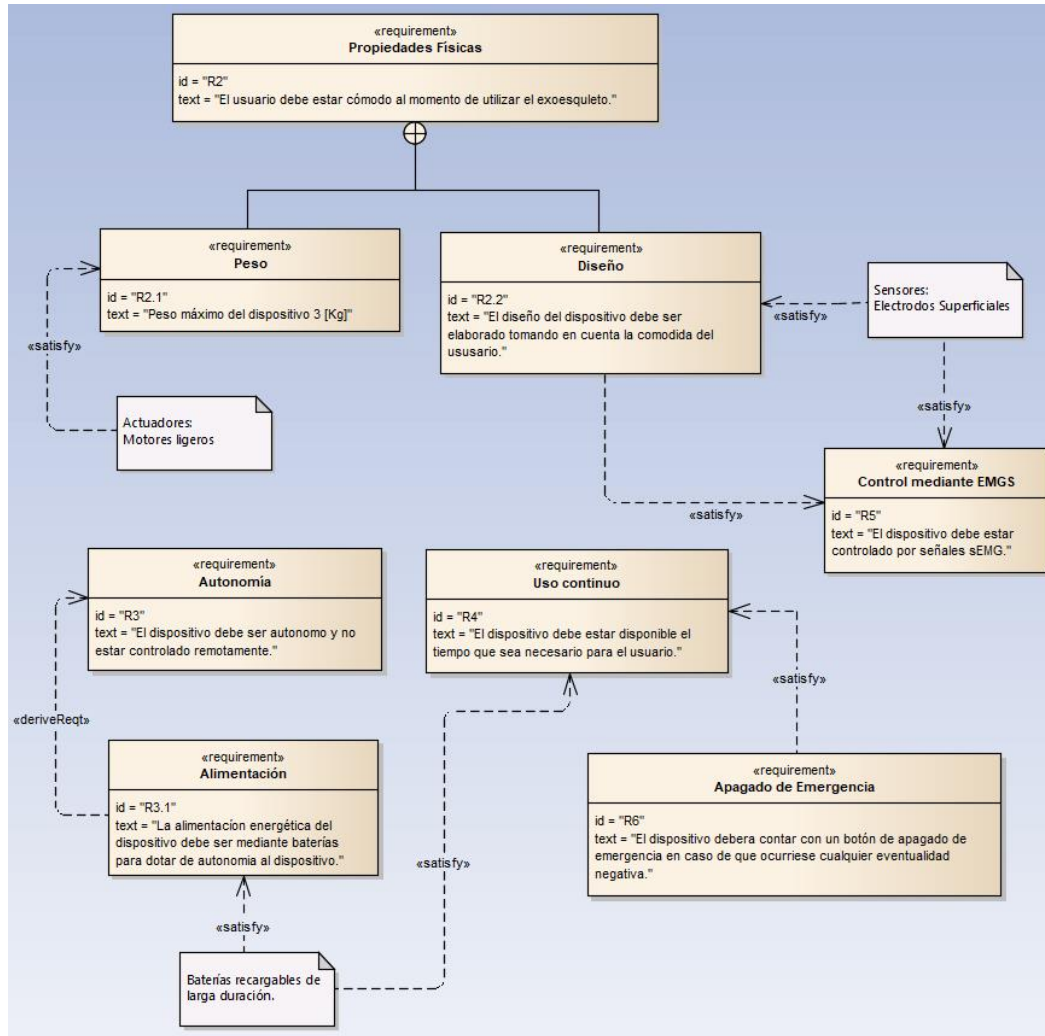


Figura 12.- Diagrama de requerimientos específicos de exoesqueleto

Se debe destacar el requerimiento R2.1, el cual limita el peso del dispositivo a 3[kg]. Esto es debido a que cuando el peso aplicado en el brazo supera este límite, se considera que el brazo está siendo sometido a trabajo pesado.

Tabla 5.- Requerimiento funcionales del dispositivo robótico.

Dónde: N= Necesidad, D=Deseo, CL= Cuantitativo y CN= Cuantitativo.

ÁMBITO	N	D	DENOMINACIÓN	CL	CN
Funcionalidad	X		Mitigar el Temblor producido en las manos.		X
	X		Permitir el movimiento voluntario del usuario.	X	
Geometría		X	Diseño Simétrico		X
	X		Diseño Compacto	X	
Material	X		Selección de materiales	X	
		X	Vida útil del material		X
	X		Amigable con el ambiente	X	
		X	Personalización del diseño	X	
	X		Simplicidad en el diseño de componentes	X	
		X	Bajo costo de fabricación		X
Ensamble	X		Flexibilidad de montaje	X	
	X		Facilidad de montaje	X	

## Diseño conceptual

El diseño conceptual del dispositivo se realizó mediante el análisis de los diagramas de requerimientos generales y específicos mencionados con antelación (Figura 11, Figura 12), así como también el análisis de los requerimientos funcionales del exoesqueleto (Tabla 1). Esto ayudó a priorizar los requerimientos, lo cual facilitó el diseño conceptual, así como el diseño de diagramas de definición (Figura 13, Figura 14).

Para definir la estructura del dispositivo, se utilizó el diagrama de definición de bloques (bdd, Figura 13) y el diagrama interno de bloques (idb, Figura 14). En el diagrama bdd se puede apreciar los componentes del dispositivo robótico en forma de exoesqueleto, los cuales cumplen, en lo posible, con los requerimientos mencionados.

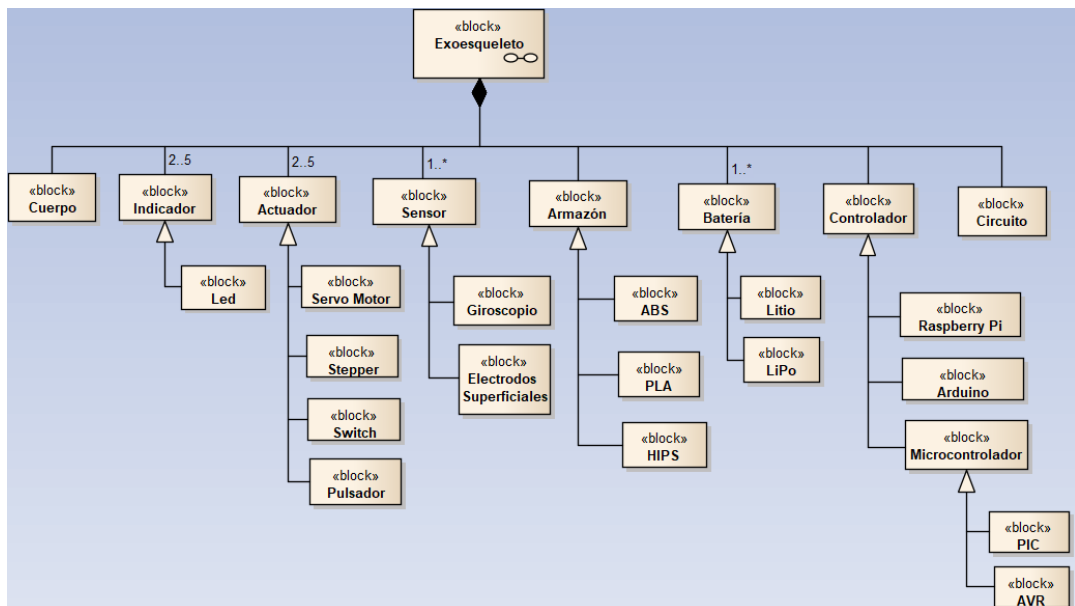
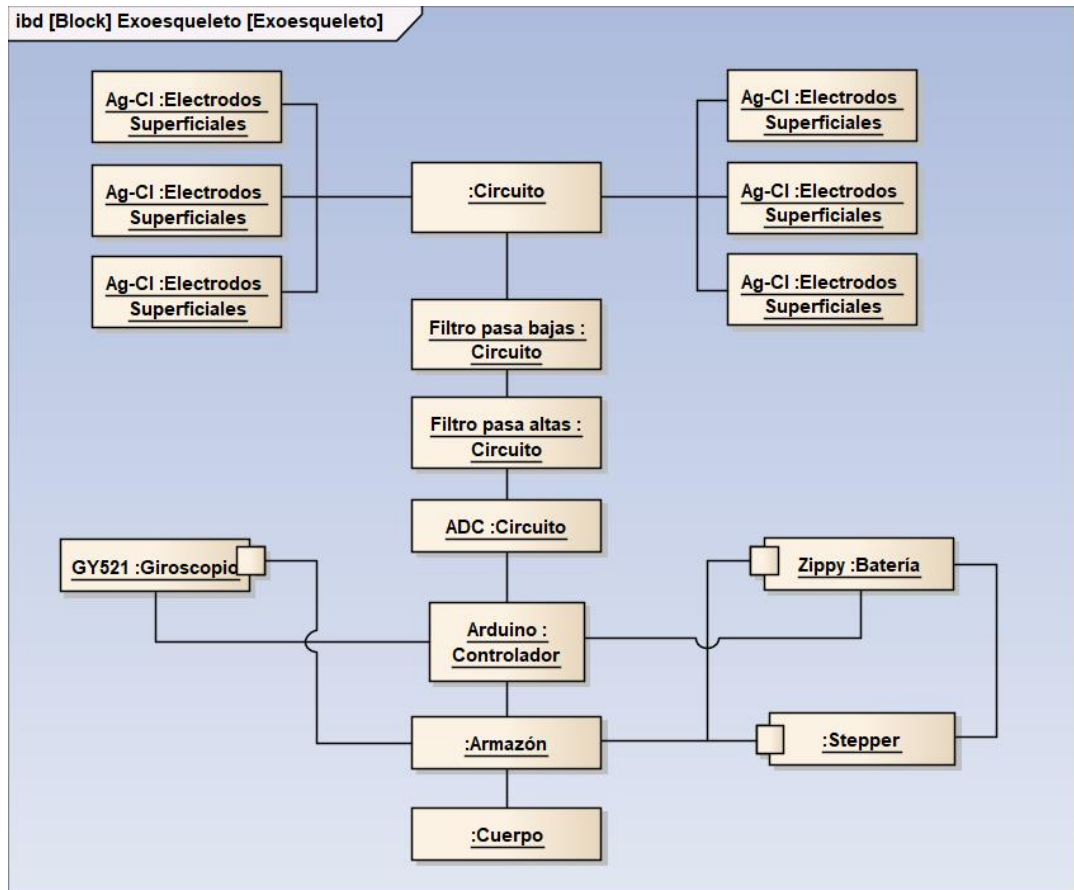


Figura 13.-Diagrama de definición de bloques

Cada uno de los elementos pertenecientes al bloque “exoesqueleto” que aparecen en el diagrama de la Figura 13, fueron posibles soluciones para satisfacer el diseño del dispositivo y los requerimientos planteados con anterioridad. Cabe señalar que estos elementos fueron seleccionados tomándose en cuenta las necesidades de diseño que surgieron durante el desarrollo del proyecto.

Posteriormente se realizó el diagrama interno de bloques (idb). En este diagrama, como se puede apreciar en la Figura 14, se muestra la relación entre los componentes del dispositivo exoesqueleto presentes en la Figura 13.



**Figura 14.-** Diagrama de definición interna de bloques

Como se mencionó anteriormente, los elementos presentes en este diagrama no son definitivos y en su momento algunos de estos fueron reemplazados o eliminados según la necesidad requerida.

### 2.1.1 ESPECIFICACIONES DE FUNCIONAMIENTO

Una vez realizados los diagramas del diseño conceptual del proyecto, cuya función era aportar y crear una idea aproximada de la estructura del dispositivo, logro definirse la funcionalidad del dispositivo mediante de la utilización de varios diagramas que explican su funcionamiento de una forma resumida y simple.

Consecuentemente, se efectuaron los diagramas del funcionamiento del sistema, para lo cual se utilizaron los diagramas de casos de uso (UC), diagrama de actividades (act), diagrama de estado de máquina (stm) y diagrama secuencia (sec).

El diagrama de casos de uso (uc, Figura 15), se realizó para que mostrase cómo el usuario puede interactuar con el sistema, en otras palabras, funcionamiento básico del dispositivo mecatrónico.

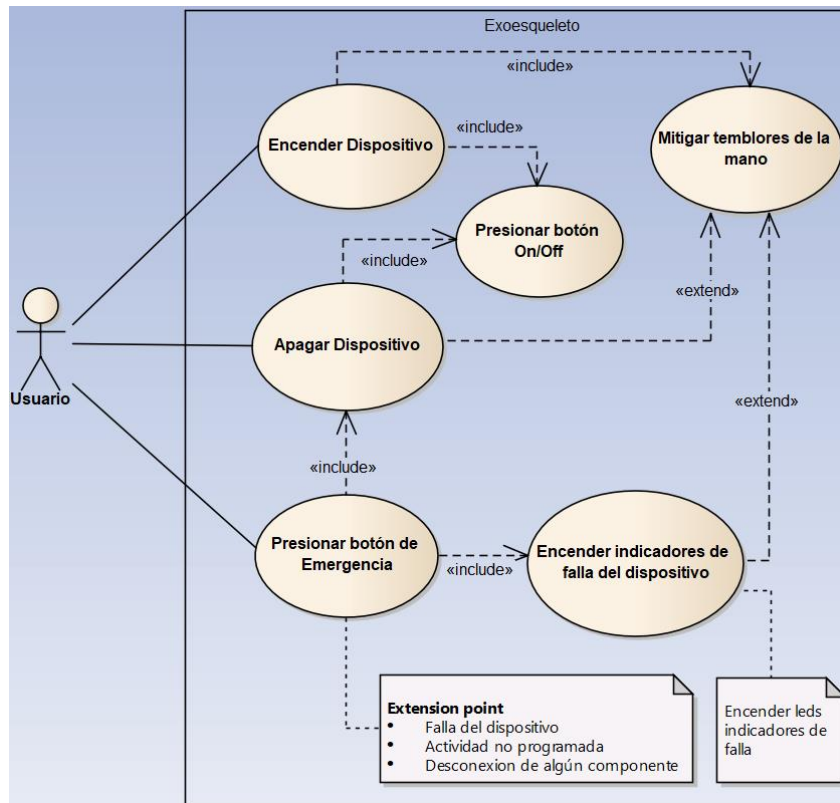


Figura 15.- Diagrama de casos de uso del dispositivo

Una vez terminado el diagrama de casos de uso, se efectuó el diagrama de actividades (act, Figura 16). Este se ejecutó con el objetivo de que mostrase en detalle la actividad “Mitigar temblores de la mano”, la cual es la actividad principal del funcionamiento del dispositivo robótico.

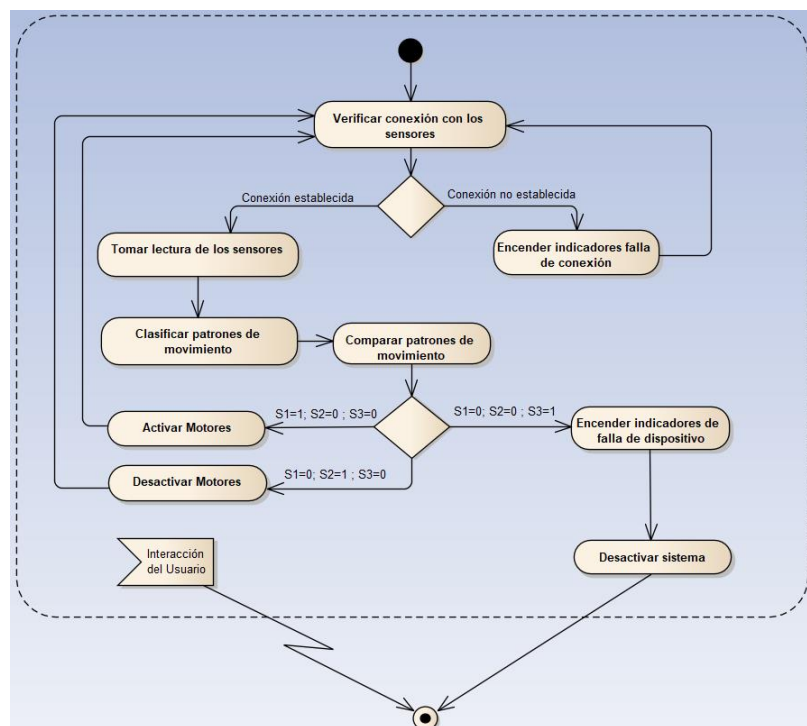


Figura 16.-Diagrama de actividades del dispositivo



En este diagrama, en la actividad “Comparar patrones de movimiento”, se tomaron en cuenta tres situaciones: S1, que es la situación de “movimiento voluntario de la persona”; S2 que es la situación de “movimiento involuntario” ; y S3 que es la situación de “problemas en la clasificación de patrones”.

Las tres situaciones antes mencionadas fueron tomadas en cuenta para la elaboración del resto de diagramas encargados de describir el funcionamiento del dispositivo.

Otro de los diagramas que ayudó a plasmar el funcionamiento del exoesqueleto, fue el diagrama de máquina de estado (stm, Figura 17), el cual también se realizó para la actividad “Mitigar los temblores de la mano”

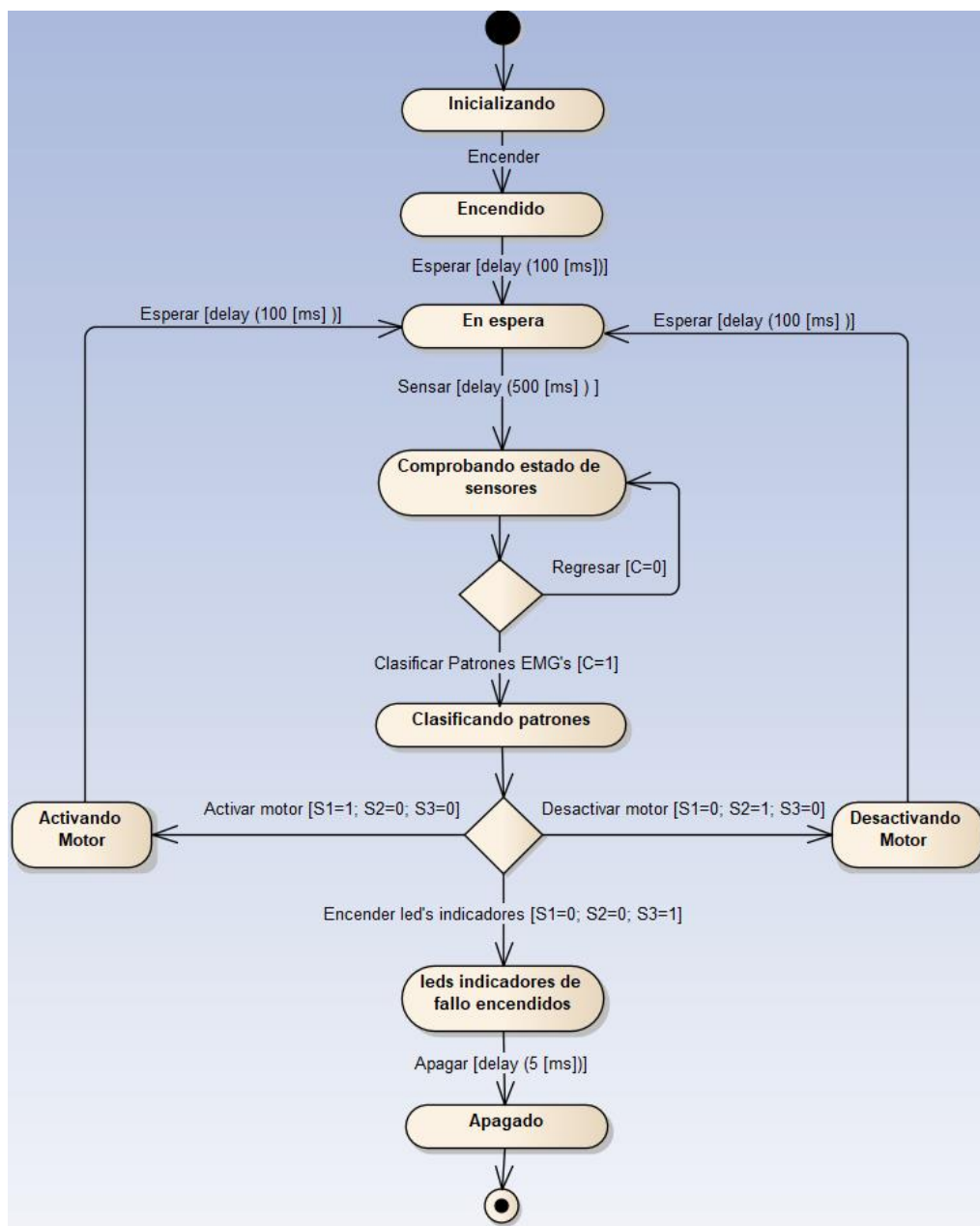
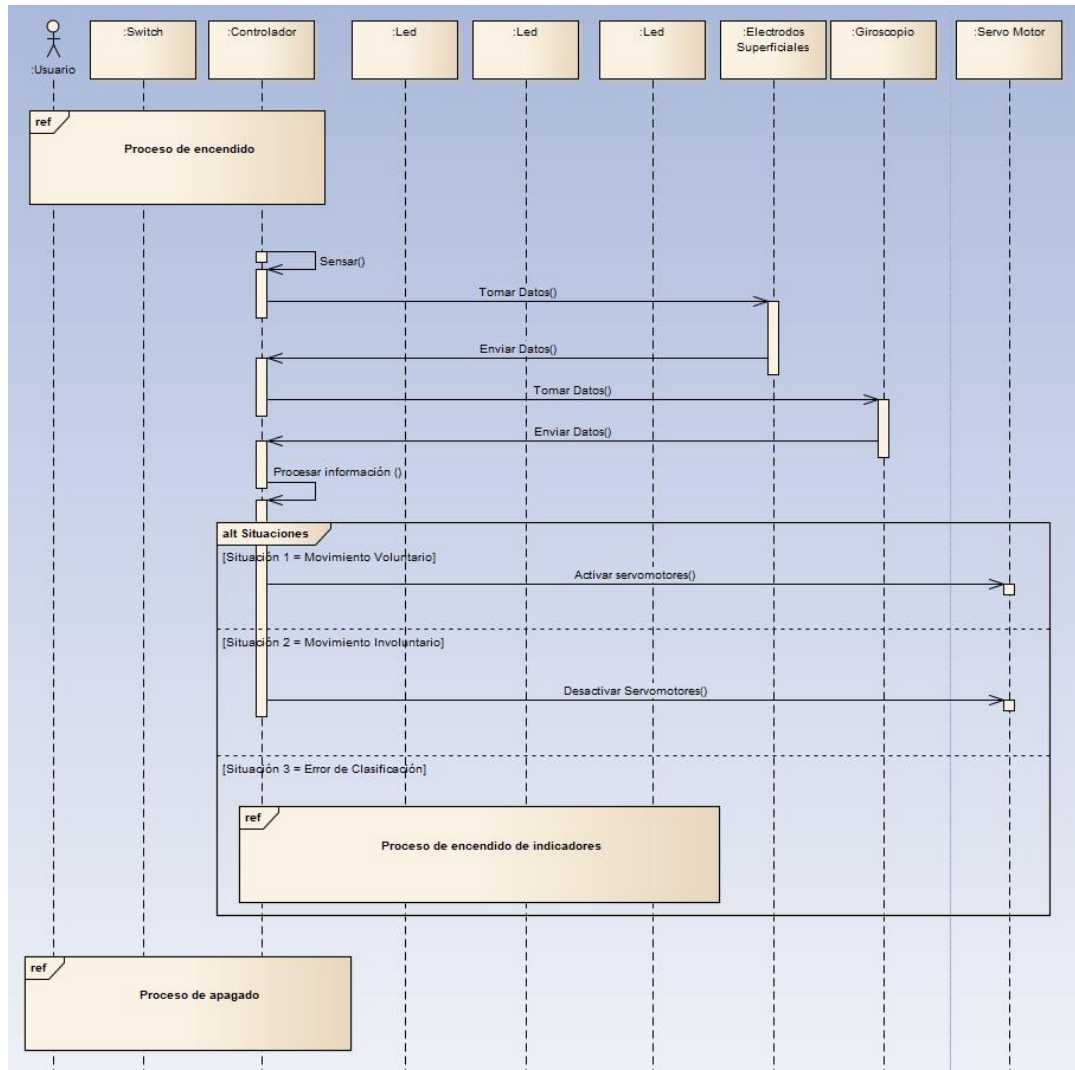


Figura 17.-Diagrama de Máquina de estado

Finalmente, se realizó el diagrama de secuencia (sec, Figura 18) para el proceso de funcionamiento del dispositivo mecatrónico. Este diagrama muestra los procesos presentes en el sistema, y, al igual que los diagramas mencionados, se utilizaron diferentes situaciones que podían ocurrir.



