

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

“Automatización de ciclos de movimiento programado para un
exoesqueleto de 6-GDL”

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

INGENIERO MECÁNICO

Presentado por:

Gabriel Enrique Sánchez Escudero

Josué Raúl Mármol Mosquera

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2019

DEDICATORIA

El presente trabajo lo dedico a mis padres y hermanos, quienes siempre estuvieron apoyando cuando más lo necesitaba y me ayudaron a que nunca me rinda para alcanzar mi objetivo.

Gabriel Enrique Sánchez Escudero

A Dios, de quien he recibido innumerables bendiciones. A mis padres, pilares fundamentales en mi vida y de quienes vivo profundamente agradecido por todo lo que han hecho por mí. A la memoria de mi mejor amigo de cuatro patas quien en vida estuvo se mantuvo toda noche de estudio a mi lado. A mis hermanos y amigos por todos los momentos compartidos, fuente de alegría que me motivan a seguir adelante. A mi pareja, Fabiana, por todo su apoyo incondicional, cariño y perfecta compañía en cada momento.

Josué Raúl Mármol Mosquera

AGRADECIMIENTOS

Agradezco infinitamente a Dios por ser mi apoyo y fortaleza en aquellos momentos de dificultad y debilidad. A mi Madre María Mercedes Escudero por todo el sacrificio que ha hecho por mí y por ser un pilar fundamental en mi vida. A mi padre Gabriel Sánchez por su constante aliento para que logre mis sueños. A mis hermanos Marco Antonio y Mia Gabriela por su cariño y apoyo incondicional.

Gabriel Enrique Sánchez Escudero

A mi familia por su apoyo a lo largo de mis estudios, especialmente a mis padres Zhenia Mosquera y Fernando Mármol, cuyo amor y abnegación a lo largo de mi vida valoro muchísimo y me han permitido cumplir un sueño más. A mi tutor, el PhD. Francis Loayza por su confianza depositada en nosotros en el desarrollo y finalización de este proyecto de grado

Josué Raúl Mármol Mosquera.

DECLARACIÓN EXPRESA

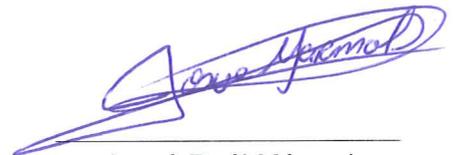
"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; Gabriel Enrique Sánchez Escudero, Josué Raúl Mármol Mosquera y Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



Gabriel Enrique
Sánchez Escudero



Ph.D. Francis Roderich
Loayza Paredes

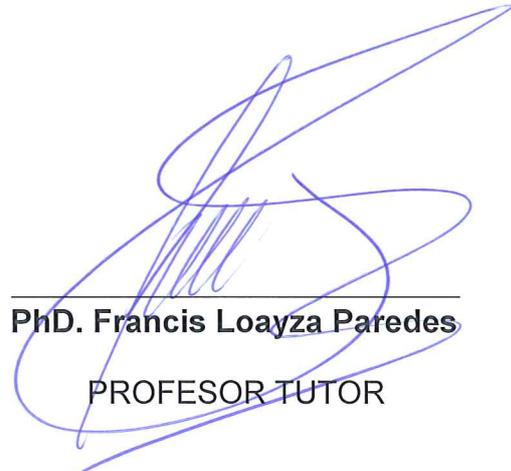


Josué Raúl Mármol
Mosquera

EVALUADORES



PhD. Francis Loayza Paredes
PROFESOR DE LA MATERIA



PhD. Francis Loayza Paredes
PROFESOR TUTOR

RESUMEN

La discapacidad motriz en niños es una problemática presente en aproximadamente 13000 infantes ecuatorianos. Estos casos son tratados generalmente con procesos de rehabilitación manuales. Para ello en la Espol se desarrolló un exoesqueleto robótico con el objetivo de minimizar el sobreesfuerzo, y errores del especialista. El presente proyecto consistió en la automatización de movimientos terapéuticos pre-establecidos y el rediseño del sistema de movimiento de los tobillos del exoesqueleto con el objetivo de implementar una base de datos de movimientos y brindar autonomía al dispositivo.

Se inició con la obtención de las curvas patrones de movimiento de cada extremidad disponiendo de una base de datos de rutinas de rehabilitación. Para el sistema de control se implementó un procesador Raspberry Pi-3, dónde además se almacenan los movimientos preestablecidos. Se implementó también una botonera que permite la interacción con el exoesqueleto. Finalmente, se diseñó y fabricó un nuevo sistema de tobillo aplicando un factor de seguridad superior a la unidad.