**Figura 18.-**Diagrama de secuencia del proceso de Funcionamiento

Todos los diagramas expuestos en este apartado se efectuaron con el propósito de expresar de una forma gráfica y entendible, tanto la estructura como el funcionamiento del sistema. Cabe señalar que se utilizaron como ayuda para poder realizar los diferentes conceptos de diseño del proyecto, y, poder así cumplir con los requerimientos y expectativas que el dispositivo robótico demanda.

### 2.1.2 GENERACIÓN DE CONCEPTOS DEL DISPOSITIVO

Los conceptos respecto al dispositivo se dieron mediante la utilización de una matriz morfológica (Tabla 6) del sistema, en la cual, dependiendo de la función (principal o secundaria), fueron propuestas varias opciones que cumplan con los necesidades y expectativas del sistema.

**Tabla 6.-** Matriz morfológica del sistema.

<b>Matriz Morfológica del Sistema</b>				
<b>N</b>	<b>Función</b>	<b>Opción 1</b>	<b>Opción 2</b>	<b>Opción 3</b>
1	Mitigar el movimiento tembloroso	Motor a pasos	Servomotor	Motor Brushless
2	Adquisición de las señales producidas por los movimientos involuntarios	Electrodos Superficiales	Giroscopio	Acelerómetro
3	Control del dispositivo	Raspberry pi	Arduino Mega	Galileo Board
4	Clasificar Patrones	Fuzzy Logic	Redes neuronales artificiales	Neuro Fuzzy

Una vez definidas las funciones principales y secundarias del dispositivo robótico, las cuales se pueden observar en la Tabla 6, se propusieron 3 opciones de elementos que satisfagan cada función. Posteriormente se realizaron varias tablas (Tabla 7, Tabla 8, Tabla 9 y Tabla 10) en las cuales se comparaban unos con otros, mostrando las ventajas y desventajas que posee cada elemento.

**Tabla 7.-** Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 1.

<b>Función: Mitigar el movimiento tembloroso</b>		
<b>Opciones</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
Motor a pasos	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Excelente respuesta ante arranque, parada y reversa.</li> <li>-No existe contacto de escobillas en el motor.</li> <li>-Permite un control de lazo abierto, haciendo un control más simple y barato.</li> <li>-Gran rango de velocidades de rotación.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Muy difícil de operar a altas velocidades.</li> <li>-Sensible a fenómenos de resonancia</li> </ul>
Servomotor	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Fácil de instalar físicamente</li> <li>-Precio relativamente bajo</li> <li>-Permite un control de alto nivel</li> <li>- Consume poca energía</li> <li>-Mayor precisión.</li> <li>-Altos torques</li> <li>-Bajas corrientes de arranque</li> <li>-Bajo costo de operación y mantenimiento</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Caja reductora instalada.</li> <li>-Son más caros que los motores de corriente continua y paso a pasos.</li> <li>-Su rango está limitado</li> <li>-No se puede cambiar la velocidad del motor</li> <li>-Necesita un Servo drive para su control.</li> </ul>
Motor Brushless	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Conmutación electrónica basada en sensores de posición de efecto Hall</li> <li>-Requieren menos mantenimiento al no tener escobillas</li> <li>-Rango de velocidad elevado al no tener limitación mecánica</li> <li>-Menor ruido electrónico (menos interferencias en otros circuitos)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-El control caro y complejo.</li> <li>-Tienen un mayor coste</li> </ul>

**Tabla 8.-** Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 2.

<b>Función: Adquisición de las señales producidas por los movimientos involuntarios</b>		
<b>Opciones</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
Electrodos Superficiales	<ul style="list-style-type: none"> <li>-No son invasivos</li> <li>-Permiten un registro global del músculo</li> <li>-Se obtienen trazados con un espectro de frecuencias más bajo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Únicamente permiten el estudio de la musculatura superficial</li> <li>-Precisan una correcta preparación de la piel</li> <li>-Sensible a cambios de humor de las personas</li> </ul>
Electrodos Superficiales	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Permiten un registro más localizado del músculo.</li> <li>- Posibilitan el estudio de musculatura superficial y profunda</li> <li>-Menor grado de preparación de la piel</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Son invasivos</li> <li>-Captan un espectro de frecuencias más alto.</li> <li>--Sensible a cambios de humor de las personas</li> </ul>
Dispositivo Wearable EMG e IMU	<ul style="list-style-type: none"> <li>-No son invasivos</li> <li>-Posee filtros de 50 y 60 [Hz]</li> <li>-Conectividad vía Bluetooth</li> <li>-Diseño cómodo y confortable</li> <li>-Característica Open-source</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Frecuencia de muestreo EMG de 50 a 200[Hz]</li> <li>-Frecuencia de muestreo del IMU es de 50 [Hz]</li> </ul>

**Tabla 9.-** Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 3.

<b>Función: Control del dispositivo</b>		
<b>Opciones</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
Raspberry pi	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Es un microprocesador con 256 – 512 de memoria RAM.</li> <li>- Salida Ethernet</li> <li>- Varias salidas de USB</li> <li>-Salida HDMI.</li> <li>-Velocidad de 700MHz</li> <li>-Posee la característica de multitarea</li> <li>-Open-source</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Utiliza un sistema operativo basado en Linux</li> <li>-Su utilización es compleja</li> <li>-Programación compleja</li> <li>-Pines den entrada/salida digital GPIO (General Purpose Input/Output)</li> </ul>
Arduino Mega	<ul style="list-style-type: none"> <li>-No posee sistema operativo propio.</li> <li>-De fácil utilización y programación</li> <li>- Conexiones UART, I2C, SERIAL</li> <li>- Resolución 10 bits</li> <li>-Voltaje de entrada 7-12 [V]</li> <li>-Digital I/O Pins 54</li> <li>- 15 salidas PWM</li> <li>- Posee 16 entradas analógicas</li> <li>-Open-source software</li> <li>-Open-source hardware</li> <li>-Versatilidad al momento de prototipar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Es un microcontrolador con 0.008 MB de SRAM</li> <li>-No posee salida Ethernet</li> <li>-Velocidad de 16MHz</li> <li>-No posee la característica de multitarea</li> </ul>
Galileo Board	<ul style="list-style-type: none"> <li>-No posee sistema operativo propio.</li> <li>-Velocidad de 400MHz</li> <li>-De fácil utilización y programación</li> <li>-Voltaje de entrada 5 [V]</li> <li>- Digital I/O Pins 14 (6 salidas PWM)</li> <li>-Open-source</li> <li>- Salida ethernet</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Es un microcontrolador con 0.512 MB de SRAM</li> <li>-Posee 6 entradas analógicas</li> <li>-No posee la característica de multitarea</li> </ul>

**Tabla 10.-** Ventajas y desventajas de las opciones disponibles para la función 4.

<b>Función: Clasificar Patrones</b>		
<b>Opciones</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
Fuzzy Logic	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Facilidad de implementación.</li> <li>-Buenos resultados en procesos no lineales</li> <li>-Es una forma rápida de resolver un problema.</li> <li>-No depende de ecuaciones matemáticas complejas o extensas</li> <li>-Se consideran sistemas muy intuitivos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dificultad de interpretación de valores difusos</li> <li>- Múltiples definiciones de operadores y reglas de inferencia difusas</li> <li>-Necesita de ajustes después de haberlo puesto en operación</li> </ul>
Redes neuronales artificiales	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Habilidad de aprender mediante una etapa de aprendizaje</li> <li>-Desarrolla una propia representación de la información contenida en su interior</li> <li>- Posibilidad de manejar cambios no importantes en información de entrada, tales como señales ruidosas.</li> <li>-Posibilidad de obtener respuestas en tiempo real.</li> <li>-Excelentes como clasificadores o como reconocedores de patrones.</li> <li>-Pueden manejar excepciones y entradas de datos anormales</li> <li>-No requiere de un modelo matemático.</li> <li>-Apropiadas para señales no estacionarias</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Complejidad de aprendizaje para grandes tareas</li> <li>- Tiempo de aprendizaje elevado en función de la cantidad de patrones a identificar, así como la capacidad de adaptación de la red neuronal.</li> <li>-Imposibilidad de interpretar lo aprendido sin ayuda del programador.</li> <li>- Elevada cantidad de datos para el entrenamiento, de una red neuronal flexible</li> </ul>
Clasificador Bayesiano	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Puede hacer predicciones en base a datos parciales.</li> <li>-Es relativamente rápido con respecto a otros clasificadores.</li> <li>-Requiere de una pequeña cantidad de datos de entrenamiento</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-No es apto para el manejo de variables aleatorias continuas.</li> <li>-Requiere conocimiento a priori del sistema</li> <li>-Alto coste computacional</li> <li>-Asume una independencia de las características</li> </ul>

Tomando en cuenta el cumplimiento de los requerimientos y expectativas del producto, utilizando la matriz morfológica (Tabla 6), se generó y evaluó 3 conceptos para el diseño del dispositivo (Tabla 11), los cuales fueron resultado de la selección de los elementos más apropiados para el diseño de este. Estos conceptos, en lo posible, cumplen con la intención en cuanto a funcionamiento del dispositivo.

**Tabla 11.-** Conceptos generados para el diseño del dispositivo robótico.

<b>Función</b>	<b>Concepto 1</b>	<b>Concepto 2</b>	<b>Concepto 3</b>
Mitigar el movimiento tembloroso	Motor a pasos	Servomotor	Motor a pasos
Adquisición de las señales producidas por los movimientos involuntarios	Dispositivo Wearable EMG e IMU	Dispositivo Wearable EMG e IMU	Dispositivo Wearable EMG e IMU
Control del dispositivo	Arduino Mega	Raspberry pi	Galileo Board
Clasificar Patrones	Redes neuronales artificiales	Clasificador Bayesiano	Fuzzy Logic

### Evaluación de conceptos

Con la información obtenida en la elaboración de conceptos del dispositivo (Tabla 11), se procedió a la valoración de conceptos (Tabla 12), la cual ayudó a ponderarlos, y así, facilitar la selección del diseño conceptual del mismo.

**Tabla 12.-** Evaluación de conceptos del dispositivo exoesqueleto.

<b>Valoración de Concepto</b>					
<b>Características del dispositivo</b>		<b>Importancia</b>	<b>Concepto</b>		
			<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>
<b>Relevante</b>	Bajo Costo computacional	10	8	6	9
	Facilidad de control	10	8	5	8
	Compacto	8	6	7	5
	Peso	10	7	8	7
<b>Efectivo</b>	Velocidad de Procesamiento	7	4	6	5
	Facilidad de ensamblaje	7	7	7	7
	Seguridad	10	9	9	9
	Precio	8	6	5	5
<b>Flexible</b>	Comodidad del usuario	6	5	5	4
	Personalizable	5	5	5	5
	Ecológico	7	7	7	7
<b>Total</b>			<b>72</b>	<b>70</b>	<b>71</b>

La evaluación de conceptos, como se puede apreciar en la Tabla 12, muestra que el concepto más viable es el número 1, con 72 puntos obtenidos mediante la ponderación realizada. Cabe recalcar que los tres conceptos obtuvieron una ponderación similar y muy cercana, lo que muestra la flexibilidad del sistema.

### Conclusión de la evaluación de conceptos

Debido a que en la evaluación de conceptos la mayor ponderación la obtuvo el concepto número 1, se seleccionó como la más adecuada para el diseño del dispositivo. En gran parte se debe a que la mayoría de sus componentes tienen la característica de Open Source, también es debido a su facilidad de control y de programación que la caracteriza, disminuyendo así, el tiempo requerido para finalizar la etapa de control del dispositivo.

Por último, se realizó un diagrama de bloques de la estructura básica del sistema, la misma que muestra el flujo de información y de energía del dispositivo robótico como se puede apreciar en la Figura 19.

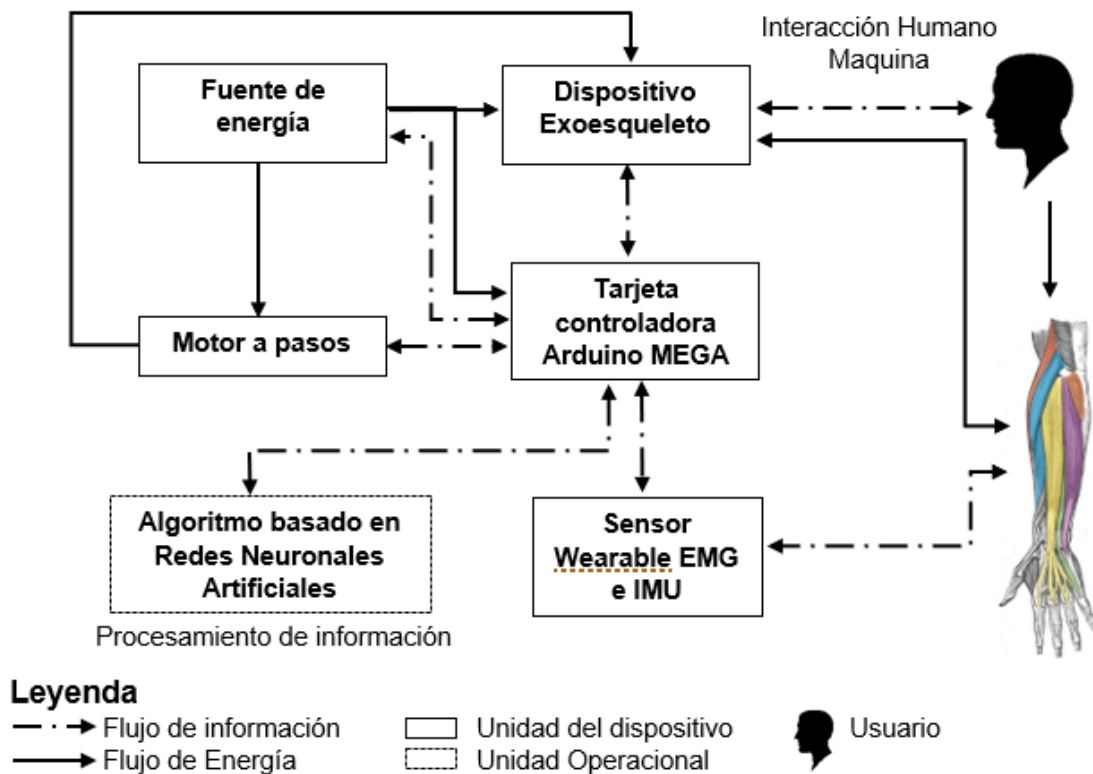


Figura 19.- Diagrama de bloques del dispositivo robótico.

En la Figura 19 también se pueden encontrar los elementos pertenecientes al concepto 1 presentados en la Tabla 11, el cual fue seleccionado como el concepto más viable para el desarrollo de este trabajo de titulación.

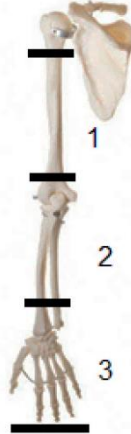
## 2.2 DISEÑO MECÁNICO

Para el tratamiento de este prototipo se utilizó el método de prototipado rápido mediante el uso de impresión 3D, la cual funciona a base de tecnología FMD. Esto último en conjunto con el software de Diseño asistido por computadora (CAD) SolidWorks.

Para el diseño mecánico del dispositivo, se hizo un análisis de la biomecánica del brazo. Esto último con el objetivo de que el diseño del exoesqueleto permita al usuario mover su extremidad superior de la forma más anatómica posible.

Por otro lado, para el modelado 3D del dispositivo se han tenido en cuenta varias consideraciones útiles para su desarrollo, de las cuales se muestran a continuación. Para facilitar el diseño del dispositivo, como se ve en la Figura 20, al brazo se lo dividió en 3 secciones:

- La primera conformada únicamente por la parte superior del brazo.
- La segunda conformada por el antebrazo.
- La tercera conformada por la mano.



**Figura 20.-** División del brazo.

Como se mencionó en un inicio, existen algunos movimientos anatómicos afectados por la EP, de los cuales se trabajará únicamente con el movimiento de pronosupinación del antebrazo. Esto último debido a que se decidió primero validar únicamente el algoritmo del sistema en uno de los movimientos y una vez comprobada su eficacia, expandir los grados de libertad permitidos por el dispositivo en trabajos futuros.

Dicho esto, se debe aclarar que el exoesqueleto únicamente poseerá 2 grados de libertad: Pronación-supinación del antebrazo (motor a pasos) y extensión-flexión de la articulación del codo (sin actuador)

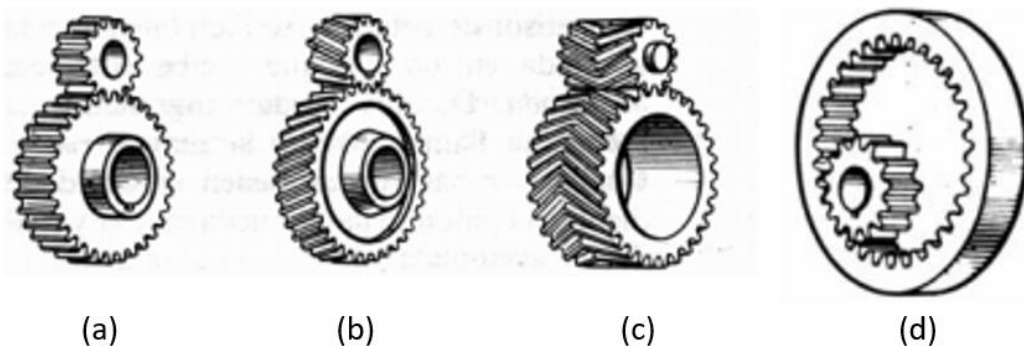
En el dispositivo se incluyó la extensión-flexión del codo como una junta tipo revoluta sin actuador, esto debido a que, por el peso del motor, el dispositivo necesita de sujeción extra para que no se desplace hacia la mano por acción de la gravedad.

### **2.2.1 MECANISMO PARA LA PRONOSUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO**

Para el diseño del mecanismo se tomó en cuenta el análisis del movimiento de pronosupinación expuesto en el capítulo 1. Este mecanismo requiere que la mano gire aproximadamente  $180^\circ$  con respecto al eje horizontal, por lo que para cumplir con este requerimiento se necesitó de un mecanismo que realice el mismo recorrido y posea una amplitud igual o similar a la mencionada.

Se consideró un sistema de engranes de ejes paralelos ya que satisface lo antes mencionado. Existen varias configuraciones de este tipo de sistemas de engranes, los cuales se pueden observar en la Figura 21





**Figura 21.-** Tipos de engranes de ejes paralelos.

**Nota:** (a) Engrane cilíndrico recto con ejes paralelos y dientes externos, (b) Engrane cilíndrico helicoidal con ejes paralelos, (c) Engrane cilíndrico doble helicoidal con ejes paralelos, (d) Engrane cilíndrico con dientes rectos interiores y ejes paralelos

(Carreño Trujillo, 2014)

Para la selección de la configuración del sistema de engranes se realizó una comparación entre las ventajas y desventajas que cada una de estas posee. Los resultados de dicho análisis se muestran en la Tabla 13.

**Tabla 13.-** Ventajas y desventajas de la configuración del sistema de engranes.

Configuración	Compacto	Facilidad de diseño	Facilidad de fabricación	Facilidad de instalación	Total
Engrane cilíndrico recto con ejes paralelos y dientes externos	Si	Si	Si	Si	4
Engrane cilíndrico helicoidal con ejes paralelos	Si	No	No	Si	2
Engrane cilíndrico doble helicoidal con ejes paralelos	Si	No	No	No	1
Engrane cilíndrico con dientes rectos interiores y ejes paralelos	No	Si	Si	No	2

Por otra parte, para el posicionamiento del mecanismo se analizaron 2 posiciones a lo largo del antebrazo: la parte proximal y la parte distal. En relación con la sujeción del exoesqueleto hacia el paciente, Rocon, Belda y Sánchez (2014) demostraron experimentalmente que, en relación con el confort, cualquier punto en el antebrazo puede soportar la misma presión sin producir incomodidad, por lo que el dispositivo se puede posicionar sobre cualquier punto del antebrazo.

Dicho esto, y una vez seleccionada la configuración de engranajes presentada en la Tabla 13, se procedió al diseño y modelado de cada una de las piezas que conforman el exoesqueleto. Cabe señalar que el mecanismo del dispositivo se ubicará en la parte distal del antebrazo, cerca de la muñeca, y este estará conformado por dos engranes rectos que permitirán la pronosupinación de la mano.

## Toma de medidas antropométricas para el diseño

Debido a la falta de base de datos de medias antropométricas de personas con EP, para determinar el tamaño del dispositivo, se tomaron medidas antropométricas (Anexo 1) para que el dispositivo robótico pueda ser usado por toda la población de estudio y buscar la adaptación del dispositivo a la población, generando confort para cada usuario.

Eventualmente, para posteriores cálculos y dimensionamiento del exoesqueleto, se tomará en cuenta las medidas obtenidas en la medición previamente mencionada.

### 2.2.2 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO

Esta parte del dispositivo se diseñó para que se colocara alrededor del bíceps y fuese ajustable. Además, para su diseño, se seleccionaron las medidas antropométricas de mayor tamaño para que los usuarios que estén por debajo de estas se la puedan ajustar y colocar mediante una sujeción con bandas elásticas, dotadas de un sistema de cierres de gancho-bucle o más conocido como cierres por contacto.

Como medida referencial para la selección del tamaño del bíceps, se tomó en consideración el estudio dado por Shidfar et al., el cual habla acerca del estado nutricional en pacientes con enfermedad de Parkinson y su relación con la gravedad de la enfermedad. Para este estudio se procuró un muestreo de varios índices antropométricos en 130 pacientes de varios estadios en la escala de Hoehn y Yahr.

De dicho muestreo se consiguió que, el índice de la circunferencia media del brazo (MAC), el cual se utilizó en este trabajo como referencia para el mínimo valor de la circunferencia del bíceps. Cabe recalcar que se usó el valor más alto del índice MAC ( $27.3 \pm 3.4$ ) de los pacientes con estadio II, esto último debido a que este trabajo se enfoca en estadios I y II de dicha escala. Tomando en cuenta lo antes mencionado, para el diseño se manejó el valor más alto de MAC, el cual tiene una medida de 30.7 [cm]. Dicho esto, se calculó el diámetro mínimo que debería tener la pieza mediante la utilización de la ecuación 1

$$P_{\text{círculo}} = 2\pi \times \frac{d}{2} \quad [1]$$

Dónde:

P = Perímetro del círculo

d = Diámetro del círculo

Se obtiene entonces, despejando el diámetro en la ecuación 1, la ecuación 2, la cual representa el mínimo valor del diámetro que debe tener dicha pieza.

$$d_{\text{biceps}} > \frac{P_{\text{círculo}}}{\pi} \quad [2]$$

Dónde:

P = Perímetro del círculo

d = Diámetro del círculo

Entonces mediante la ecuación 2, se obtuvo:

$$d_{\text{biceps}} > \frac{30.7 \text{ [cm]}}{\pi} \times \frac{10 \text{ [mm]}}{1 \text{ [cm]}} = 97.72 \text{ [mm]}$$

A continuación, se hizo el diseño de la segunda parte, la cual conecta la primera con la segunda. La longitud de referencia fue tomada de la base de datos antes mencionada, la cual contiene datos de las medidas antropométricas realizadas. Es necesario mencionar que se tomó en cuenta la estatura promedio de los ecuatorianos, obtenidos del estudio realizado por la organización mundial de la salud (OMS) en conjunto con la revista de investigación E-life (NCD-RisC, 2016).

La longitud seleccionada de las piezas fue de 165 [mm] y 115[mm] respectivamente, y se diseñó, en el extremo inferior de estas, un tope mecánico para que el usuario del dispositivo solo pueda ejercer una flexión de 90 grados y una extensión de 180 grados.

Por otro lado, debido a que la articulación del codo únicamente posee un grado de libertad, este extremo se unirá a la segunda parte de dispositivo mediante una unión tipo revoluta, la cual permitirá la flexión y extensión del codo.

En una de las piezas, mediante pernos DIN M3 se colocará la tarjeta controladora, por lo que su ancho será más grande en comparación con la otra.

La segunda sección del dispositivo consta de 5 piezas en total, una pieza de sujeción en el antebrazo, el piñón (engrane 1), la pieza de soporte la corona (engrane 2), y, por último, 2 piezas que unen la primera y la segunda parte. Una de las piezas antes mencionadas, sirve como soporte y sujeción del motor,

La medida para el diseño de la pieza de sujeción del antebrazo se tomó de la misma base de datos, dando como resultado una circunferencia de antebrazo de 28.90 [mm]. Con esta medida, y mediante la aplicación de la ecuación 2, se obtuvo el diámetro mínimo que debe tener dicha pieza.

$$d_{\text{antebrazo}} > \frac{28.5[\text{cm}]}{\pi} \times \frac{10 [\text{mm}]}{1 [\text{cm}]} = 90.72 [\text{mm}]$$

Una vez realizado el cálculo se decidió que el diámetro de la pieza del antebrazo sea de 92 [mm]. Esta también tendrá una sujeción por medio de un elástico y cierres por contacto.

Con respecto a las longitudes de las dos piezas de unión entre las primera y segunda parte, se utilizaron las medidas obtenidas de la base de datos antropométrica, obteniendo una longitud de 72 [mm]. Cabe recalcar que, en el extremo de esta, se realizó el tope mecánico mencionado con anterioridad.

La segunda pieza de unión antebrazo-bíceps se realizó con una longitud mucho más grande que la anterior, ya que también es la que va a sujetar el motor. Se tuvo en cuenta también que la longitud debe ser la suficiente para que exista un espacio y colocar el sensor en el antebrazo del usuario (52 [mm] aprox.). Para este cálculo, se utilizó la ecuación 3, la cual calcula la distancia mínima del valor de la longitud de la pieza en mención.

$$L_{\text{ps2}} > 72[\text{mm}] + 52[\text{mm}] + L_{\text{motor}}[\text{mm}] \quad [3]$$

Dónde:

$L_{\text{ps1}}$  = Longitud pieza 1 sujeción antebrazo/bíceps

$L_{\text{motor}}$  = Longitud del motor

$L_{\text{ps2}}$  = Longitud pieza 2 sujeción antebrazo/bíceps

Por lo tanto, y utilizando la longitud de la pieza 1 de sujeción antebrazo-bíceps, así como la longitud del motor, se obtuvo que la longitud de la pieza debía ser:

$$L_{\text{ps1}} = 72 [\text{mm}]$$

$$L_{\text{ps2}} > 124 [\text{mm}] + L_{\text{motor}}[\text{mm}]$$

Por el momento no se puede definir la longitud de esta pieza, así que se estimara en 152 [mm], debido a una longitud aproximada del motor.

Para el diseño del piñón y la corona (engranes 1 y 2), se manejó como datos el módulo y el ángulo de presión. La ecuación 4 se usa para obtener el mínimo número de dientes que debe poseer la corona para que no exista interferencia en el sistema de engranes.

$$N_p = \frac{(2 \times (k))}{(1 + 2 \times m) \times (\sin^2(\phi))} \times (m + (\sqrt{m^2 + (1 + 2 \times m) \times \sin^2(\phi)})) \quad [4]$$

Dónde:

m = Módulo

$N_p$  = Número de dientes del piñón

k = 1 para dientes de profundidad completa y 0.8 para dientes cortos

$\phi$  = Ángulo de presión

La ecuación 5 se usa para obtener el máximo número de dientes posibles en la corona para que no exista interferencia en el sistema de engranes.

$$N_G = \frac{N_p^2 \times \sin^2(\phi) - (4 \times 1)}{(4 \times 1) - 2 \times N_p \times \sin^2(\phi)} \quad [5]$$

Donde:

m = Módulo

$N_p$  = Número de dientes del piñón

$N_G$  = Número de dientes de la corona

$\phi$  = Ángulo de presión

k = 1 para dientes de profundidad completa y 0.8 para dientes cortos

Como ángulo de presión se eligió un ángulo de 20°, ya que es uno de los ángulos comúnmente usados (Budynas & Nisbett, 2012), así como también se seleccionó un módulo de 3.5 debido a la ventaja mecánica que nos brinda. Para el valor de k, se utilizó el valor para dientes de profundidad, ya que se requiere que el contacto de dientes sea lo más cerrado posible.

Entonces se procedió, con los datos mencionados, y, mediante la ecuación, a calcular el mínimo número de dientes que debe tener el piñón para que no exista interferencia, el cual dio como resultado:

$$N_p = \frac{(2 \times (1))}{(1 + 2 \times 3.5) \times \sin^2(20)} \times (3.5 + \sqrt{(3.5)^2 + (1 + 2 \times 3.5) \times \sin^2(20)})$$

$$N_p = 15.24$$

Posteriormente se calculó el mayor número de dientes de la corona con un piñón especificado (antes calculado) y libre de inferencia. Entonces el resultado obtenido fue:

$$N_G = \frac{N_p^2 \times \sin^2(\phi) - (4 \times 1)}{(4 \times 1) - 2 \times N_p \times \sin^2(\phi)} = 45.49$$

Para la selección del número de dientes, también se tuvo en cuenta el diámetro interno del engrane, el cual se calculó mediante la utilización de las ecuaciones 6, 7, 8 y 9. La ecuación 6, presentada a continuación, calcula el diámetro primitivo del engrane.

$$d = m \times N \quad [6]$$

Donde:

$d$  = Diámetro de paso

$N$  = Número de dientes

$m$  = Módulo

Entonces como resultado se tuvo que:

$$d_p = m \times N_p = 4 \times 15 = 60 \text{ [mm]}$$

$$d_G = m \times N_G = 4 \times 30 = 120 \text{ [mm]}$$

Las ecuaciones 7 y 8 calculan el tamaño de la cabeza o addendum del engrane, así como su raíz o dedendum. Estas ecuaciones dependen del ángulo de presión, y, cabe recalcar sirven para un ángulo de presión de  $20^\circ$ , el cual fue seleccionado con anterioridad.

$$a = 1 \times m \quad [7]$$

$$b = 1.25 \times m \quad [8]$$

Dónde:

$a$  = Cabeza o addendum

$b$  = Raíz o dedendum

Como resultado se obtuvo que:

$$a = 1 \times m = 3.5$$

$$b = 1.25 \times m = 4.375$$

Una vez obtenidos estos datos, se pueden obtener los diámetros interior y exterior de cada engrane, con los mismos que se procedió a diseñar la pieza de soporte del engrane tipo corona.

Por último, la ecuación 9 y 10, calculan el diámetro interno y externo de un engrane, respectivamente. Su cálculo requiere, como datos de entrada, los valores obtenidos con anterioridad.

$$d_e = d + 2 \times a \quad [9]$$

$$d_i = d - 2 \times b \quad [10]$$

Donde:

$d_e$  = Diámetro externo

$d_i$  = Diámetro interno

Una vez calculado lo anterior, tenemos que como resultado de que esta por la selección de datos iniciales, se obtuvieron los diámetros siguientes:

$$d_{e-p} = d_p + 2 \times a = 67 \text{ [mm]}$$

$$d_{e-G} = d_G + 2 \times a = 127 \text{ [mm]}$$

$$d_{i-p} = d_p - 2 \times b = 51.25 \text{ [mm]}$$

$$d_{i-G} = d_G - 2 \times b = 111.25 \text{ [mm]}$$

Dónde:

$d_{e-p}$  = Diámetro externo del piñón

$d_{e-G}$  = Diámetro externo de la corona

$d_{i-p}$  = Diámetro interno del piñón

$d_{i-G}$  = Diámetro interno de la corona

Como resultado final se tuvo el engrane del piñón, este debe ser mayor o igual a 15.24 dientes, por lo que se seleccionaron 15 dientes para el piñón. Por otro lado, la corona debe de tener un máximo de 45.49 dientes, por lo que fueron seleccionados 30.

Cabe señalar que para la selección del número de dientes se tuvo en cuenta el diámetro interno del engrane, esto último en base también a que el valor del diámetro interno no esté por debajo de 110 [mm], ya que produciría una distancia entre centros mayor, y por ende un aumento en el diámetro del piñón.

Con estos datos comenzó el diseño del sistema de transmisión de potencia mediante engranes rectos. Para esto se utilizó el toolbox del programa SolidWorks, en el cual, se pueden modelar engranes rectos con diferentes de ángulos de presión, módulos, número de dientes, diferentes tipos de chavetas, entre otros aspectos modificables.

Por último, se diseñó la pieza de soporte de la corona (engrane 2), el mismo que tiene un camino por donde tres pernos guías hacen su recorrido para lograr así el movimiento de pronación y supinación del antebrazo. El diámetro fue seleccionado con las medidas antropométricas realizadas. El diámetro utilizado fue de 72[mm].

La tercera sección del dispositivo consta de 3 piezas: La corona (engrane 2), la cual también cumple el objetivo de integrar la segunda y tercera parte; una pieza para el dorso de la mano en la que se acoplará un guante para sujeción de la mano hacia el dispositivo, y, por último, una pieza que una las antes mencionadas.

Para el cálculo de la pieza del engrane 2 (corona), se tuvo en cuenta el diámetro interior del engrane, siendo calculado con anterioridad y cuyo resultado fue de 111.25 [mm]. Por otro lado, el diámetro de la pieza se diseñó para que encajara con la que servirá de soporte y de guía para el recorrido de los pernos.

Cabe recalcar que la corona (engrane 2), se diseñó con el número de dientes que se obtuvo en los cálculos, pero debido a que no se requerían todos para completar los movimientos deseados, una gran sección de estos fue eliminada.

Posteriormente, se diseñó la pieza que sirve para acoplar el guante se diseñó con las medidas antropométricas tomadas. En esta pieza se ha procurado que exista una unión anatómica entre la mano y la pieza mencionada, evitando que, de ninguna manera, exista incomodidad para usuario. Los cortes con forma rectangular se realizaron para poder facilitar el acople entre el guante y dicha pieza.

Por último, se realizó la pieza que une las 2 antes mencionadas. Su longitud y altura también se las obtuvo mediante la medición antropométrica. La longitud y la altura seleccionada fueron de 120 [mm] y 35 [mm], respectivamente.

### **Conclusión diseño mecánico**

Como resultado final de la integración de las tres partes que conforman el dispositivo robótico tenemos la Figura 36, en la cual se puede apreciar los diferentes elementos mencionados anteriormente.

### **2.2.3 ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS**

#### **Consideraciones para el estudio por elementos finitos**

Para el diseño de las partes que conforman el dispositivo, se utilizó el Análisis por Elementos Finitos (FEA) aplicado a través de software de Ingeniería Asistida Por computadora (CAE) Ansys. Este software permite efectuar análisis de piezas sometidas a fenómenos físicos, obteniendo así resultados relativamente rápidos y muy cercanos a la realidad. Cabe mencionar que el criterio empleado para la validación del dimensionamiento de las piezas del dispositivo es el esfuerzo de von Mises con relación al esfuerzo de fluencia del material. Por otro lado, las cargas aplicadas usadas serán mencionadas posteriormente.

#### **Mallado**

Para la generación de malla del modelo en 3D del dispositivo se utilizó un mallado tetraédrico y un tamaño de elemento de 2 [mm], dando como resultado 1,052,875 de elementos y 1,600,677 nodos. El promedio de la relación de aspecto del mallado es de 2.0416, y, al estar por debajo de 3, se puede considerar que proporcionó resultados aceptables (Felippa, 2004).

## **2.3 DISEÑO DE SOFTWARE Y ESTRATEGIA DE CONTROL**

### **Adquisición de datos del movimiento tembloroso**

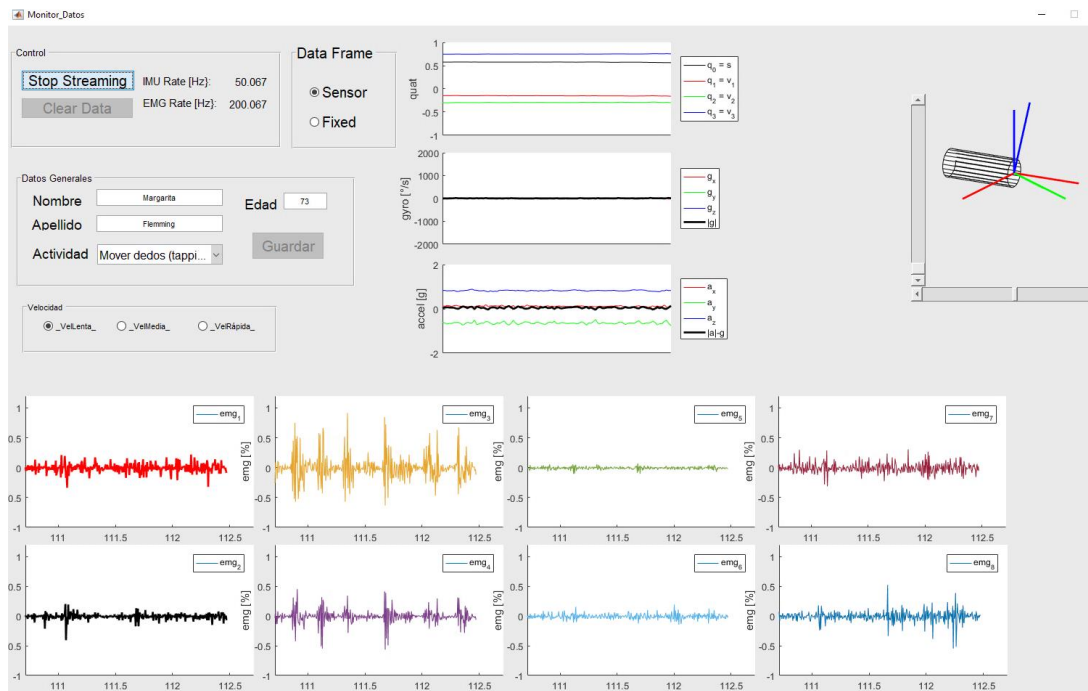
Para lograr controlar el dispositivo, se realizó un trabajo de campo en el Hospital de especialidades Eugenio Espejo, en el cual se obtuvo información



de 13 pacientes diagnosticados con EP (Anexo 6), los cuales están bajo el cargo del Dr. Fernando Alarcón, neurólogo especialista en trastornos de movimiento.

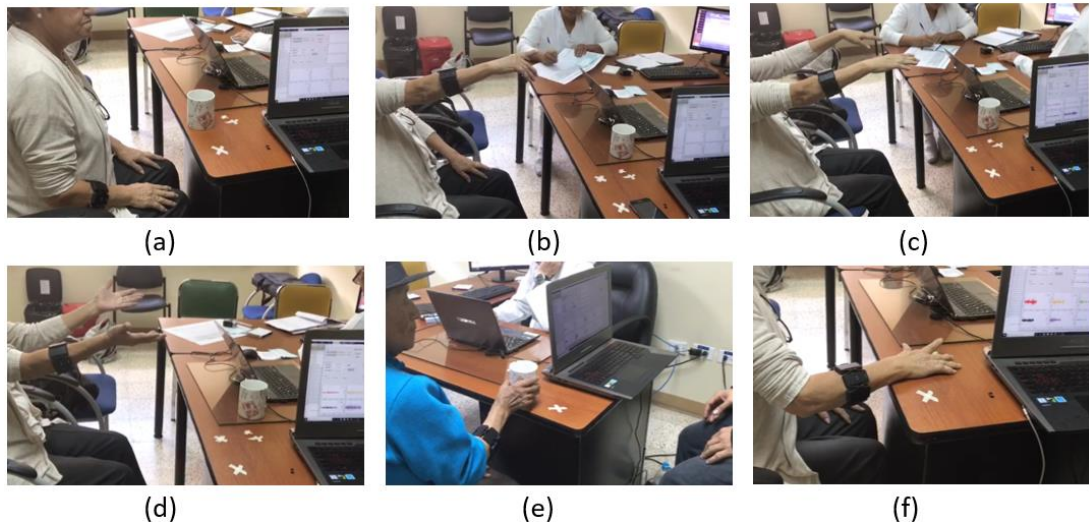
La adquisición de datos se realizó mediante la utilización del dispositivo wearable MYO Armband, el cual se conectó mediante bluetooth a una computadora portátil. Para la visualización y almacenamiento de datos, se realizó la integración de tres programas diferentes: el software matemático Matlab, la aplicación MyoConnect y Microsoft Excel.

Puede mencionarse que la vinculación Matlab-Myo se realizó mediante la utilización del Myo SDK para Matlab, cuya adaptación es dada por Mark Tomaszewski del paquete SDK proporcionado por los desarrolladores del dispositivo MYO Armband. En la Figura 22, se puede apreciar la GUI (interfaz gráfica de usuario) realizada en Matlab GUI, siendo una modificación del programa GUI desarrollado por Mark Tomaszewski (Tomaszewski, 2015).



**Figura 22.-** GUI desarrollada en base paquete Myo SDK para Matlab

Una vez realizada la conexión, se procedió a la adquisición de datos del movimiento tembloroso, para lo cual se les pidió a los pacientes, mientras llevaban puestos el dispositivo wearable MYO Armband (Anexo 3), realizaran 7 actividades, las cuales fueron seleccionadas por ser estimuladoras del temblor parkinsoniano (Anexo 4). Cada una de las actividades se las realizó a tres diferentes velocidades: velocidad lenta, media y rápida.



**Figura 23.-** Actividades realizadas por los pacientes

**Nota:** (a) Persona en reposo, (b) Persona apuntando hacia un objeto, (c) Brazos Extendidos, mano en pronación, (d) Brazos Extendidos, mano en supinación (e) Mover una taza de izquierda a derecha y de derecha a izquierda (f) Mover los dedos alternadamente

Para la adquisición de datos que se realizó, se usó una frecuencia de muestreo de 200[Hz] para el almacenamiento de datos de los electrodos, y una frecuencia de muestreo de 50[Hz] para el sistema de medición inercial (IMU). La base de datos obtenida consta de porcentaje de activación de los músculos del antebrazo, así como también su posición y orientación absoluta.

### 2.3.1 ANÁLISIS DE DATOS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA

Este análisis se realizó con el objeto de identificar la frecuencia responsable del temblor parkinsoniano (temblor en reposo), el cual se encuentra entre los 3 y los 6 [Hz] (Linazasoro Cristóbal, López del Val, López García, Martínez Martínez, & Santos Lasaosa, 2012).

Una vez obtenidos todos los datos de los pacientes con EP, se realizó un análisis espectral con el objetivo de extraer información relevante de las señales. Para realizar dicho análisis, se utilizó la ecuación 9, la cual representa a la transformada rápida de Fourier.

$$y_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad [11]$$

Para un  $n=1,2,3,\dots, N-1$

Dónde:

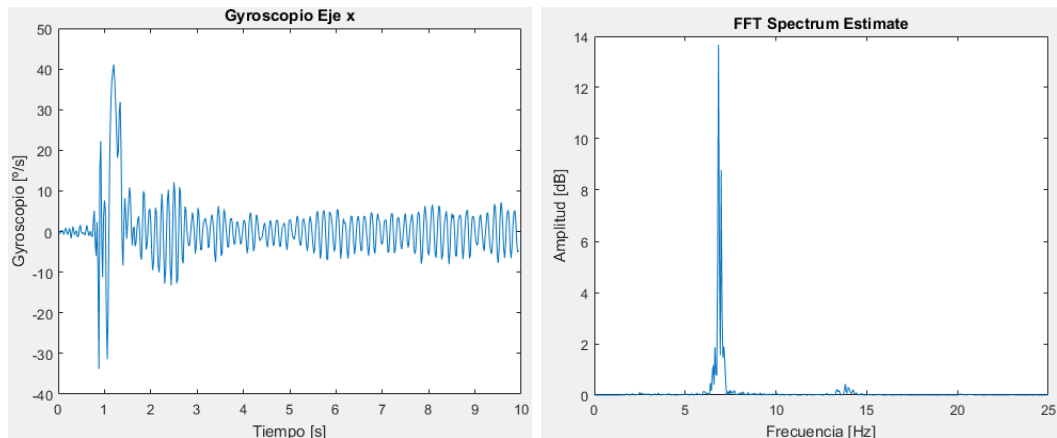
$x$  = Secuencia de entrada.

$b$  = Número de elementos de  $x$

$y$  = Resultado de la transformación.

El objetivo de aplicar esta transformada es realizar el cambio del dominio del tiempo hacia el dominio de la frecuencia. Como resultado de la aplicación de

la FFT mediante el software matemático Matlab, se obtuvieron gráficas que ayudaron a identificación de la frecuencia del temblor producido durante la ejecución de cada actividad. En la Figura 24 se puede observar el cambio de dominio que sufre una señal cuando se le aplica la FFT.



**Figura 24.-** Gráfico del cambio de dominio mediante la FFT.

**Nota:** Actividad realizada: Persona en reposo. Paciente 12

Mediante la utilización de la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT) presentada en la ecuación 12, se realizó el cálculo del espectrograma ecuación 13. Esto último para lograr una mejor visualización e identificación de la frecuencia antes mencionada.

$$\text{STFT}\{x[n]\} = X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n - m]e^{-j\omega n} \quad [12]$$

Dónde:

$x[n]$  = Señal por transformar

$w[n]$  = Ventana.

$m$  = Tiempo discreto.

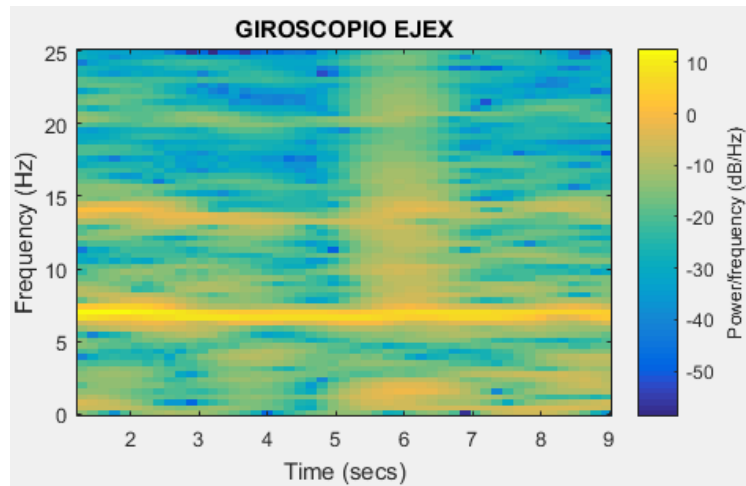
$n$  = Tiempo.

$$\text{Espectrograma}\{x(t)\} = |X(\tau, \omega)|^2 \quad [13]$$

Dónde:

$\{x(t)\}$  = Señal por transformar

$X(\tau, \omega)$  = STFT de  $x(t)x(t - \tau)$ .



**Figura 25.-**Espectrograma resultado del análisis espectral.

**Nota:** Actividad: Persona en reposo. Paciente 12

Comúnmente se realiza la transformada rápida de Fourier para, eventualmente, calcular el espectro de potencia (PS), así como también, la densidad espectral de potencia (PSD). Esta última se puede apreciar en la ecuación 14, y se define como:

$$PSD = \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} r_{mm}(k)e^{-ik\omega} \quad [14]$$

Dónde:

$r_{mm}(k)$  = Función de auto correlación.