Los resultados mostraron que el exoesqueleto simula correctamente las curvas patrones, obteniendo así los movimientos deseados. Además, que es posible seguir aumentando la base de datos con movimientos adicionales, para ejecutar más rutinas de rehabilitación. Por otra parte, el nuevo sistema de tobillos cumplió con los parámetros requeridos, mejorando notablemente la precisión del movimiento.

Se concluye que la implementación del sistema de control brinda autonomía y facilita la ejecución de las rutinas de rehabilitación realizadas por el exoesqueleto.

Palabras Clave: Exoesqueleto, Rehabilitación, Automatización, Rediseño.

ABSTRACT

Motor disability in children is a problem present in approximately 13,000 Ecuadorian infants. These cases are generally treated with manual rehabilitation processes. For this, a robotic exoskeleton was developed in Espol with the objective of minimizing overexertion, and errors from specialist. The present project consisted in the automation of pre-established therapeutic movements and the redesign of the exoskeleton ankle movement system with the objective of implementing a database of movements and providing autonomy to the device.

It began with the obtaining of the standard movement curves of each limb with a database of rehabilitation routines. A Raspberry Pi-3 processor was implemented for the control system, where the preset movements are also stored. A keypad that allows interaction with the exoskeleton was also implemented. Finally, a new ankle system was designed and manufactured by applying a higher safety factor to the unit.

The results showed that the exoskeleton correctly simulates the pattern curves, thus obtaining the desired movements. In addition, it is possible to continue increasing the database with additional movements, to execute more rehabilitation routines. On the other hand, the new ankle system complied with the required parameters, significantly improving the precision of the movement.

It is concluded that the implementation of the control system provides autonomy and facilitates the execution of rehabilitation routines performed by the exoskeleton.

Keywords: Exoskeleton, Rehabilitation, Automation, Redesign

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS.....	V
SIMBOLOGÍA.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VII
ÍNDICE DE TABLAS.....	VIII
ÍNDICE DE PLANOS.....	IX
CAPÍTULO 1.....	1
1. Introducción.....	1
1.1 Descripción del problema.....	1
1.2 Justificación del problema.....	2
1.3 Objetivos.....	4
1.3.1 Objetivo General.....	4
1.3.2 Objetivos Específicos.....	4
1.4 Marco teórico.....	4
1.4.1 Discapacidad Motriz.....	4
1.4.2 Consecuencias de la discapacidad motriz en niños.....	5
1.4.3 Tratamientos para la discapacidad motriz.....	6
1.4.4 Exoesqueletos para rehabilitación.....	7
1.4.5 Sistemas de control en exoesqueletos.....	11
CAPÍTULO 2.....	13
2. Metodología.....	13
2.1 Estado actual del exoesqueleto.....	13
2.1.1 Componentes actuales del sistema.....	14

2.2	Mejoras y Nuevas implementaciones	16
2.2.1	Procesador	16
2.2.2	Rediseño del sistema de movimiento de los tobillos.....	19
2.2.3	Control de mando	22
2.3	Movimientos del exoesqueleto	22
2.3.1	Obtención de curvas patrones de movimientos	23
2.4	Nueva configuración del sistema.....	25
2.4.1	Implementación de nuevo sistema de control.....	27
CAPÍTULO 3.....		30
3.	Resultados Y ANÁLISIS	30
3.1	Análisis de esfuerzos del rediseño	30
3.2	Análisis de las curvas de movimiento.....	32
3.3	Análisis de nueva configuración del sistema	38
3.4	Análisis de costos.....	39
3.5	Otras modificaciones	40
CAPÍTULO 4.....		42
4.	Conclusiones Y Recomendaciones	42
4.1	Conclusiones.....	42
4.2	Recomendaciones.....	43
BIBLIOGRAFÍA		
APÉNDICES		

ABREVIATURAS

GDL	Grados de Libertad
PCI	Parálisis Cerebral Infantil
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
OMS	Organización Mundial De La Salud
CONADIS	Consejo Nacional Para La Igualdad De Discapacidades
LNB	Laboratorio de Bioingeniería y Neuroimagen
FIMCP	Facultada de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción
3D	3 dimensiones
PLA	Poliácido Láctico
AISI	American Iron and Steel Institute
EMG	Señales Electromiografías
HAL	Exoesqueleto Asistencial Híbrido
PWM	Pulse Width Modulation
DLC	Diagrama de Cuerpo Libre

SIMBOLOGÍA

kg	Kilogramo
°	Grado
m	Metro
cm	Centímetro
mm	Milímetro
W	Watt
N	Newton
Nm	Newton-metro
s	Segundo
V	Voltios
A	Amperios
MPa	Mega pascal
HZ	Hercios
GB	Gigabyte