$e^{-ik\omega}$  = k-ésimo armónico de la señal

El cálculo de la PSD se lo realizó con el fin de extraer las características de la señal en el dominio del tiempo. Existen algunos variables estadísticas que son aplicables a la densidad espectral de potencia de una señal EMG, siendo las más utilizadas la media y la mediana (Phinyomark, Sirinee , Huosheng, Pornchai , & Limsakul, 2012).

En la ecuación 15 y la ecuación 16 se puede apreciar la media y la mediana aplicadas al análisis espectral. Estas variables estadísticas toman el nombre de frecuencia media (MNF) y frecuencia mediana (MDF), respectivamente.

$$MNF = \sum_{j=1}^M f_j P_j / \sum_{j=1}^M P_j \quad [15]$$

Dónde:

$P_j$  = Espectro de potencia de la señal en el intervalo de frecuencia j.

$M$  = Longitud del intervalo de la frecuencia.

$f_j$  = Valor de frecuencia de espectro de potencia de la señal en el intervalo de frecuencia j.

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MNF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad [16]$$

Dónde:

$P_j$  = Espectro de potencia de la señal en el intervalo de frecuencia  $j$ .

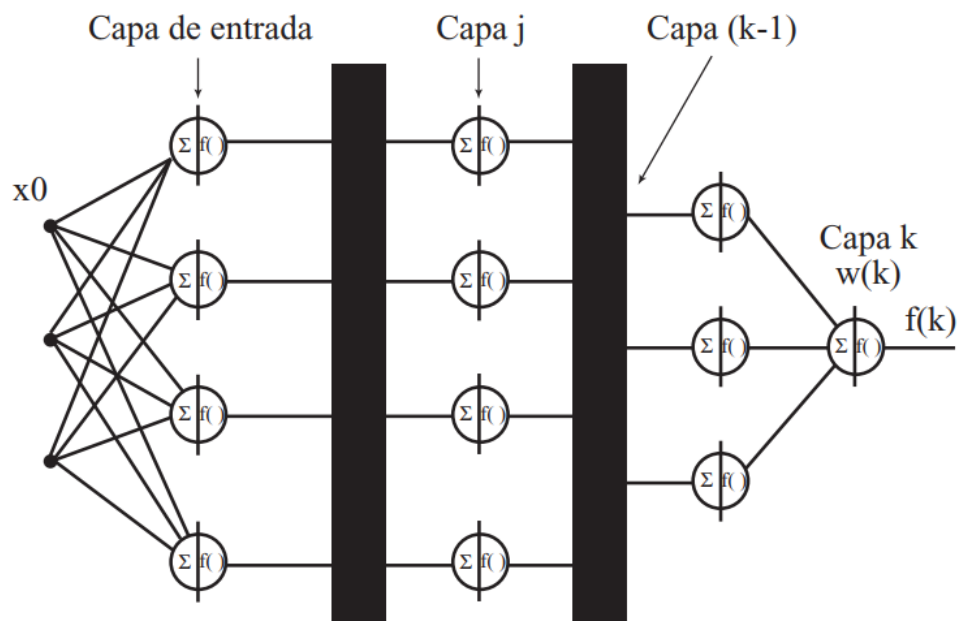
$M$  = Longitud del intervalo de la frecuencia.

Fueron calculadas estas dos variables estadísticas para ser usadas como entrada durante el proceso de entrenamiento de la red neuronal artificial, de la que se hablara más adelante.

### 2.3.2 ESTRATEGIA DE CONTROL

El algoritmo de control del dispositivo robótico se realizó mediante la utilización de inteligencia artificial. Dicho algoritmo se basó en redes neuronales artificiales (RNA) multicapa, las cuales se usaron con el objetivo de buscar y clasificar patrones similares en las señales electromiográficas obtenidas de los pacientes con EP.

De las diferentes topologías de RNA existentes, se seleccionó la RNA Backpropagation (redes neuronales con retro propagación de error, Figura 26). La selección se debió a la capacidad de optimización que esta red posee, ya que permite, al definir el gradiente del error, minimizarlo con respecto a los parámetros de dicha red (Ponce Cruz, 2010).



**Figura 26.-** Arquitectura de una red backpropagation.  
(Ponce Cruz, 2010)

La estrategia buscó controlar el motor a pasos de la siguiente manera: mediante el entrenamiento de una red neuronal para varias actividades, realizar una compensación de los pesos de la red, y con esto, obtener salidas

que reconozcan el temblor en las señales EMG, controlando así la ortesis activa. Esta red neuronal artificial, la cual se puede apreciar en la Figura 27, se diseñó con ayuda del toolbox de inteligencia artificial del software matemático Simulink perteneciente a Matlab.

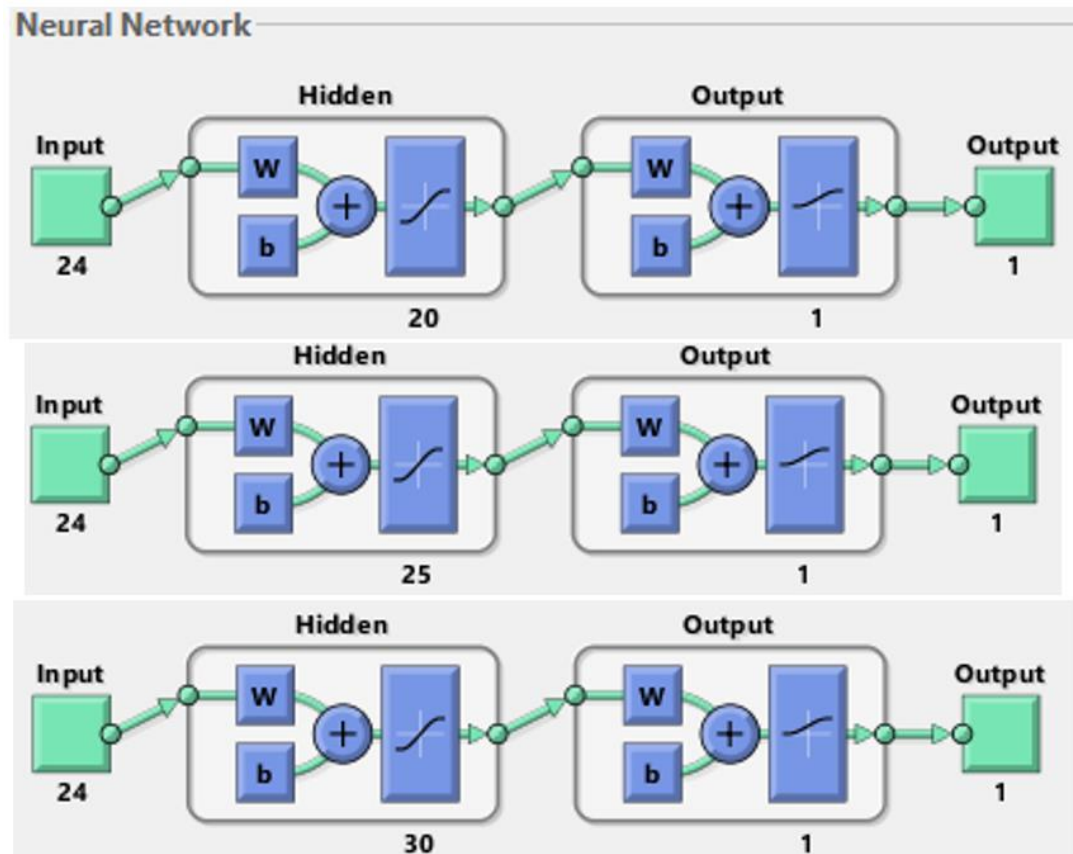


Figura 27.- Red neuronal diseñada en Matlab con 8 electrodos de entrada

### Entrenamiento de la red neuronal artificial

Se utilizó la herramienta nntool que posee Matlab para realizar el entrenamiento de redes neuronales artificiales. Esta herramienta permite desarrollar diferentes tipologías de redes con diferentes tipos de algoritmos y algunos otros tipos de variaciones.

Para el entrenamiento de la red neuronal del presente trabajo, seleccionaron funciones sigmoideas a la entrada y a la salida de la red, esto debido a que su derivada siempre es positiva y cercana a cero para valores altos positivos o negativos, lo cual permite utilizar reglas de aprendizaje definidas para funciones tipo escalón, con la ventaja de que la derivada de la función sigmoide estará definida en todo el intervalo. (Ponce Cruz, 2010)

En un inicio se utilizaron únicamente los valores obtenidos del cálculo de la frecuencia media (MNF) y mediana (MDF), pero debido a que su resultado no era favorable ni cercano al esperado, se decidió utilizar otro estadístico más, la varianza, mostrado en la ecuación 17.

$$\sigma^2 = \frac{\sum(x - \bar{x})^2 \cdot f}{n} \quad [17]$$

Dónde:

$\sigma^2$  = Varianza.

$\sigma$  = Desviación estándar.

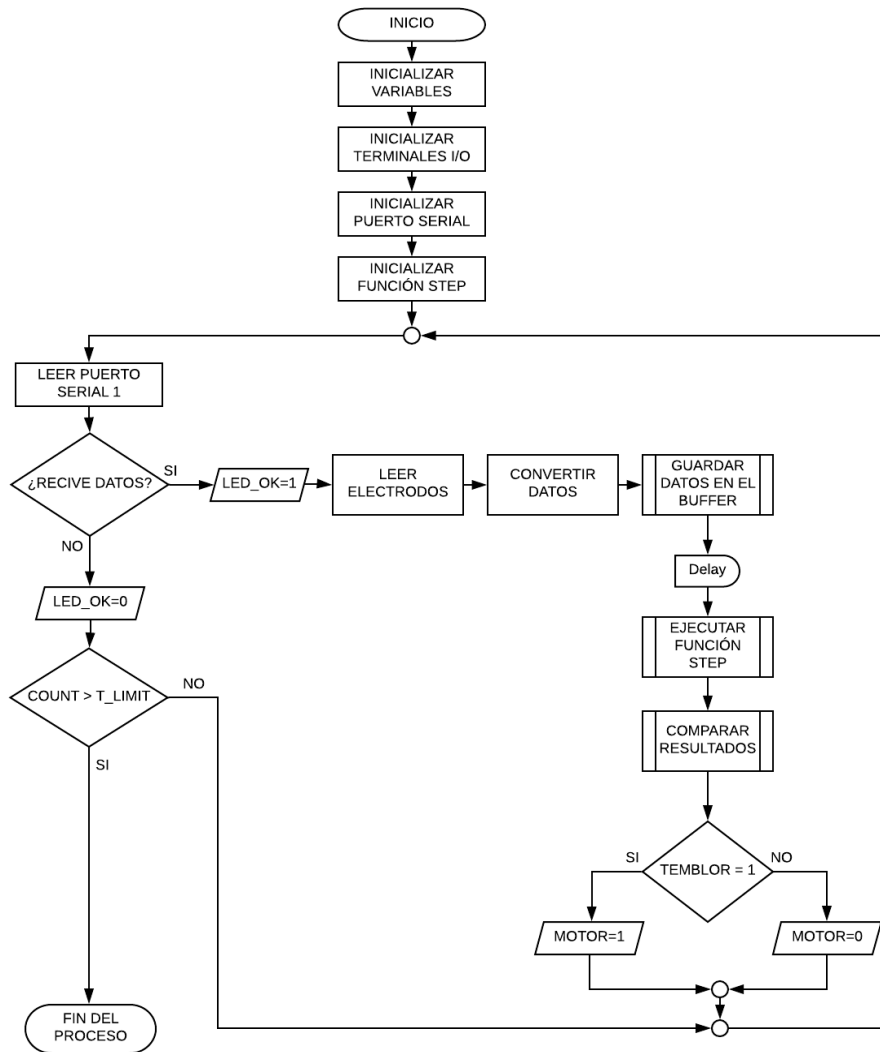
Cada paciente requirió de un entrenamiento individual, para cada una de las actividades que se efectuaron. Entonces, mediante la herramienta Simulink de Matlab, utilizándose como vectores de entrada tres neuronas para cada uno de los electrodos, se procedió a entrenar una red neuronal para cada paciente. Estas tres entradas constan de los valores del cálculo de las variables estadísticas MNF, MDF y la varianza.

Para obtener la mejor respuesta, se realizó varios entrenamientos con la modificación del número de neuronas en la capa oculta. Se consideraron múltiplos de 5, por lo que, se entrenó la red con: 5, 10, 15, 20, 25, 30 y 35 neuronas en la capa oculta. Cabe señalar que el número máximo y mínimo fueron seleccionados tomando en cuenta a la respuesta entregada por la red, ya que un número muy elevado de neuronas no generaban valores viables para este tipo de clasificación.

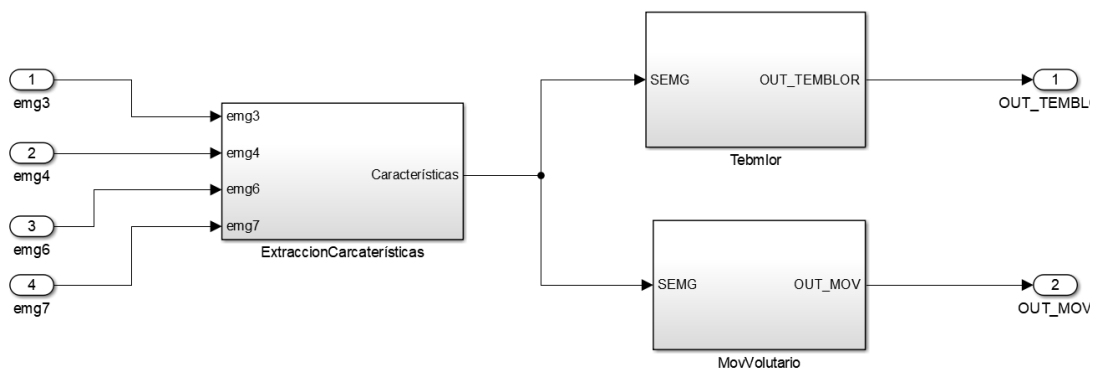
Entonces, dicho esto, la red neuronal de entrenamiento poseía 24 neuronas de entrada y una neurona de salida, esta estructura se mantenía para cada una de las actividades, y para cada paciente, lo único que cambiaba era el número de neuronas en la capa oculta, como se vio anteriormente en la Figura 27.

### **2.3.3 DISEÑO DEL SOFTWARE**

En la Figura 28 se puede observar el diseño del software plasmado en un diagrama de flujo. La función step fue generada por Simulink CodeGeneración. Con esta herramienta se logró la generación del código c para lograr ejecutar la programación realizada en bloques de Simulink en Arduino. El programa realizado en Simulink (función step, Figura 29) está encargada de la extracción de características de las señales sEMG, y también, de la ejecución de la red neuronal.



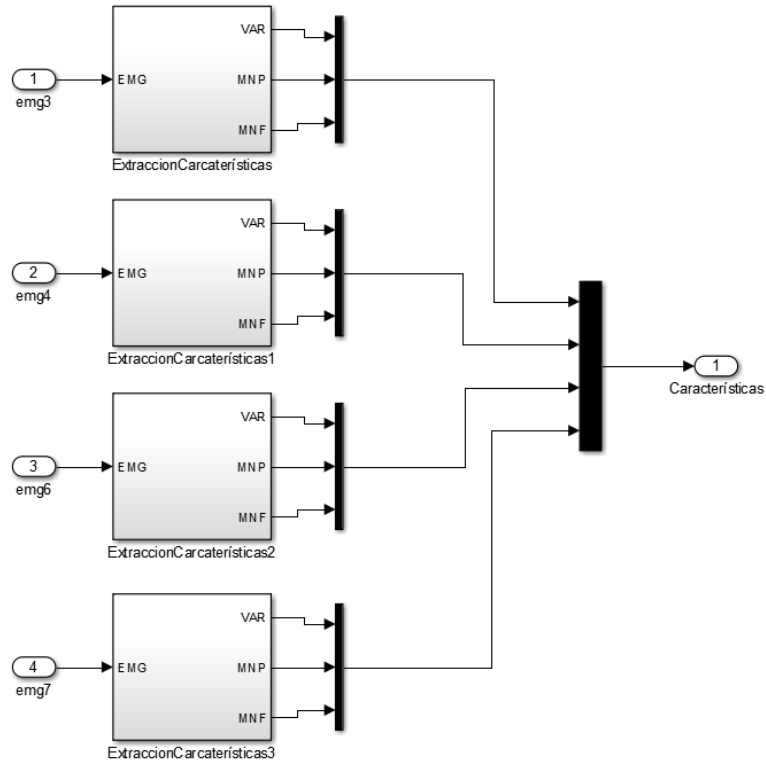
**Figura 28.-** Diagrama de flujo del software del dispositivo  
**Nota:** Programa para el sistema embebido.



**Figura 29.-** Función Step desarrollada en Matlab.

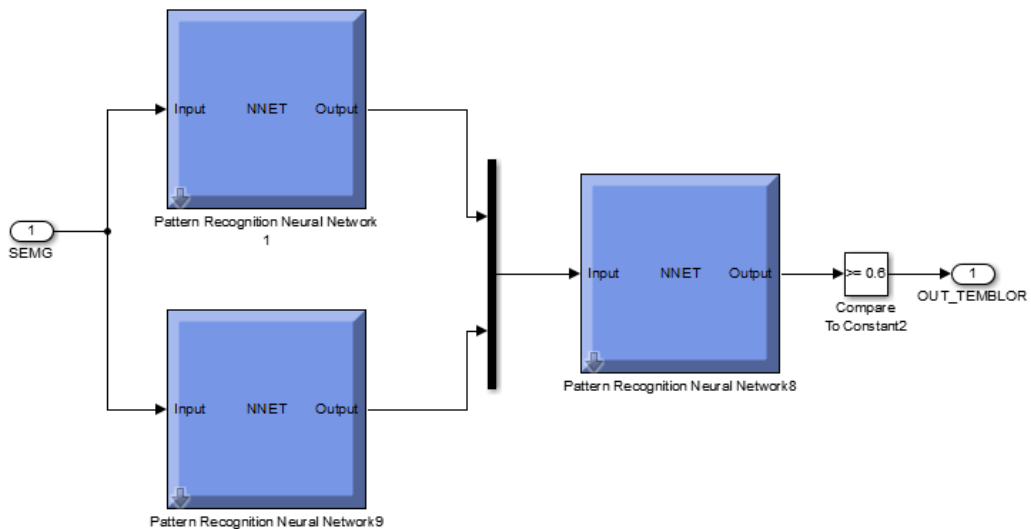
El contenido del bloque de “Extracción de características” se puede apreciar en la Figura 30, la misma que, como se mencionó con anterioridad, extrae información relevante en dominio de la frecuencia para así lograr entregar dicha información a la red neuronal.





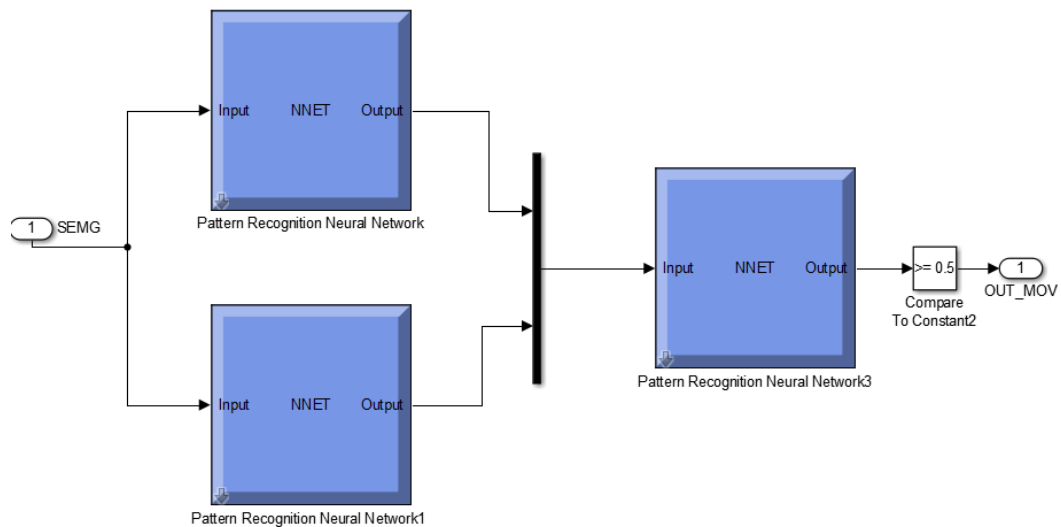
**Figura 30.-** Bloque extracción de características.

El interior de los bloques “Temblor” y “MovVoluntario” se puede observar en la Figura 31 y Figura 32, respectivamente. Esta red neuronal se entrenó con dos pacientes, los más representativos, o, dicho de otra manera, en los cuales el temblor estaba mucho más presente comparado con otros. Se puede decir que cada una de estas redes está conformada por dos neuronas, que a su vez son redes neuronales.



**Figura 31.-** Bloque Temblor.

**Nota:** Red neuronal que detecta el temblor



**Figura 32.-** Bloque MovVoluntario.  
**Nota:** Red neuronal que detecta el movimiento voluntario.

El software diseñado en este apartado contiene 2 redes neuronales las cuales fueron entrenadas únicamente con 4 electrodos. Estos electrodos fueron elegidos por su ubicación, ya que, al estar cercanos o por encima de los músculos de pronación y supinación, se obtuvieron mejores resultados en la clasificación de los patrones.

Por otro lado, se debe aclarar que la red neuronal se debe entrenar para cada usuario que use el dispositivo, esto es debido a que, como las señales EMG son señales que están sujetas a varios factores que las modifican, no siempre se repiten los mismos patrones entre diferentes individuos.

finalmente, ubicamos primordial establecer la conexión bluetooth entre el dispositivo Myo Armband y la tarjeta controladora Arduino MEGA, se utilizó la librería de alto nivel MyoBridge (Roland, 2015) para Arduino, la cual incluye un firmware para el módulo bluetooth BLE HM-11 y HM-10.

## 2.4 DISEÑO DEL CIRCUITO ELÉCTRICO

Para el diseño del circuito eléctrico se tuvo que considerar la conexión entre varios elementos, los cuales se pueden apreciar en la Tabla 14.

**Tabla 14.-** Elementos que componen el circuito electrónico

Elemento	Voltaje de alimentación [V]
Arduino MEGA	7-12
Módulo bluetooth BLE HM-10	3.3
Stepper Motor Driver HR-4988	5
Motor Nema 17 KL17H248-15-4A	4.2

Debido a que la tarjeta Arduino, una vez energizada, entrega una fuente de 5[V] y 3.3[V], se requiere únicamente una fuente capaz de alimentar el Arduino y el motor al mismo tiempo. En la Figura 33 se puede apreciar el esquema del

circuito desarrollado con la integración de todos sus elementos. El esquema del circuito se realizó en el programa de simulación Proteus

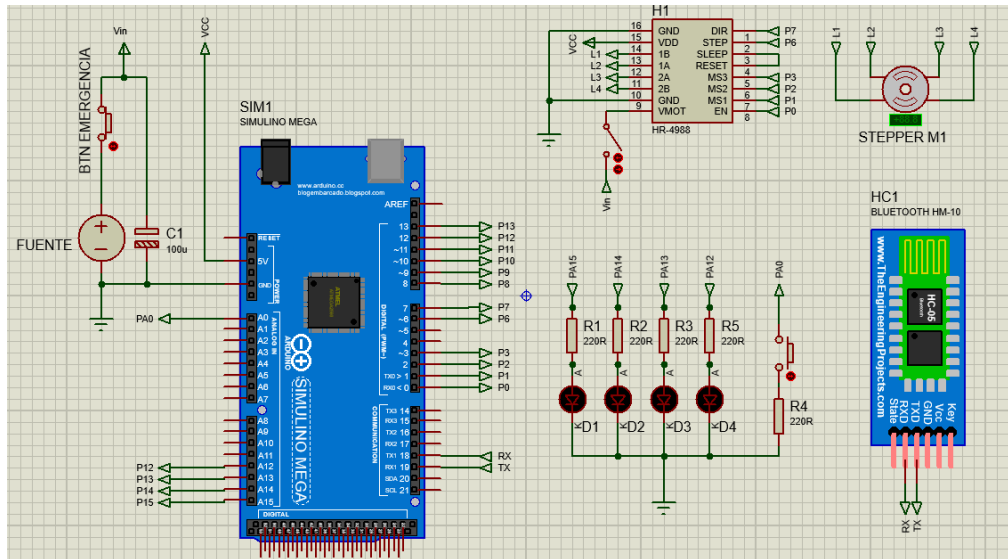


Figura 33.- Esquema del circuito realizado en Proteus

En la Figura 34 se puede apreciar el bosquejo final de la placa PCB

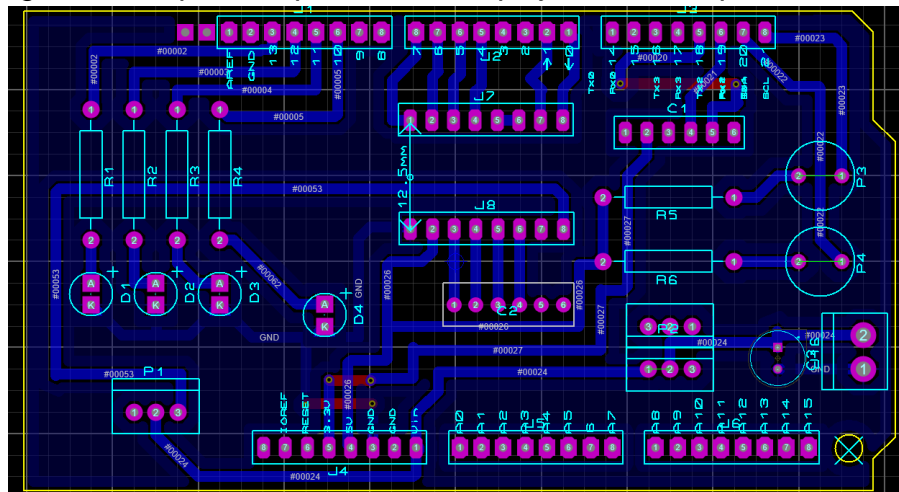


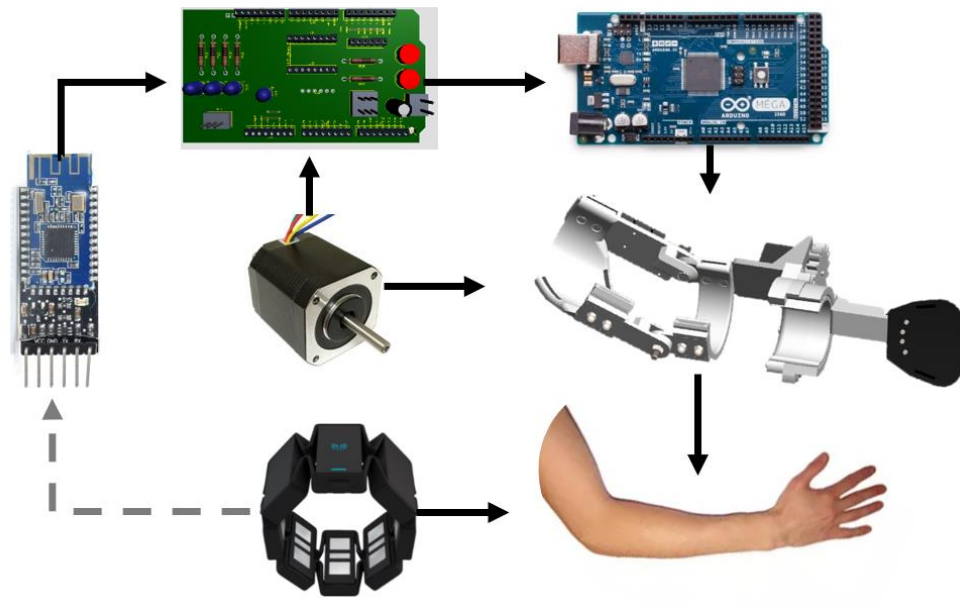
Figura 34.- Esquema del circuito realizado en Ares/Proteus

Para la elaboración de la placa se utilizaron pistas de cobre sobre fibra de vidrio. Esto último debido a que la fibra de vidrio posee una mayor resistencia mecánica que la baquelita.

## 2.5 INTEGRACIÓN DEL SISTEMA

Para llevar a cabo la integración de todos los elementos diseñados con anterioridad, se tuvieron que tener en consideraciones los requerimientos planteados en un inicio, para lograr cumplir con las expectativas que se esperan del dispositivo.

En la Figura 35 se puede observar el resultado de la integración del sistema.



#### Legenda

- - -> Conexión Inalámbrica
- > Conexión Física

**Figura 35.-** Integración sistema exoesqueleto mitigador de temblores

Primeramente, se comenzó ensamblando el dispositivo, el cual fue diseñado para que pudiera ser armado con relativa facilidad. La sujeción entre las piezas usa pernos DIN M3, M4, M6 y M8. Únicamente se necesitan las llaves para cada uno de estos pernos mencionados, además también se requiere de una llave tipo allen hexagonal para los pequeños pernos de sujeción de la tarjeta controladora, así como para el motor.

Una vez realizado esto, se procede a la colocación del circuito, el cual cabe mencionar, se diseñó en forma de shield para Arduino con la finalidad de que su conexión e instalación fuera sencilla, y que también ahorrara espacio.

Por último, se cargó el software en la tarjeta controladora y se realizaron pruebas de comunicación entre el sensor y la tarjeta, validando así la conexión. Cabe mencionar que se realizaron pruebas de validación de los cálculos realizados por la red neuronal y su tiempo de respuesta.

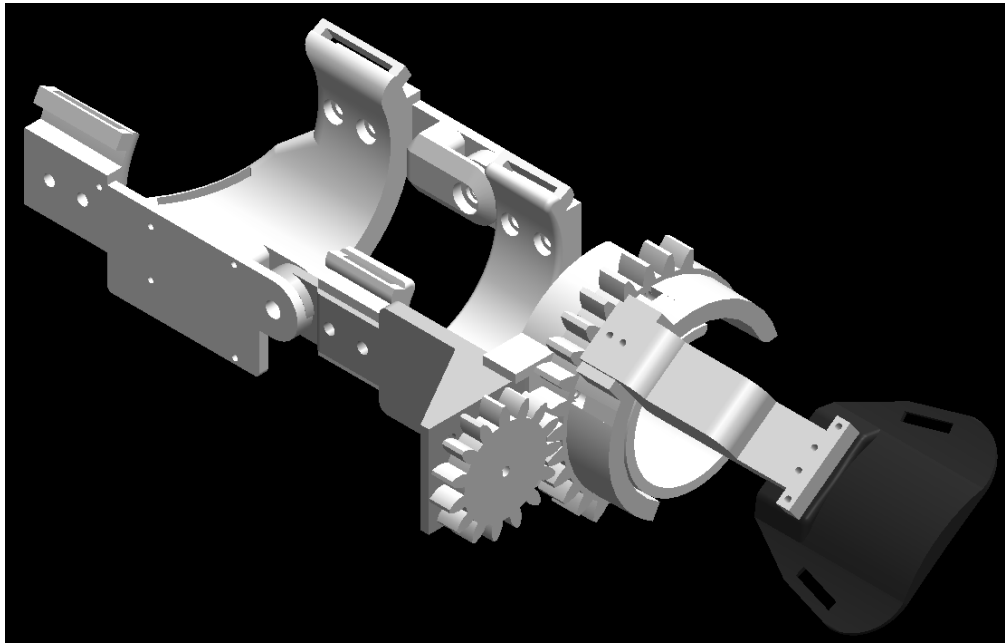
### **3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

### 3.1 RESULTADOS

#### Resultados diseño y construcción mecánica

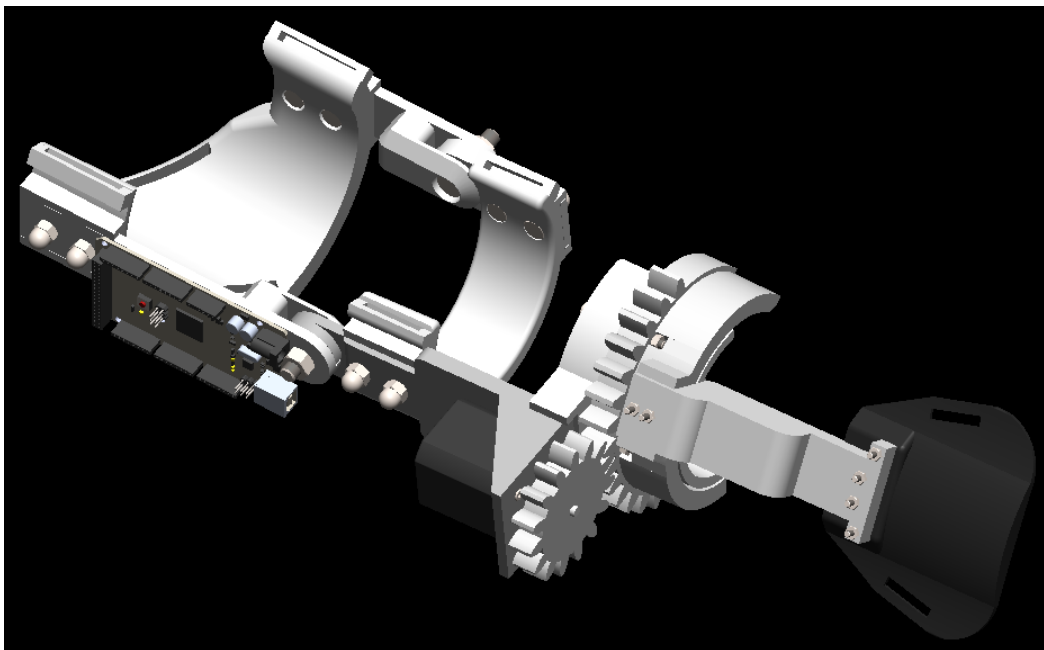
Como resultado del diseño mecánico se obtuvo el modelado 3D de cada una de las piezas (Anexo 2) de las diferentes secciones mostradas en la Figura 36, mencionadas en el capítulo 2, en el apartado de diseño mecánico.

#### Sección 1, 2 y 3 de la estructura física del exoesqueleto



**Figura 36.-** Ensamble parcial del diseño mecánico secciones 1, 2 y 3.

Por otra parte, en la Figura 37 se puede apreciar el ensamblaje final del exoesqueleto.



**Figura 37.-** Ensamble final del exoesqueleto.

### Materialización del diseño exoesqueleto:

Para la construcción de la estructura física del exoesqueleto, como se mencionó en un inicio, se utilizará impresión 3D a base de tecnología FDM. Para la construcción de las piezas se consideró un porcentaje de infill de 20% y una estructura hexagonal para el mismo. Para aumentar la resistencia se ha considerado la impresión con un valor de Shell de 3 [mm].

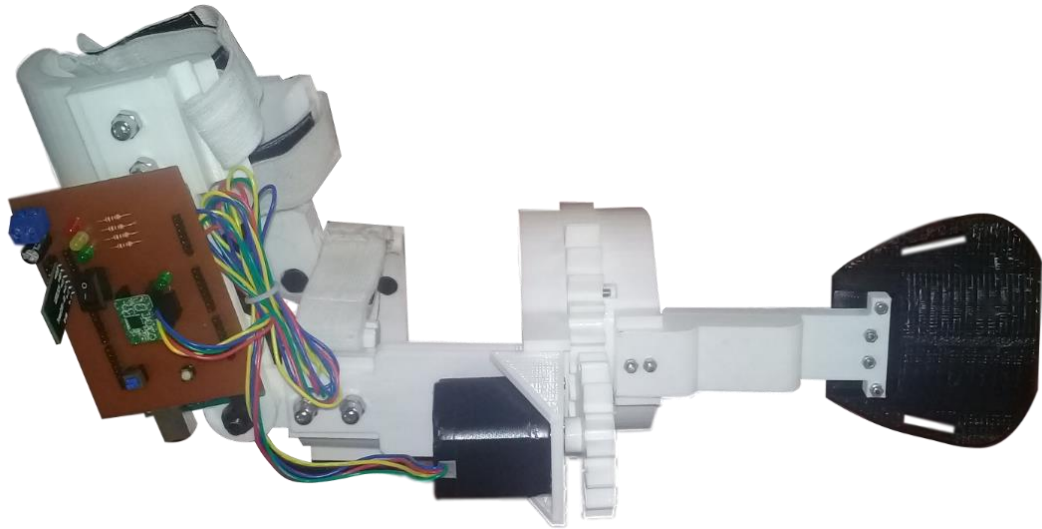


Figura 38.- Materialización del exoesqueleto.

### Resultados del análisis por elementos finitos

El análisis por elementos finitos se realizó para comprobar que la estructura del exoesqueleto no fallaría por la aplicación de las cargas a las que se encuentra sometido. Entre las cargas que se aplicaron para el cálculo por elementos finitos fueron: La fuerza de atracción de la gravedad y el torque aplicado por el motor. A continuación, se presentan los resultados obtenidos.

La Figura 39 presenta la deformación total producida cuando el dispositivo es sometido a las cargas mencionadas.

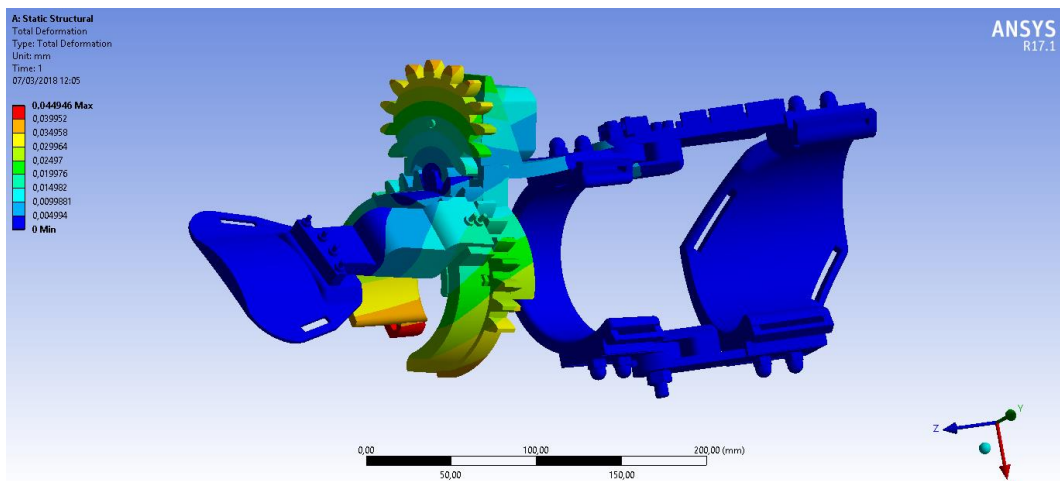
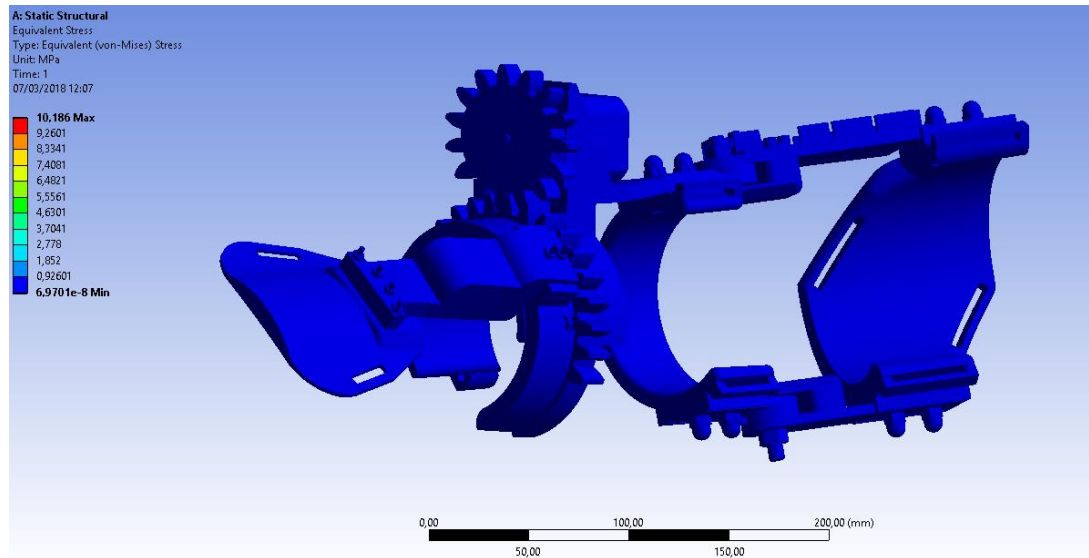


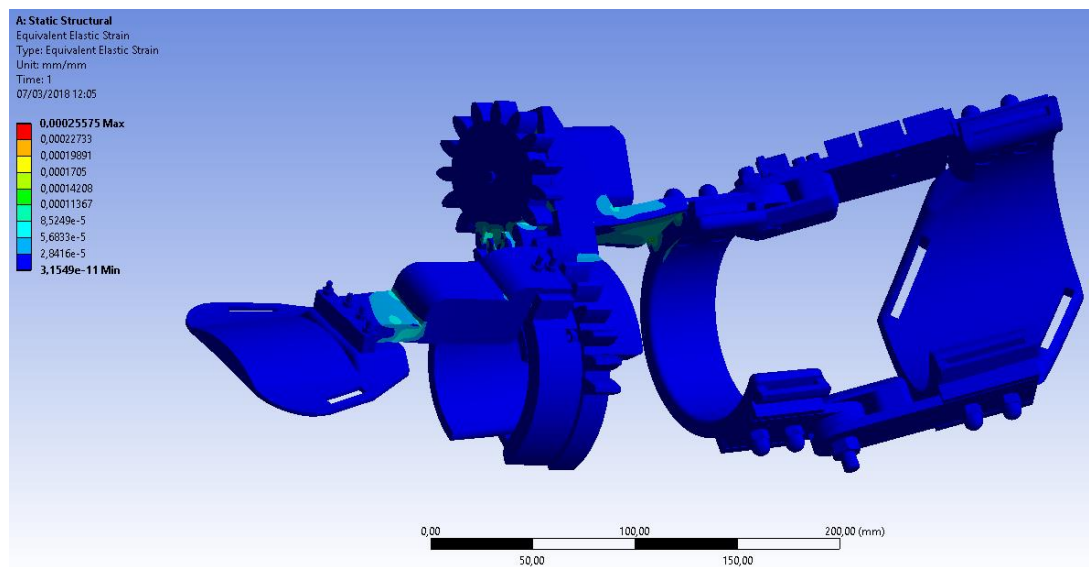
Figura 39.- Deformación total

Por otro lado, la Figura 40 presenta el esfuerzo equivalente de Von-Mises cuando el dispositivo es sometido a las cargas mencionadas. Nótese que, no existen una concentración de esfuerzos considerables, por lo que se puede concluir que el dispositivo puede estar sobredimensionado.



**Figura 40.-** Esfuerzo de Von Mises

En la Figura 41 se puede apreciar el esfuerzo elástico equivalente, pudiéndose observar las zonas en donde se concentra dicho esfuerzo.



**Figura 41.-** Esfuerzo elástico equivalente

Por último, la Figura 42 muestra el cálculo del factor de seguridad del exoesqueleto. Debido al alto factor de seguridad se puede concluir que, en definitiva, el exoesqueleto está sobredimensionado, lo cual puede llevar a la reducción de su tamaño.



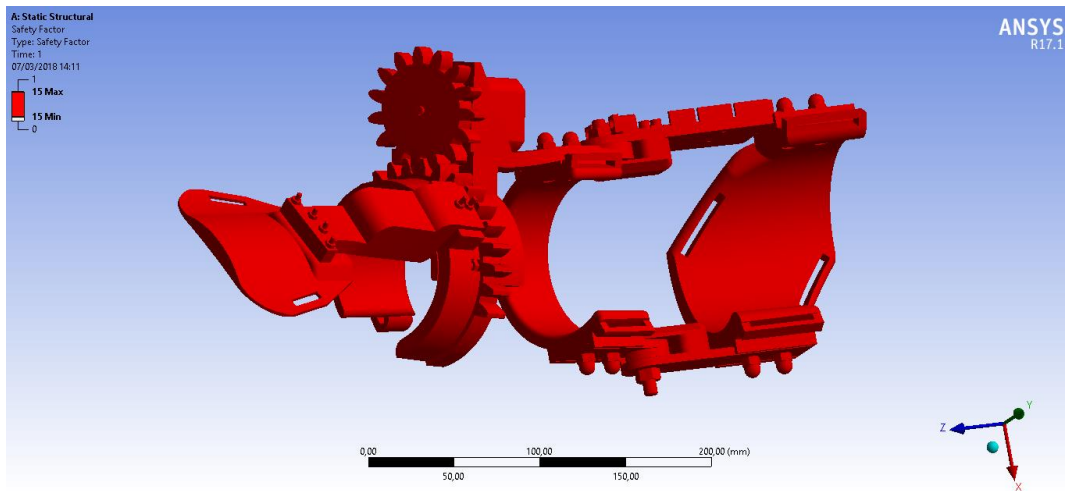


Figura 42.- Factor de seguridad

### Resultados del diseño de circuito eléctrico

Como resultado del diseño del circuito electrónico se tiene la Figura 43, la cual proporciona una imagen 3D de la placa que se materializó sobre fibra de vidrio, mientras que, por otro lado, sus caminos de conexión eléctrica son de cobre.

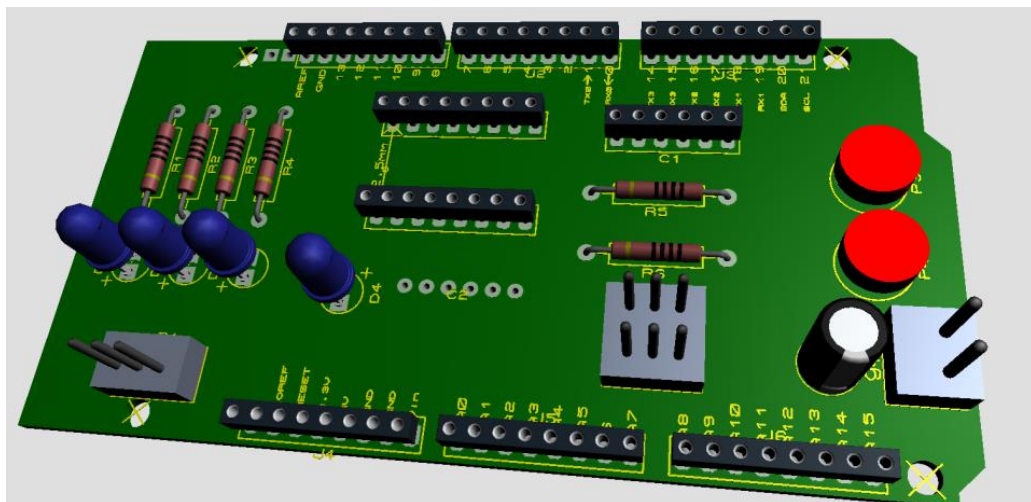
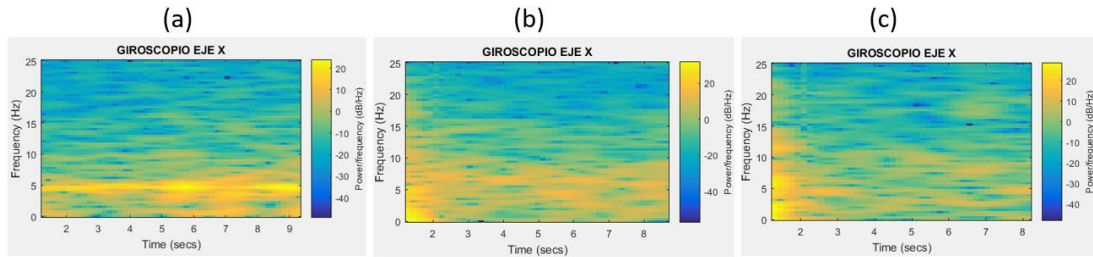


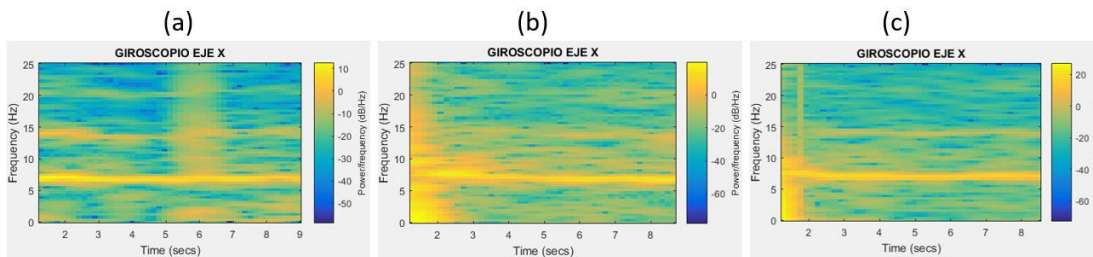
Figura 43.- Modelado 3D del circuito realizado en Proteus

### Resultados análisis espectral

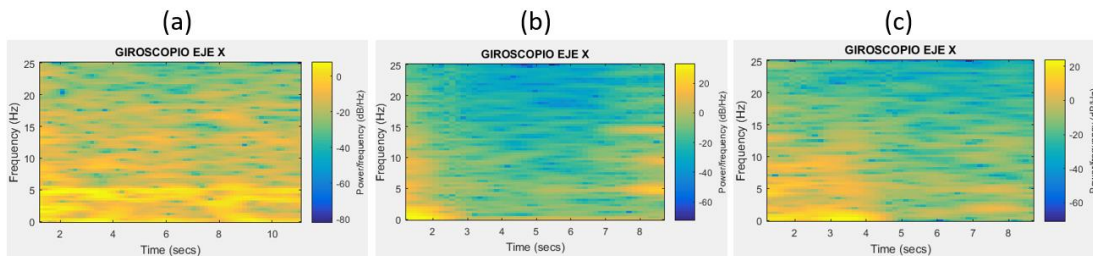
Tal como lo muestra la Figura 44, Figura 45, Figura 46 y figura, se presenta los espectrogramas de 3 actividades realizadas por 4 pacientes. En estos gráficos se pudo observar que la frecuencia se mantiene presente durante todo el tiempo que dura una de las actividades a las cuales pertenecen. Cabe señalar que la frecuencia era más notable en los pacientes que llevaban un tiempo sin consumir Levodopa, la cual es la medicina líder en el control sintomático de la EP.



**Figura 44.-** Espectrogramas calculados de los datos del eje x del giroscopio. Paciente 9  
**Nota:** (a) En Reposo, (b) Brazos extendidos manos en pronación, (c) Brazos extendidos manos en supinación



**Figura 45.-** Espectrogramas calculados de los datos del eje x del giroscopio. Paciente 12  
**Nota:** (a) En Reposo, (b) Brazos extendidos manos en pronación, (c) Brazos extendidos manos en supinación



**Figura 46.-** Espectrogramas calculados de los datos del eje x del giroscopio. Paciente 13  
**Nota:** (a) En Reposo, (b) Brazos extendidos manos en pronación, (c) Brazos extendidos manos en supinación

Con la información proporcionada por estas gráficas se procedió a la extracción de características en el dominio de la frecuencia, y posteriormente al entrenamiento de la red neuronal artificial, la cual se mencionó anteriormente en el capítulo 2, en el apartado perteneciente al diseño de software.

### Resultados diseño de software

Como resultado del diseño del software, se tiene el código basado en c/c++ de Arduino, el cual se puede encontrar en el Anexo 5.

## 3.2 PRUEBAS Y VALIDACIÓN

### Validación del software del dispositivo

La validación del diseño se realizó mediante la utilización de la base de datos adquirida en un inicio, la cual está conformada por información procedente de los pacientes con EP. Los datos extraídos de cada una de las actividades realizadas por los pacientes– se utilizaron como entrada del software del sistema exoesqueleto.

Se debe señalar que los datos de los pacientes con los que fue entrenada la red no fueron tomados en cuenta, los mismos que pertenecen al paciente 9, 12 y 13. Por otro lado, ya que se utilizaron únicamente 4 electrodos como entrada para el entrenamiento de la red neuronal, de la información proporcionada por el dispositivo Myo Armband, se utilizaron solo 4 electrodos correspondientes al electrodo 3,4,6 y 7, los cuales se pueden observar en el Anexo 3.

La validación de los datos obtenidos se realizó ingresando las mediciones de los electrodos 3,4,6 y 7 de los 10 pacientes en red neuronal perteneciente al software diseñado. Como resultado se obtuvo la información presentada en las tablas Tabla 15, Tabla 17 y Tabla 22.

**Tabla 15.-** Resultados red neuronal actividad 1.

**Nota:** Actividad: Descanso

Paciente	Actividad	% Acierto predicción de temblor (j)	% Acierto predicción de movimiento voluntario (k)
1	Descanso	87.50%	90.63%
2	Descanso	96.88%	65.63%
3	Descanso	0.00%	100%
4	Descanso	0.00%	100%
5	Descanso	90.62%	90.63%
6	Descanso	3.13%	100%
7	Descanso	6.25%	100%
8	Descanso	0.00%	100%
10	Descanso	0.00%	100%
11	Descanso	3.13%	100%

Como información relevante de la Tabla 15 se puede extraer el valor máximo, el valor mínimo y la media, obteniéndose como resultado la Tabla 16. Para el cálculo de la media se emplea la ecuación 17 mostrada a continuación.

$$\bar{x} = \frac{\sum x \cdot f}{n} \quad [17]$$

Dónde:

$\bar{x}$  = Media

x= Marca de clase

f = Frecuencia

n = Número de datos

$$\bar{x}_j = \frac{(87.50 * 1) + (96.88 * 1) + (90.62 * 1) + (3.13 * 2) + (6.25 * 1) + (0 * 1)}{10}$$

$$\bar{x}_j = 28.75\%$$

$$\bar{x}_k = \frac{(100 * 7) + (90.63 * 2) + (65.63 * 1)}{10}$$

$$\bar{x}_k = 94.69\%$$

**Tabla 16.-** Resumen de resultados de la actividad 1.

	Valor		
	Máximo	Mínimo	Media
% Acierto predicción de temblor (j)	96.88%	0.00%	28.75%
% Acierto predicción de movimiento voluntario (k)	100%	65.63%	96.69%

**Tabla 17.-** Resultados de la red neuronal actividad 3.

**Nota:** Actividad: Extensión de brazos manos en pronación

Paciente	Actividad	% Acierto predicción de temblor (j)	% Acierto predicción de movimiento voluntario (k)
1	Extensión de brazos manos en pronación	78.13%	75.00%
2	Extensión de brazos manos en pronación	34.38%	77.08%
3	Extensión de brazos manos en pronación	18.75%	75%
4	Extensión de brazos manos en pronación	84.38%	76.04%
5	Extensión de brazos manos en pronación	78.13%	50%
6	Extensión de brazos manos en pronación	75.00%	75%
7	Extensión de brazos manos en pronación	62.50%	75%
8	Extensión de brazos manos en pronación	15.63%	75%
10	Extensión de brazos manos en pronación	43.75%	75%
11	Extensión de brazos manos en pronación	81.25%	68.75%

Como información relevante de la Tabla 17 se puede extraer el valor máximo, el valor mínimo y la media, obteniéndose como resultado la Tabla 18.

$$\bar{x}_j = \frac{(78.13 * 1) + (34.38 * 1) + (18.75 * 1) + (84.38 * 2) + (78.13 * 1) + \dots + (75 * 1) + (62.50 * 1) + (15.63 * 1) + (43.75 * 1) + (81.25 * 1)}{10}$$

$$\bar{x}_j = 57.19\%$$

$$\bar{x}_k = \frac{(75 * 6) + (77.08 * 1) + (76.04 * 1) + (50 * 1) + (68.75 * 1)}{10}$$

$$\bar{x}_k = 72.19\%$$

**Tabla 18.-** Resumen de resultados de la actividad 3.

	Valor		
	Máximo	Mínimo	Media
% Acierto predicción de temblor (j)	84.13%	15.63%	57.19%
% Acierto predicción de movimiento voluntario (k)	77.08%	50%	72.19%

**Tabla 19.-** Resultados detección del temblor de la red neuronal actividad 4.

**Nota:** Actividad: Extensión de brazos manos en supinación

Paciente	Actividad	% Acierto predicción de temblor (j)	% Acierto predicción de movimiento voluntario (k)
1	Extensión de brazos manos en supinación	68.75%	75%
2	Extensión de brazos manos en supinación	78.13%	34.38%
3	Extensión de brazos manos en supinación	18.75%	75%
4	Extensión de brazos manos en supinación	84.38%	75%
5	Extensión de brazos manos en supinación	53.13%	75%
6	Extensión de brazos manos en supinación	62.50%	75%
7	Extensión de brazos manos en supinación	71.88%	75%
8	Extensión de brazos manos en supinación	18.50%	75%
10	Extensión de brazos manos en supinación	18.75%	75%
11	Extensión de brazos manos en supinación	84.38%	71.88%

Como información relevante de la Tabla 19 se puede extraer el valor máximo, el valor mínimo y la media, obteniéndose como resultado la Tabla 20.

$$\bar{x}_j = \frac{(84.38 * 2) + (68.75 * 1) + (78.13 * 1) + (18.75 * 1) + (53.13 * 1) + \dots + (62.50 * 1) + (71.88 * 1) + (18.50 * 1) + (18.75 * 1)}{10}$$

$$\bar{x}_j = 55.92\%$$

$$\bar{x}_k = \frac{(75 * 8) + (34.38 * 1) + (71.88 * 1)}{10}$$

$$\bar{x}_k = 70.63\%$$

**Tabla 20.-** Resumen de resultados de la actividad 4.

	Valor		
	Máximo	Mínimo	Media
% Acierto predicción de temblor (j)	84.38%	18.50%	55.92%
% Acierto predicción de movimiento voluntario (k)	75%	34.38%	70.63%

### Matrices de confusión

Por último, para cuantificación del desempeño del algoritmo se realizaron varias matrices de confusión, una por cada actividad y cada salida de la red neuronal. El objetivo de este tipo de tabla es poder visualizar si el algoritmo está confundiendo las clases de clasificación. Para esto se calculan varios valores presentados a continuación.

**Tabla 21.-** Matriz de confusión para representación de datos.

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	VP	FN	VP+FN
	Negativos	FP	VN	FP+VN
		VP+FP	FN+VN	

Dónde:

VP= cantidad de positivos que fueron clasificados correctamente.

VN= cantidad de negativos que fueron clasificados correctamente.

FN= cantidad de positivos que fueron clasificados como negativos.

FP= cantidad de negativos que fueron clasificados como positivos.

Para el cálculo de la exactitud del algoritmo basado en RNA se utiliza la ecuación 18.

$$\text{Exactitud} = \frac{VP + VN}{n} \quad [18]$$

Dónde:

VP = Verdaderos positivos

VN = Verdaderos negativos

n = Número total de datos

Para el cálculo de la tasa de error que produce el algoritmo basado en RNA se utiliza la ecuación 19.

$$\text{Tasa de error} = \frac{FP + FN}{n} \quad [19]$$

Dónde:

FP = Falsos positivos

FN = Falsos negativos

n = Número total de datos

Para el cálculo de la sensibilidad del algoritmo basado en RNA se utiliza la ecuación 20.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{VP}{n_p} \quad [20]$$

Dónde:

VP = Verdaderos positivos

$n_p$  = Número total de datos positivos

Para el cálculo de la especificidad del algoritmo basado en RNA se utiliza la ecuación 21.

$$\text{Especificidad} = \frac{VN}{n_N} \quad [21]$$

Dónde:

VN = Verdaderos negativos

$n_N$  = Número total de datos negativos

Para el cálculo de la precisión con la que el algoritmo basado en RNA predice se utiliza la ecuación 22.

$$\text{Precisión} = \frac{VP}{n_{cP}} \quad [22]$$

Dónde:

VP = Verdaderos Positivos

$n_{cP}$  = Número total de datos clasificados como Positivos

Para el cálculo del valor de predicción negativo con la que el algoritmo basado en RNA predice se utiliza la ecuación 23.

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{VN}{n_{cN}} \quad [23]$$

Dónde:

VP = Verdaderos Negativos

$n_{cN}$  = Número total de datos clasificados como Negativos

**Tabla 22.-** Matriz de confusión para la Predicción de temblor.

**Nota:** Actividad 1

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	85	205	290
	Negativos	7	23	30
		92	228	320

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 22:

$$\text{Exactitud} = \frac{85 + 23}{320} = 33.75\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{7 + 205}{320} = 66.25\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{85}{92} = 92.24\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{23}{228} = 10\%$$

$$\text{Precisión} = \frac{85}{290} = 29.31\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{23}{30} = 76.67\%$$

**Tabla 23.-** Matriz de confusión para la Predicción del movimiento voluntario.

**Nota:** Actividad 1

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	257	27	284
	Negativos	33	3	36
		290	30	320

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 23:

$$\text{Exactitud} = \frac{257 + 3}{320} = 81.25\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{33 + 27}{320} = 18.75\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{257}{290} = 88.62\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{3}{30} = 10\%$$

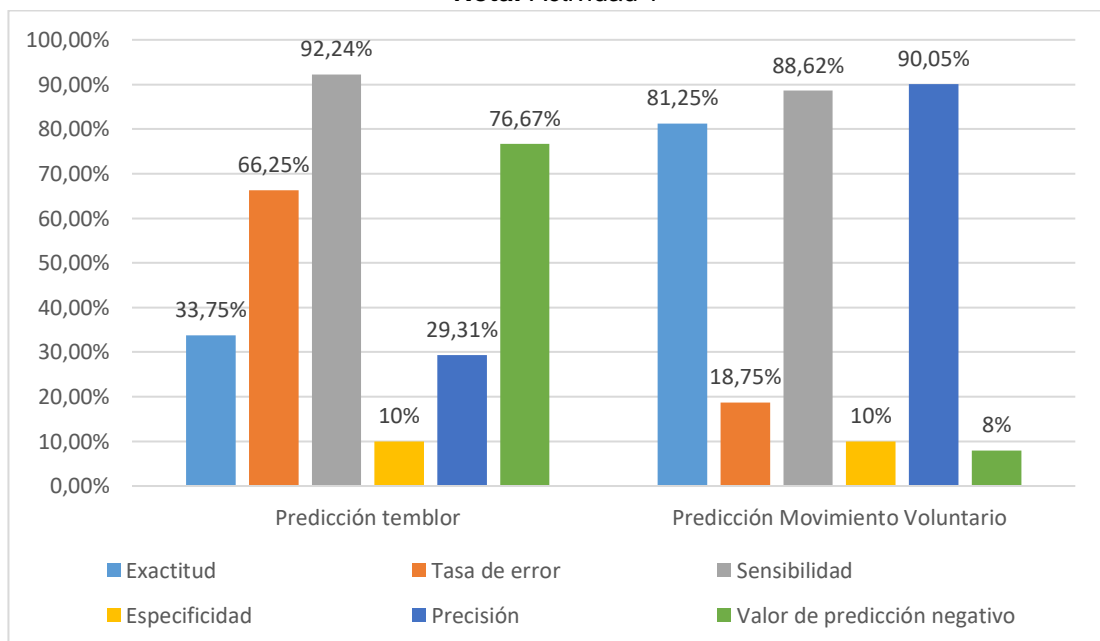
$$\text{Precisión} = \frac{257}{284} = 90.05\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{3}{36} = 8\%$$

En la Figura 47 se puede observar el diagrama de barras de los porcentajes extraídos de las matrices de confusión de la actividad 1.

**Figura 47.-** Diagrama de barras del desempeño del algoritmo.

**Nota:** Actividad 1





**Tabla 24.-** Matriz de confusión para la Predicción de temblor.

**Nota:** Actividad 3

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	163	77	240
	Negativos	27	53	80
		190	130	320

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 24.

$$\text{Exactitud} = \frac{163 + 53}{320} = 67.50\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{27 + 77}{320} = 32.50\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{163}{190} = 85.79\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{53}{130} = 40.77\%$$

$$\text{Precisión} = \frac{163}{240} = 67.92\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{53}{80} = 66.25\%$$

**Tabla 25.-** Matriz de confusión para la Predicción del movimiento voluntario.

**Nota:** Actividad 3

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	66	14	80
	Negativos	15	228	243
		81	242	320

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 25:

$$\text{Exactitud} = \frac{66 + 228}{320} = 91.88\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{15 + 14}{320} = 9.06\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{66}{81} = 81.15\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{228}{242} = 94.21\%$$

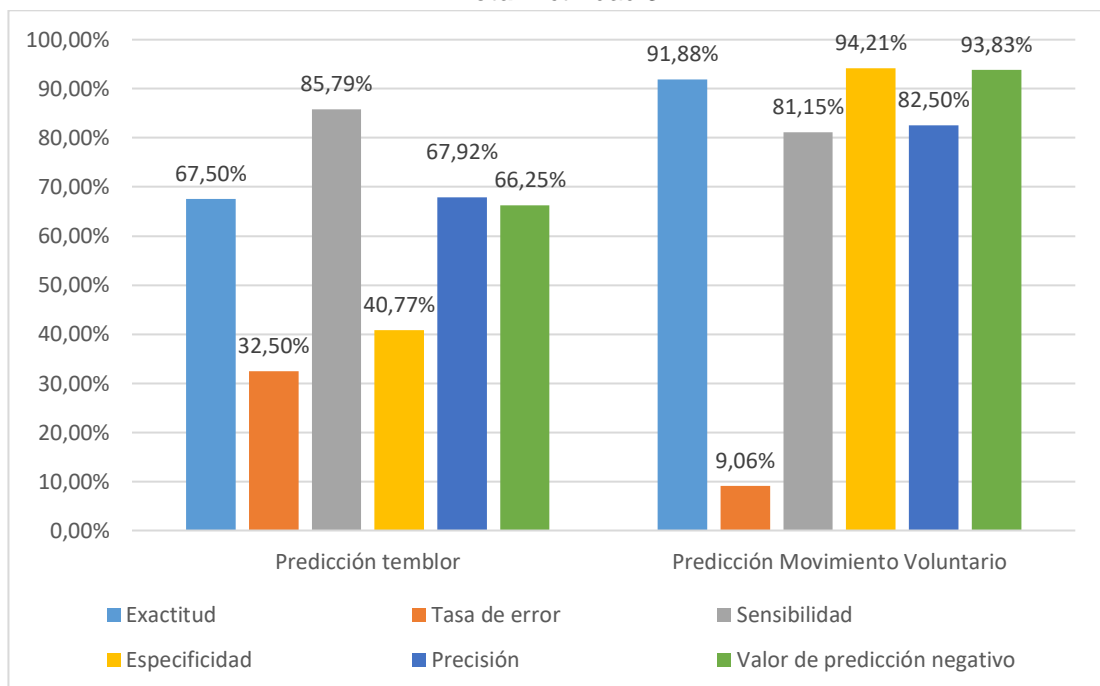
$$\text{Precisión} = \frac{66}{80} = 82.50\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{228}{243} = 93.83\%$$

En la Figura 48 se puede observar el diagrama de barras de los porcentajes extraídos de las matrices de confusión de la actividad 3.

**Figura 48.-** Diagrama de barras del desempeño del algoritmo.

**Nota:** Actividad 3



**Tabla 26.-** Matriz de confusión para la Predicción de temblor.

**Nota:** Actividad 4

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	145	95	240
	Negativos	34	46	80
		179	141	320

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 26:

$$\text{Exactitud} = \frac{145 + 46}{320} = 59.69\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{34 + 95}{320} = 40.31\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{145}{179} = 81.00\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{46}{141} = 32.62\%$$

$$\text{Precisión} = \frac{145}{240} = 60.04\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{46}{80} = 57.50\%$$

**Tabla 27.-** Matriz de confusión para la Predicción del movimiento voluntario.

**Nota:** Actividad 4

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	77	3	80
	Negativos	14	226	240
		91	229	320

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 27:

$$\text{Exactitud} = \frac{77 + 226}{320} = 94.69\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{14 + 3}{320} = 5.31\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{77}{91} = 84.62\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{226}{229} = 98.69\%$$

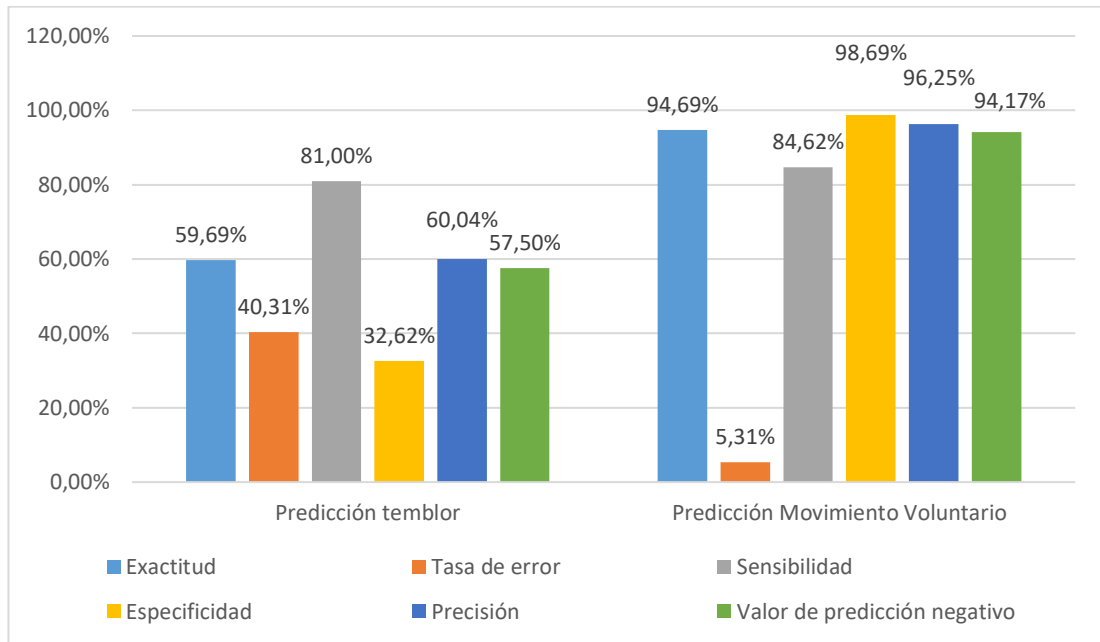
$$\text{Precisión} = \frac{77}{80} = 96.25\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{226}{240} = 94.17\%$$

En la Figura 49 se puede observar el diagrama de barras de los porcentajes extraídos de las matrices de confusión de la actividad 4.

**Figura 49.-** Diagrama de barras del desempeño del algoritmo.

**Nota:** Actividad 4



Como información relevante que se puede extraer de las matrices de confusión presentadas con anterioridad se tiene que el reconocimiento de temblor por parte del algoritmo en la actividad 1 posee baja exactitud y baja precisión, lo que puede deberse a la falta de información obtenida del entrenamiento por la red neuronal.

Por otro lado, el algoritmo tiene una alta precisión y alta exactitud en actividades donde fue entrenado con información en la cual existía una transición de movimiento voluntario a reposo.

Una vez realizado el análisis por partes de la respuesta del algoritmo por actividades, es conveniente realizar un análisis general del mismo. A continuación, se puede apreciar las matrices de confusión y los resultados de estas.

**Matriz de confusión global de predicción de temblor**

**Tabla 28.-** Matriz de confusión global para la Predicción de temblor.

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	393	377	770
	Negativos	68	122	190
		461	499	960

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 28:

$$\text{Exactitud} = \frac{393 + 122}{960} = 53.65\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{68 + 377}{960} = 46.35\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{393}{461} = 85.52\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{122}{499} = 24.45\%$$

$$\text{Precisión} = \frac{393}{770} = 51.04\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{122}{190} = 64.21\%$$

### Matriz de confusión global de predicción de movimiento voluntario

Tabla 29.- Matriz de confusión global para la Predicción del movimiento voluntario.

		Predicción		
		Positivos	Negativos	
Observación	Positivos	400	44	444
	Negativos	59	457	516
		459	501	960

A continuación, se presentan los valores resultantes de la matriz de confusión presentada en la Tabla 29:

$$\text{Exactitud} = \frac{400 + 457}{960} = 89.27\%$$

$$\text{Tasa de error} = \frac{59 + 44}{960} = 10.73\%$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{400}{459} = 87.15\%$$

$$\text{Especificidad} = \frac{457}{501} = 91.22\%$$

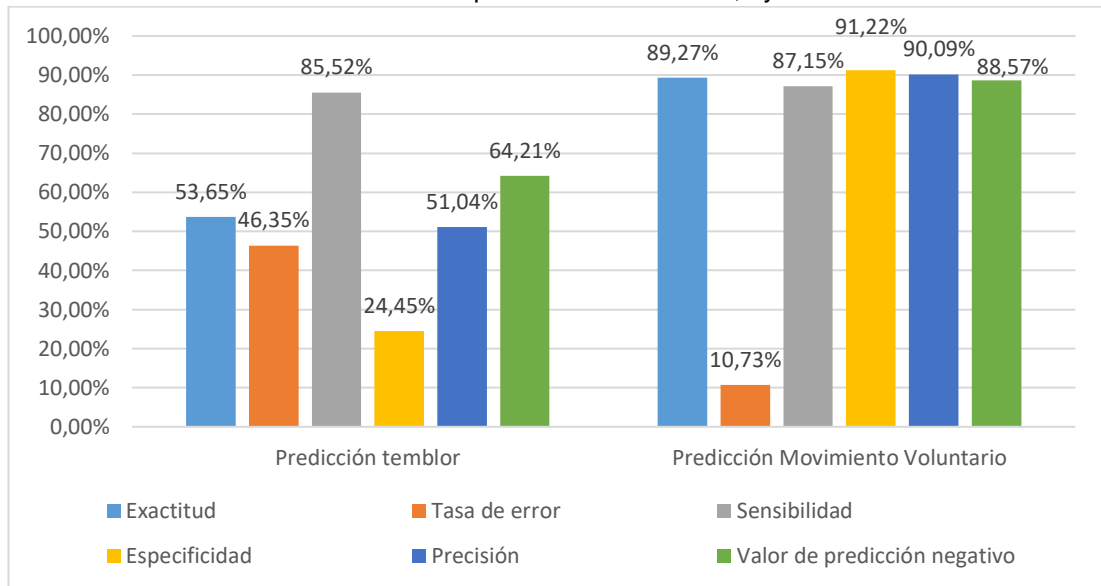
$$\text{Precisión} = \frac{400}{444} = 90.09\%$$

$$\text{Valor de predicción negativo} = \frac{457}{516} = 88.57\%$$

En la Figura 50 se puede observar el diagrama de barras de los porcentajes extraídos de las matrices de confusión de la actividad 4.

**Figura 50.-** Diagrama de barras del desempeño del algoritmo.

**Nota:** Desempeño en la actividad 1,2 y 3



Como resultado del análisis global de respuesta del algoritmo podemos observar que la predicción del temblor es mucho menos precisa y exacta que la predicción del movimiento voluntario. Esto quiere decir que posiblemente el entrenamiento de la red deba hacerse con datos que fluctúen entre movimiento voluntario y temblor para así lograr tener una mejor predicción.

Por otra parte, para tener una mejor predicción con un algoritmo basado en redes neuronales artificiales, debe de existir un entrenamiento específico con los datos de la persona la cual va a usar el dispositivo. Esto último debido a que la frecuencia del temblor varía de paciente a paciente.

## **4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

## Conclusiones

- El diseño y la construcción de un exoesqueleto que mitigue los temblores producidos en las manos cumple con los requerimientos y las expectativas propuestas, así como también con los objetivos planteados al comienzo del trabajo de investigación.
- El sistema de adquisición de señales electromiográficas superficiales Myo Armband fue el más viable para realizar la integración con el dispositivo exoesqueleto debido a que, por su conexión vía bluetooth y facilidad de utilización, se logró obtener excelentes lecturas de dichas señales.
- No fue posible identificar la frecuencia del movimiento tembloroso en las gráficas obtenidas de las señales electromiográficas debido a la gran cantidad de información que poseen.
- La inteligencia artificial ayuda a la clasificación de información que es imperceptible por los seres humanos.
- Las redes neuronales artificiales lograron identificar y clasificar patrones en las señales electromiográficas.
- En ocasiones, la frecuencia del movimiento tembloroso oscila y no es constante, además de ser de diferente magnitud para cada persona que padece EP.
- La frecuencia del movimiento tembloroso se reduce considerablemente en pacientes que mantienen un uso constante de Levodopa, siendo casi imperceptible la frecuencia del temblor en el espectrograma.
- El dispositivo exoesqueleto construido puede ser de gran ayuda para pacientes con EP de estratos bajos, ya que no poseen la capacidad económica para poder administrarse continuamente la medicina que ayuda al control sintomático de la enfermedad.
- Como resultado global de predicción, se obtuvo un 53.65% de exactitud y un 51.04% de precisión del algoritmo al clasificar el temblor.
- Como resultado global de predicción, se obtuvo un 89.27% de exactitud y un 90.09% de precisión del algoritmo al clasificar el movimiento voluntario.

## Recomendaciones

- La conexión entre el dispositivo Myo Armband y Matlab debe realizársela cuando el este dispositivo se encuentre completamente sincronizado con su aplicación Myo Connect, ya que puede llegar a existir problemas en la adquisición de datos y su posterior visualización.
- Para tener una correcta lectura de los sensores integrados en el dispositivo Myo Armband se debe procurar una correcta sujeción mediante los “sizing clips” proporcionados con dicho dispositivo.
- El entrenamiento de las redes neuronales debe, en lo posible, ser sistematizado y registrado.
- Se recomienda la utilización de software y hardware libre para el desarrollo tecnológico de prototipos y dispositivos mecatrónicos.



## BIBLIOGRAFÍA

- Budynas, R., & Nisbett, J. (2012). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. Mc Graw Hill.
- Carreño Trujillo, J. V. (16 de Mayo de 2014). *SlideShare*. Obtenido de SlideShare web site: <https://es.slideshare.net/jovica6025/piones-cilindricos-de-dientes-rec-tos>
- Chico Moreno, J. (2016). *Desarrollo de prototipo de prótesis de mano emulada en un ambiente virtual (Tesis de maestría)*. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia.
- Chrisgoodine. (2014). *ThalamicLabs™*. Obtenido de Thalamic Labs Inc. : <https://developer.thalamic.com/forums/topic/255/>
- Cudeiro Mazaira, F. J. (2015). *Reeducación Funcional en la enfermedad de Parkinson*. Barcelona, España: Elsevier.
- CyberKnife. (2018). *CyberKnife® Corporation*. Obtenido de CyberKnife Web Site: <http://www.cyberknife.com/technology>
- Dideriksen JL, L. C. (04 de Abril de 2017). Electrical Stimulation of Afferent Pathways for the Suppression of Pathological Tremor. *Frontiers in Neuroscience*, 11.
- East, S. (19 de Febrero de 2016). *CNN © Cable News Network*. Obtenido de CNN Web Site: <http://cnnespanol.cnn.com/2016/02/19/un-guante-la-possible-solucion-a-los-temblores-del-parkinson/#0>
- Estrada Bellman, I., & Martínez Rodríguez, H. R. (Septiembre-Diciembre de 2011). Diagnóstico y tratamiento de la enfermedad de Parkinson. *Avances*, 8, 16-22.
- *ExoGt*. (2011). Obtenido de EksoBionics: <https://eksobionics.com/eksohealth/products/>
- Felippa, C. A. (2004). *INTRODUCTION TO FINITE ELEMENT METHODS*. Boulder, Colorado, Estados Unidos. Obtenido de [http://kis.tu.kielce.pl/mo/COLORADO\\_FEM/colorado/IFEM.Ch07.pdf](http://kis.tu.kielce.pl/mo/COLORADO_FEM/colorado/IFEM.Ch07.pdf)
- GyroGear. (2017). *GyroGear™ Ltd*. Obtenido de GyroGear™ Ltd. Web site: <http://gyrogear.co/gyroglove>
- Hangle, S. M., Klaffke, S., & Bandmann, O. (2005). Neurodegenerative disorders: Parkinson's disease and Huntington's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 1058-1063.
- Huen, D., Liu, J., & Lo, B. (2016). An Integrated Wearable Robot for Tremor Suppression with Context Aware Sensing. *IEEE*.
- ITRI. (2015). *ITRI TODAY*. Obtenido de ITRI Corporation Web site: [https://www.itri.org.tw/eng/DM/PublicationsPeriods/654743136734356214/content/focus1\\_2.html](https://www.itri.org.tw/eng/DM/PublicationsPeriods/654743136734356214/content/focus1_2.html)

- Jankovic, J., & Tolosa, E. (2007). *Enfermedad de Parkinson y trastornos del movimiento* (5ta Edición ed.). Philadelphia, Pennsylvania, United States: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología Articular* (Sexta ed., Vol. I). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Linazasoro Cristóbal, G., López del Val, L. J., López García, E., Martínez Martínez, L., & Santos Lasasosa, S. (2012). *Parkinson y Discinecias*. Madrid, España: Editorial médica panamericana.
- Martínez Fernández, R., Gasca Salas, C., Sánchez Ferro, Á., & Angel Obeso, J. (2016). Actualización en la Enfermedad de Parkinson. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 27(3), 363-379.
- Milliken, G. (16 de Junio de 2017). *Bonnier Corporation Company*. Obtenido de Popular Science: <https://www.popsci.com/this-glove-fights-hand-tremors>
- Moore, K. (2013). *Anatomía con orientación clínica* (Séptima ed.). Barcelona, España: Lippincott Williams & Wilkins.
- NCD-RisC. (26 de Julio de 2016). A century of trends in adult human height. *eLIFE*, 5.
- Ojeda López, M., Rodriguez Weber, F., & Amaya Sanchez, L. E. (Julio-Septiembre de 2009). Diagnóstico Diferencial del Temblor. *Acta Médica Grupo Angeles*, 07(3), 143-149.
- Phinyomark, A., Sirinee, T., Huosheng, H., Pornchai, P., & Limsakul, C. (2012). *The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis*. (G. R. Naik, Ed.) doi:<http://dx.doi.org/10.5772/50639>
- Piña Tornés, A. A. (2014). Opciones Terapéuticas Actuales para los Trastornos del Movimiento en la Enfermedad de Parkinson. *Multimed Revista Médica Gamma*, 18(1), 1-21.
- Ponce Cruz, P. (2010). *Inteligencia Artificial con aplicaciones a la ingeniería* (1era Edición ed.). México: Alfaomega.
- *ReWalk*. (2018). Obtenido de ReWalk: More Than Walking: <http://rewalk.com/about-products-2/>
- Rocon E, G. J.-L. (10 de Octubre de 2012). Biomechanical Loading as an Alternative Treatment for Tremor: A Review of Two Approaches. *Tremor and Other Hyperkinet Movements*. Obtenido de <http://tremorjournal.org/article/view/77>
- Rocon, E., Ruíz, A. F., Belda-Lois, J. M., Moreno, J. C., Pons, J. L., Raya, R., & Ceres, R. (Abril de 2008). Diseño, Desarrollo y Validación de Dispositivo Robótico para Supresión del Temblor Patológico. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática*, 5(2).
- Roland, V. (octubre de 2015). *MyoBridge*. Obtenido de Github: <https://github.com/vroland/MyoBridge/wiki>

- Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Prótesis de Mano. *Avances en Sistemas e Informática*, 4(1), 127-136.
- Roncon, E., & Pons, J. (2011). *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics: Tremor Suppression* (Vol. 69). Berlin, Alemania: Springer.
- Shidfar, F., Babaii Darabkhani, P., Yazdanpanah, L., Karkheiran, S., Noorollahi-Moghaddam, H., & Haghan, H. (19 de Diciembre de 2016). Assessment of nutritional status in patients with Parkinson's disease and its relationship with severity of the disease. *Med J Islam Repub Iran*, 30(454).
- Stern, B. (03 de Febrero de 2016). *Adafruit®*. Obtenido de Adafruit® web site: <https://learn.adafruit.com/assets/30333>
- Tepavac, D., & Schwirtlich, L. (Marzo de 1997). Detection and prediction of FES-induced fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 39-50.
- Thalmic-Labs. (16 de 01 de 2017). Obtenido de MYO Web site: <https://www.myo.com/>
- ThedaVinci. (Octubre de 2015). *The da Vinci® Corporation*. Obtenido de DaVinci.Surgery Web site: <http://www.davincisurgery.com/da-vinci-surgery/da-vinci-surgical-system/>
- Tomaszewski, M. (2015). Obtenido de GitHub Inc.: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/55817-myo-sdk-matlab-mex-wrapper>
- VDI-RICHTLINIEN. (Junio de 2004). Design methodology for Mechatronic Systems. 118.
- Veebot. (2014). *Veebot: Corporation*. Obtenido de Veebot Web Site: <http://www.veeboot.com/solutions.html>
- Yang, Y., Bei-sha , T., & Ji-feng , G. (2016). Parkinson's Disease and Cognitive Impairment. *Hindawi Publishing Corporation*, 1-8. Obtenido de <http://dx.doi.org/10.1155/2016/6734678>

## **5. ANEXOS**

## **Anexo 1**

### **Adquisición de medidas antropométricas**

A través de un antropómetro se tomaron las siguientes medidas:

#### **Largo de brazo**

- Equivale a la distancia desde el acromion hasta la punta del dedo medio de la mano
- Forma de medida: Persona en posición recta, brazos a los costados del cuerpo y las palmas en dirección hacia abajo y extendidas. Tomamos la medida desde el punto de referencia anatómico (acromion) hasta el pulpejo del dedo medio.

#### **Largo de mano**

- Equivale a la distancia desde la base de la mano hasta la punta del tercer dedo.
- Forma de medida: Persona con la mano totalmente extendida se toma de referencia la base de la mano hasta el dedo medio.

#### **Largo de palma de mano**

- Equivale a la distancia vertical desde la base de la mano hasta la base del tercer dedo.
- Forma de medida: Persona con la mano totalmente extendida, se toma de referencia la base de la mano hasta la base del dedo medio.

#### **Anchura de la palma de mano**

- Equivale a la distancia horizontal desde el borde externo lateral sobre el dedo meñique hasta el borde del dedo índice a nivel del nudillo
- Forma de medida: Persona con la mano totalmente extendida, se toma el punto de referencia el borde del meñique hasta el borde del índice.

#### **Largo de brazo y mano**

- Equivale a la distancia horizontal desde la parte posterior del codo hasta el tercer dedo del medio.
- Forma de medida: Persona en posición sentada, mirando hacia el frente con el antebrazo en ángulo recto (90 grados) con la mano extendida completamente. Se toma de referencia la parte posterior del codo hasta el dedo del medio.

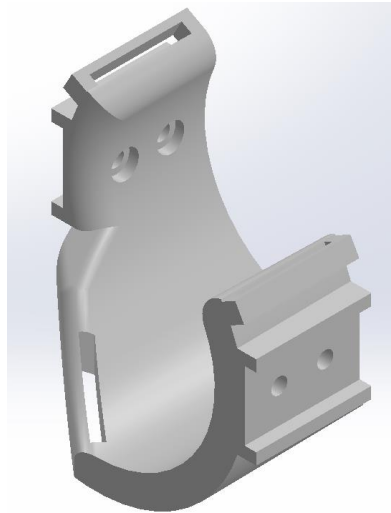
**Tabla 30.-** Resultados de adquisición de medidas antropométricas

Medidas	Pacientes													Estadísticos			Percentiles		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	Promedio	de	5	50	95	diseño
39	15,7	15,5	20	18,4	17	17,7	16,8	17,1	18,4	15,2	16,5	15,4	18,2	17,07	1,44	15,32	17,07	19,04	50
40	8,9	8,5	11,4	10,4	9,7	9,7	9,2	9,7	10,6	8,5	9,2	9,2	10,2	9,63	0,85	8,5	9,70	10,92	50
41	7,1	6,9	11,6	10,4	9,2	7,7	7,8	9,2	8,4	6,9	7,5	7,5	8,6	8,37	1,42	6,9	8,37	10,88	95
B	22,3	24,5	25,8	30	28,8	24,3	32,8	34,8	27,6	29,1	33,8	23,3	34,2	28,56	4,36	22,9	28,80	34,44	95
C	23,5	26,3	26,3	31,5	30,5	5,4	33,8	35,6	28,7	30,3	35,6	23,5	35,6	30,10	4,52	23,5	30,40	35,6	95
D	24,8	26,7	30,2	27	28,5	25,2	26	27	25,1	25,4	30,7	23,7	32,7	27,15	2,66	24,36	27,00	31,5	50
E	13,4	14,9	17,9	16,2	16,4	13,7	14,5	16	15,6	14,4	16,3	14,6	17,5	15,49	1,38	13,58	15,60	17,66	95
F	36,6	38,3	40,1	41	43,1	37,1	45,2	47,7	42	40,5	42,2	42,2	46,1	41,70	3,33	36,9	42,00	46,74	95
F	50,8	61,8	68,7	62	64,8	57,1	66,2	68,4	63,4	61	66,4	56,5	71,1	62,94	5,66	54,22	63,40	69,66	95

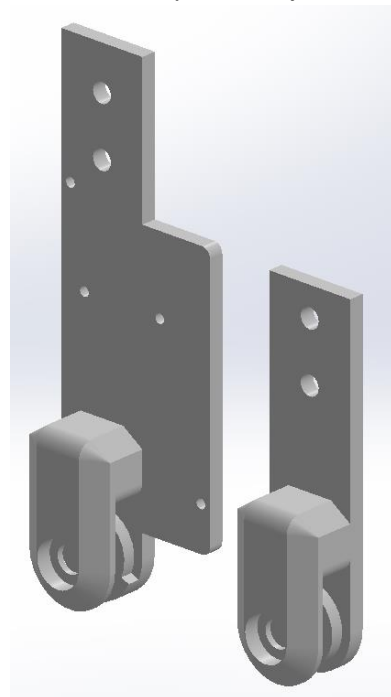
## Anexo 2

### Despiece de la estructura mecánica del exoesqueleto.

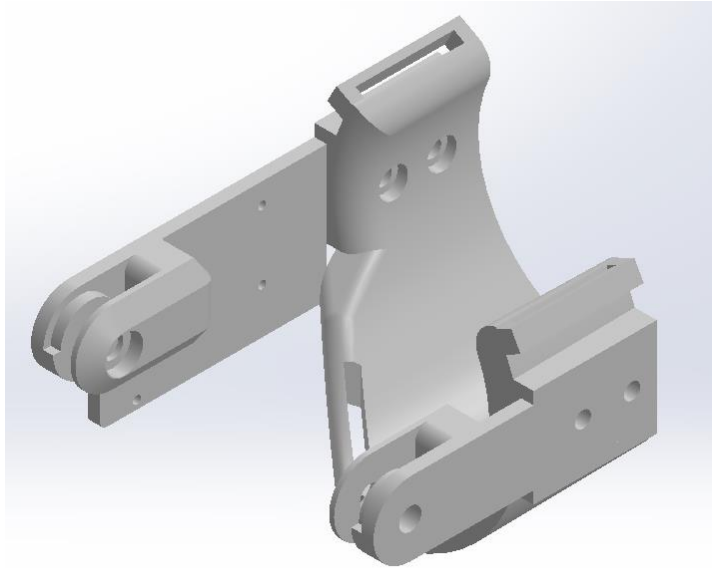
#### Sección 1 de la estructura física del exoesqueleto



**Figura 51.-** Pieza 1-1 para la sujeción del biceps.

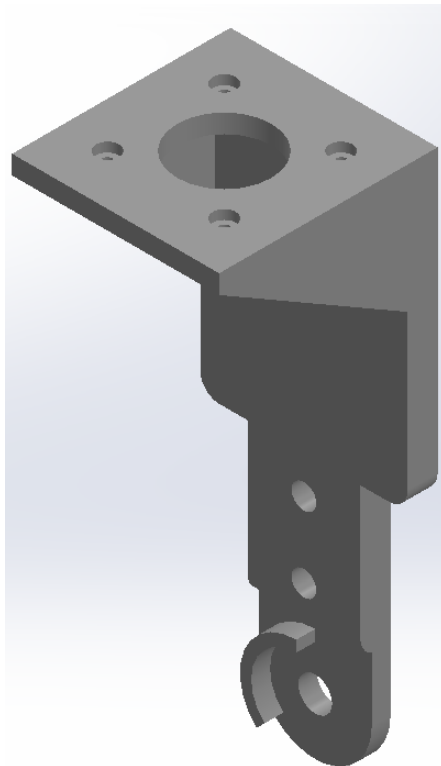


**Figura 52.-** Pieza 1-2 y 1-3 para la conexión de la pieza 1-1 con la sección 2.



**Figura 53.-** Ensamblaje de la primera sección del dispositivo exoesqueleto.

### **Sección 2 de la estructura física del exoesqueleto**

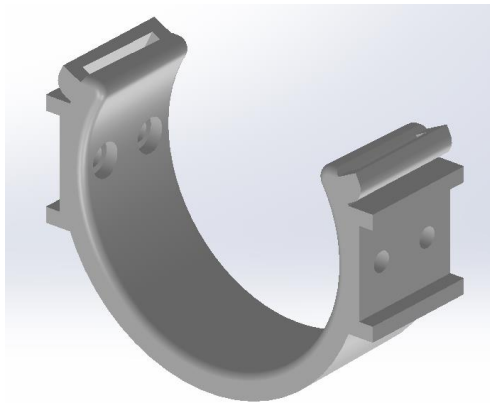


**Figura 54.-** Pieza 2-1 para union antebrazo- bíceps y exoesqueleto-motor.





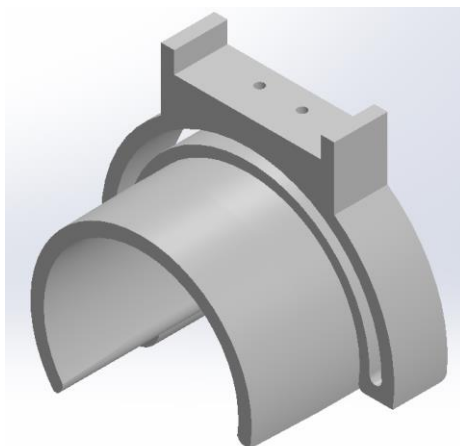
**Figura 55.-** Pieza 2-2 para union bíceps-antebrazo.



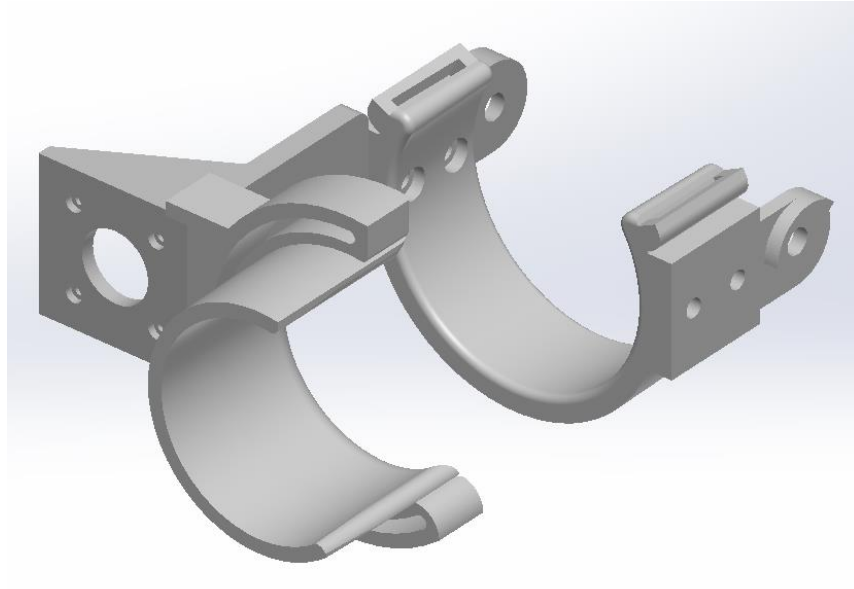
**Figura 56.-** Pieza 2-3 para la sujeción del antebrazo.



**Figura 57.-** Pieza 2-4, Piñón (engrane 1) para transmisión de potencia.

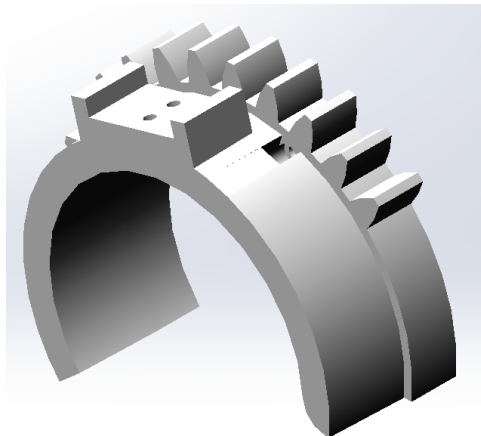


**Figura 58.-** Pieza 2-5 para soporte de la corona (engrane 2) y los pernos guía.

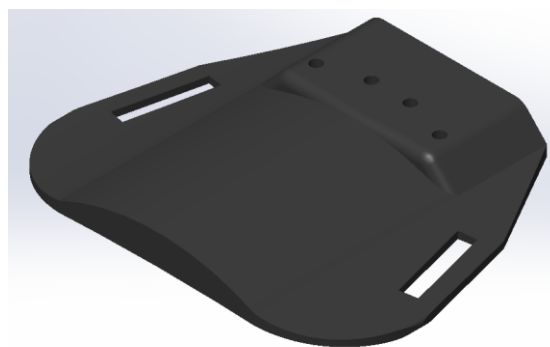


**Figura 59.-** Ensamblaje de la segunda sección del dispositivo exoesqueleto.

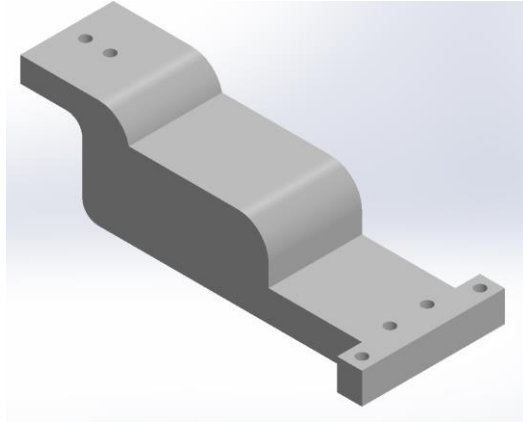
### **Sección 3 de la estructura física del exoesqueleto**



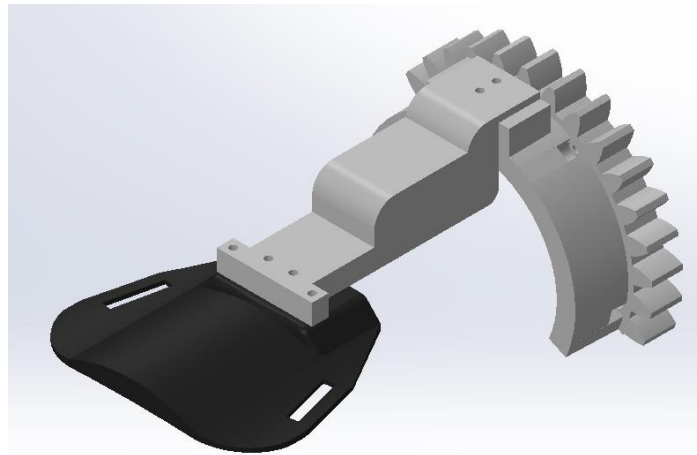
**Figura 60.-** Pieza 3-1, corona (engrane 2) para transmisión de potencia.



**Figura 61.-** Pieza 3-2 para la sujeción exoesqueleto-dorso de la mano.



**Figura 62.-** Pieza 3-3 para la unión de la pieza 3-1 con la pieza 3-2.



**Figura 63.-** Ensamblaje de la tercera sección del dispositivo exoesqueleto.

### Anexo 3

## Myo Armband

Es un dispositivo wearable en forma de brazalete (Figura 64) para el reconocimiento de gestos, el cual fue desarrollado por la empresa Thalmic Labs. Este dispositivo es capaz de reconocer e interpretar la actividad eléctrica producida por los músculos del antebrazo para así poder controlar aparatos electrónicos a distancia mediante conexión bluetooth (Thalmic-Labs, 2017).

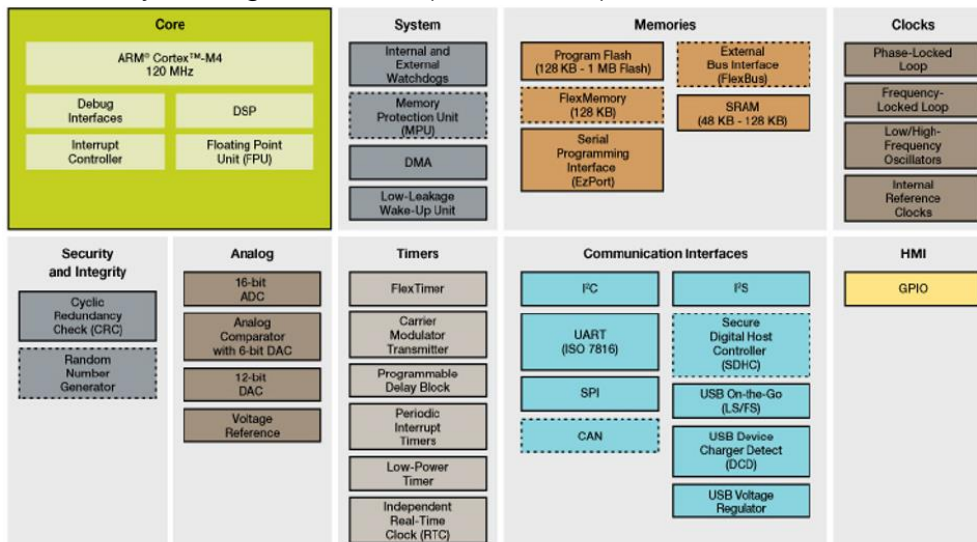


**Figura 64.-** Electrodo y su ubicación en el dispositivo MYO Armband. (Chrisgoodine, 2014)

El dispositivo Myo Armband está conformado por:

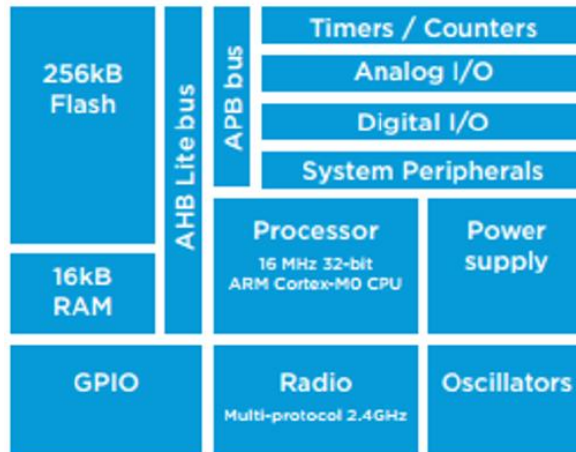
- Bluetooth 4.0 Low Energy (BLE) NRF51822.
- Batería recargable a base de Litio.
- Un procesador ARM Cortex M4.
- Un sistema de medición inercial (IMU) de 9 grados de libertad, MPU9150.
- 8 sensores de señales electromiográficas superficiales construido a base de acero inoxidable para aplicaciones médicas.

El Myo internamente tiene un procesador MK22FN1M0 (Figura 65), el cual le permite el reconocimiento y clasificación de las señales sEMG, así como los también el procesamiento de los datos entregados por el giroscopio, el acelerómetro y el magnetómetro. (Stern, 2016)



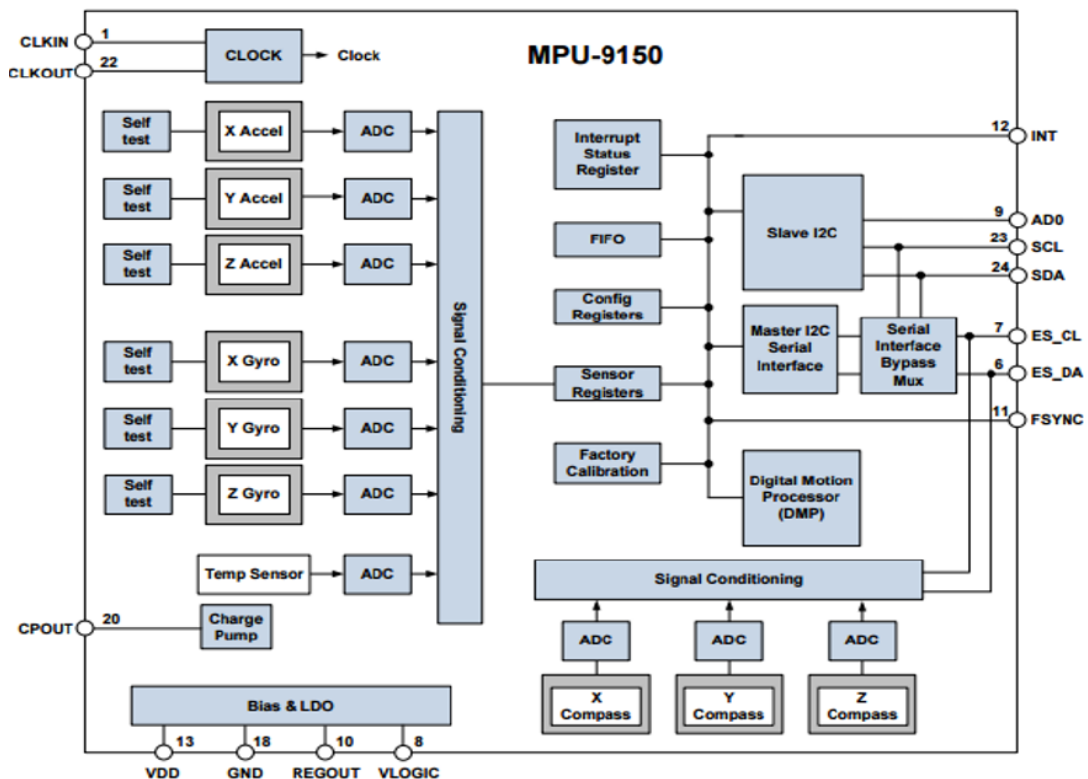
**Figura 65.-** Diagrama de bloques del procesador MK22FN1M0. (Chico Moreno, 2016)

Con respecto al bluetooth NRF51822, su diagrama de bloques se lo puede observar en la Figura 66.



**Figura 66.-** Diagrama de bloques bluetooth BLE NRF51822.  
(Chico Moreno, 2016)

Por último, el diagrama de bloques del sistema de medición inercial MPU9150 se lo puede apreciar en la Figura 67. Es preciso mencionar que el rango de cada sensor es configurable,



**Figura 67.-** Diagrama de bloques del sistema de medición inercial MPU9150.  
(Chico Moreno, 2016)

La distribución de estos electrodos se puede observar en la Figura 64, siendo esta información necesaria para la adquisición de datos. Por otro lado, en la Tabla 31 se pueden encontrar la ubicación de los músculos del antebrazo con respecto al electrodo que sensa esa región muscular.

**Tabla 31.-** Ubicación de los electrodos con respecto a los músculos del antebrazo

<b>Electrodo</b>	<b>Músculo del antebrazo</b>
<b>1</b>	Flexor Cubital del Carpo
<b>2</b>	Extensor cubital del carpo
<b>3</b>	Extensor radial largo del carpo
<b>4</b>	Braquiorradial/ Extensor radial largo del carpo
<b>5</b>	Braquiorradial
<b>6</b>	Pronador redondo
<b>7</b>	Flexor radial del carpo
<b>8</b>	Palmar largo

Se debe señalar que se realizó la identificación de cada uno de los músculos de la Tabla 31 posicionando el electrodo 4 (logo Thalmic Labs) entre la unión del Braquiorradial y el extensor radial largo del carpo, como se recomienda por el fabricante para obtener una mejor lectura.

## **Anexo 4**

### **Estandarización de Pruebas con el Dispositivo Myo Armband**

Se utilizará el dispositivo MYO Armband, el cual se compone de 8 electrodos y una Unidad de medición Inercial(IMU) con 9 grados de libertad. Hay que tener muy en cuenta que este dispositivo tiene un peso de 95 [g].

Para un correcto funcionamiento de este dispositivo, y por ende una mejor adquisición de datos, se recomienda por parte del fabricante colocar el cuarto sensor del MYO entre el músculo braquiorradial del antebrazo y el extensor radial largo del carpo (paralelo al eje longitudinal del humero a la punta del acromion).

Se procederá también a la calibración del sensor para cada persona involucrada en la investigación, la misma que se realizará mediante la aplicación para Windows "Myo Connect", desarrollada por la empresa THALMICLABS.

Por último, se tomarán también medidas antropométricas de varias partes del miembro superior dominante de los involucrados en la investigación. Esto se realizará con un equipo de medición antropométrica y con la ayuda de un experto en el tema de ergonomía.

### **Tareas estimuladoras del temblor**

Se realizarán 7 tareas para la estimulación del temblor parkinsoniano, las mismas que nos servirán para adquirir sus características más importantes. Cabe recalcar que las personas realizarán las tareas mientras se encuentran sentados.

Para la realización de las tareas, se pedirá a los pacientes que realicen, en lo posible, cada una de estas a tres diferentes velocidades: Velocidad lenta, moderada y rápida. A continuación, se detallarán cada una de estas:

#### **Prueba N°1: Reposo**

Se le pedirá a la persona que mantenga su brazo en una posición de reposo con sus manos sobre sus piernas y sus músculos relajados. El codo debe estar flexionado a aproximadamente 90 grados y el hombro a 0 grados (depende de cómo el paciente se sienta más relajado). Los dos ángulos deben estar medidos con respecto al eje vertical. Tomar en consideración que la persona se encuentre en una posición anatómica y completamente relajada.

#### **Prueba N°2: Apuntar a un objeto**

Se pedirá a la persona que apunte a un objeto que se encuentre enfrente de él. El brazo debe estar a la altura del hombro a 90 grados medidos con respecto al eje vertical. Debe mantenerse apuntando al objeto por un lapso de 10 segundos.

**Prueba N°3: Brazos Extendidos, mano en pronación**

Se pedirá a la persona que estire sus brazos a nivel de sus hombros, con sus manos en posición de pronación resistiendo la gravedad. Deberá mantenerse dicha posición durante 10 segundos. Considerar que la persona en cuestión no tenga nada en las muñecas ni en las manos.

**Prueba N°4: Brazos Extendidos, mano en supinación**

Se pedirá a la persona que estire sus brazos a nivel de sus hombros, con sus manos en posición de supinación resistiendo la gravedad. Deberá mantenerse dicha posición durante 10 segundos. Considerar que la persona en cuestión no tenga nada en las muñecas ni en las manos.

**Prueba N°5: Mover una taza (hacia la derecha)**

Se pedirá a la persona que se coloque en posición de reposo, es decir, con el codo flexionado a 90 grados y el hombro a 0 grados. Una vez que se le dé la orden deberá mover la tasa hacia la derecha, para luego regresar a la posición de salida. La distancia entre el punto de partida y el punto objetivo se situará a 15 centímetros uno del otro y estarán señalados con marcador permanente en una hoja de papel bond.

**Prueba N°6: Mover una taza (hacia la izquierda)**

Se pedirá a la persona que se coloque en posición de reposo, es decir, con el codo flexionado a 90 grados y el hombro a 0 grados. Una vez que se le dé la orden deberá mover la tasa hacia la izquierda, para luego regresar a la posición de salida. La distancia entre el punto de partida y el punto objetivo se situará a 15 centímetros uno del otro y estarán señalados con marcador permanente en una hoja de papel bond.

**Prueba 7: Mover los dedos (tapping)**

Se pedirá a la persona que coloque su mano sobre el escritorio con su mano en posición de pronación. Posteriormente se le pedirá que extienda sus dedos en dirección al techo, alternando entre el índice y el medio, es decir, un dedo siempre tiene que estar tocando el escritorio. Se debe considerar que únicamente se muevan esos dos dedos. Cabe mencionar que el escritorio debe estar en frente de la persona que ejecutará dicha tarea.



## Anexo 5

### Código Arduino

```
#include "analisisesignal2.h"
#include "analisisesignal2_private.h"
#include <MyoBridge.h>

float emg[8]={0 ,0, 0,0, 0, 0, 0, 0};
double a[64]={},a1[64]={},a2[64]={},a3[64]={},emg1,emg2,emg3,emg4;

MyoBridge bridge(Serial1);

void handleEMGData(int8_t data[8])
{
    emg1=(float)data[3]/128;
    emg2=(float)data[4]/128;
    emg3=(float)data[6]/128;
    emg4=(float)data[7]/128;
}

void setup()
{
    pinMode(0,OUTPUT);
    pinMode(A0, INPUT);
    pinMode(A12, OUTPUT);
    pinMode(A13, OUTPUT);
    pinMode(A14, OUTPUT);
    pinMode(A15, OUTPUT);
    digitalWrite(A13, HIGH);

    Serial1.begin(115200);
    bridge.begin();

    analisisesignal2_initialize();
}

void loop()
{
    bridge.setEMGDataCallBack(handleEMGData);
    bridge.setEMGMode(EMG_MODE_SEND);
    bridge.disableSleep();
    bridge.disablePoseData();
    bridge.unlockMyo();

    for (int i = 0; i < 63; i++)
    {
        a[i]=emg1;
        analisisesignal2_U.emg3[i] = a[i];
        a1[i]=emg2;
        analisisesignal2_U.emg4[i] = a1[i];
        a2[i]=emg3;
        analisisesignal2_U.emg6[i] = a2[i];
    }
}
```

```

    a3[i]=emg4;
    analisisemesignal2_U.emg7[i] = a3[i];
}

delay(320);

    analisisemesignal2_step();

if (analisisemesignal2_Y.OUT_TEMBLOR==1&&analisisemesignal2_Y.OUT_MOV==0)
{
digitalWrite(en, LOW);
digitalWrite(A12, HIGH);
digitalWrite(A14, LOW);
digitalWrite(A15, LOW);
}

if (analisisemesignal2_Y.OUT_TEMBLOR==1&&analisisemesignal2_Y.OUT_MOV==1)
{
digitalWrite(en, HIGH);
digitalWrite(A15, HIGH);
digitalWrite(A12, LOW);
digitalWrite(A14, LOW);
}
if (analisisemesignal2_Y.OUT_TEMBLOR==0&&analisisemesignal2_Y.OUT_MOV==1)
{
digitalWrite(en, HIGH);
digitalWrite(A15, HIGH);
digitalWrite(A12, LOW);
digitalWrite(en, HIGH);
digitalWrite(A14, LOW);
}
If (analisisemesignal2_Y.OUT_TEMBLOR==0&&analisisemesignal2_Y.OUT_MOV==0)
{
digitalWrite(en, HIGH);
digitalWrite(A12, LOW);
digitalWrite(A15, LOW);
digitalWrite(A14, HIGH);
}
}
}

```

**Anexo 6**  
**Consentimiento Informado de los pacientes con EP**  
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado<sup>1</sup> para la Investigación de la tesis Titulada  
“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA  
SUPRESIÓN DE TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO”

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

---

Nombre del representante legar (Si se Requiere)

---

Yo \_\_\_\_\_, con cédula de identidad:  
\_\_\_\_\_, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevan, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y  
en forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy  
de acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así  
como el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

---

Firma del Paciente

---

<sup>1</sup> (Chico Moreno, 2016)

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Elbarganita Fleming

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

\_\_\_\_\_

Yo Elbarganita Fleming, con cédula de identidad:  
1701417196, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conlleven, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Elbarganita Fleming

Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Estrella Maricela Estrada Valverde

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

\_\_\_\_\_

Yo Estrella Estrada, con cédula de identidad:  
620177428-7, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial



\_\_\_\_\_  
Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Luis Fernando Villavicencio Ruiz

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Reginaldo Germán Villavicencio Ponce

Yo Luis Villavicencio, con cédula de identidad:  
170153956-3, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Luis Villavicencio

Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Esperanza Patricia Morales

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

\_\_\_\_\_

Yo Esperanza Patricia Morales, con cédula de identidad:  
171457917, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Esperanza Patricia Morales

Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Blanca Marina Soranzo Vasquez

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Ermencia Carbo Andino

Yo Blanca Marina Soranzo, con cédula de identidad:  
100037805-7, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Blanca Marina Soranzo Vasquez

Firma del Paciente



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Carmen del Rocío Parra Morales

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Yo Carmen del Rocío Parra Morales con cédula de identidad:  
170455087-9, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial



Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

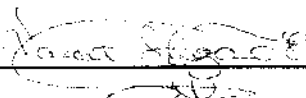
Célica Janet Salazar Zumbano

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

\_\_\_\_\_

Yo JANETH SANCHEZ, con cédula de identidad:  
1206773543-V, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conlleven, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial



Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Gloria del Carmen Fuentes Doyue

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Yo Gloria del Carmen Fuentes Doyue, con cédula de identidad:  
170299147-5, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial



Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Manolo Espinosa de la Haza

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Yo Manolo Espinosa de la Haza con cédula de identidad:  
1712300304, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Marcelo Franco Granda Astudillo

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

\_\_\_\_\_

Yo Francisco Granda, con cédula de identidad:  
190004405-1, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Francisco Granda

Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Moisés Eduardo Paredo Tubos

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Moisés Eduardo Paredo

Yo Moisés Eduardo Paredo, con cédula de identidad:  
Tubos, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Moisés E. Paredo

Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cual se le realizarán las pruebas

CORREA CRUZ, EFRAIN, Bolívar.

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Yo Bolivar Correa, con cédula de identidad:  
1107241799, certifico que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conllevar, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con el estudio en mención.

Entiendo que la realización de las pruebas se llevarán a cabo mediante el uso  
del dispositivo electrónico MYO Armband, el cual se coloca sobre el antebrazo  
del miembro superior dominante, así como el funcionamiento general de este,  
el cual interactúa con un software desarrollado por el estudiante en conjunto  
con el director del proyecto de la Universidad Tecnológica Equinoccial

Bolivar Correa

Firma del Paciente

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD  
TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL DE QUITO ECUADOR

Consentimiento Informado para la Investigación de la tesis Titulada "DISEÑO Y  
CONSTRUCCIÓN DE UN EXO-ESQUELETO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBLORES INVOLUNTARIOS DE LA MANO"

Nombre de la persona a la cuál le realizarán las pruebas

Rosette Ermelinda Molina Aguilar

Nombre del representante legal (Si se Requiere)

Mario Efraim Fajardo Molina

Yo Rosette Ermelinda Molina, con cédula de identidad:  
060213147-6, una vez que se me han informado los procedimientos  
que se van a llevar acabo en mi persona, además de los riesgos que estos  
conlleven, los cuales corresponden a una investigación de riesgo mínimo, y en  
forma voluntaria y sin ninguna presión o inducción de cualquier tipo, estoy de  
acuerdo en realizar las pruebas para contribuir con dicho estudio.

Entiendo que la realización de las pruebas hace uso del dispositivo electrónico  
MYO Armband que se coloca en el antebrazo del miembro dominante, así como  
el funcionamiento general de este, el cual interactúa con un software  
desarrollado por el estudiante en conjunto con el director de la Universidad  
Tecnológica Equinoccial

Firma del Paciente

Mario Fajardo Molina  
060213147-6