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Porcentaje de discapacitados en el Ecuador según su edad.	1
Figura 1.2 Exoesqueleto robótico de 6GDL.....	3
Figura 1.3 Método Kabat “Flexión + Abducción + Rotación interna miembro inferior”.....	7
Figura 1.4 Paciente utilizando exoesqueleto HAL “Instituto de Rehabilitación Brooks” ...	8
Figura 1.5 Paciente en tratamiento con órtesis robotizada “LOKOMAT”	9
Figura 1.6 Paciente usando el primer prototipo del dispositivo “LOPES”	10
Figura 1.7 Prototipo de exoesqueleto de marcha pediátrico “ATLAS 2020”	11
Figura 2.1 Modelo 3d y prototipo del exoesqueleto del “LNB”	13
Figura 2.2 DCL de niño de 10 años en posición sentado.	21
Figura 2.3 Alternativas de mejora para juntas rotatoria de tobillos.	21
Figura 2.4 Teclado matricial 4x4.....	22
Figura 2.5 Cinemática y cinética de adultos y jóvenes.	23
Figura 2.6 Ángulos de articulaciones “flexión de rodilla sentado”	25
Figura 2.7 Diagrama de conexiones eléctricas del exoesqueleto.....	27
Figura 2.8 Diagrama de flujo del algoritmo de control	28
Figura 3.1 Nuevo sistema de movimiento del tobillo.	30
Figura 3.2 Esfuerzo de Von Mises del soporte del pie.	31
Figura 3.3 Esfuerzo de Von Mises del soporte en L.	32
Figura 3.4 Esfuerzo de Von Mises de la agarradera en V.	32
Figura 3.5 Resultados de posición angular del movimiento de flexión de rodilla.....	34
Figura 3.6 Resultados de posición angular del movimiento de pararse y sentarse.	36
Figura 3.7 Resultados de posición angular del movimiento de marcha.....	38
Figura 3.8 Botonera de control	41

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Especificaciones del motor EC 323772.	15
Tabla 2.2 Especificaciones del motor EC 397172.	15
Tabla 2.3 Especificaciones del driver ESCON 36/3 EC.....	16
Tabla 2.4 Tabla de valores de importancia para la matriz de decisión.	18
Tabla 2.5 Tabla de ponderación de criterios de selección.....	18
Tabla 2.6 Ponderación de los criterios de selección.....	19
Tabla 2.7 Matriz de decisión del procesador del exoesqueleto	19
Tabla 2.8 Peso de los componentes del cuerpo humano	20
Tabla 2.9 Dimensiones de los segmentos del cuerpo humano	20
Tabla 2.10 Características físicas del grupo de prueba seleccionado.....	24
Tabla 2.11 Pines de motores, sentido de giro, señal PWM y posición angular.	26
Tabla 3.1 Resultado de la simulación del soporte del pie (AISI 1100).....	31
Tabla 3.2 Resultado de la simulación del soporte en L (AISI 1100).	31
Tabla 3.3 Resultado de la simulación de la agarradera en V (AISI 1100).	32
Tabla 3.4 Datos de potenciómetros	39
Tabla 3.5 Tabla de costos	39

ÍNDICE DE PLANOS

PLANO 1 Sistema de movimiento del tobillo

PLANO 2 Tapa de tobillo

PLANO 3 Soporte en L

PLANO 4 Agarradera en V

PLANO 5 Sostenedor de pie

PLANO 6 Refuerzo del soporte de la cadera

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Descripción del problema

La discapacidad en América latina, principalmente en los grupos etarios correspondiente a niños menores de edad y adultos mayores de 65 años es un tema complejo que tiene una enorme repercusión en el carácter social y económico. Dado que, en la mayoría de los casos, estas personas no reciben ningún tipo de tratamiento, ocasiona un agravamiento del trastorno y esto limita a la persona en su desarrollo personal y social. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), un 10 % de la población latinoamericana posee algún tipo de discapacidad, solo superando este valor Brasil, con una superioridad de la discapacidad del 14.5% (Schkolnik, 2010).

Según reporta el Consejo Nacional Para la Igualdad de Discapacidades (Conadis), en el Ecuador, 460.586 de habitantes correspondiente al 2.67% de la población ecuatoriana sufre de algún tipo de discapacidad de índole físico, intelectual, auditiva, visual y psicosocial, donde el 7.24 % pertenece al grupo conformado por niños menores de 12 años (Figura 1.1). Además, se registra que un gran porcentaje de este grupo, presentan problemas en sus funciones motoras principales (CONADIS, 2019). Ocasionados por factores congénitos, hereditarios y factores adquiridos en la etapa post-natal, tales como: traumatismos, infecciones, asfixia, anoxia, accidentes cerebro vasculares, neurológicos, etc.

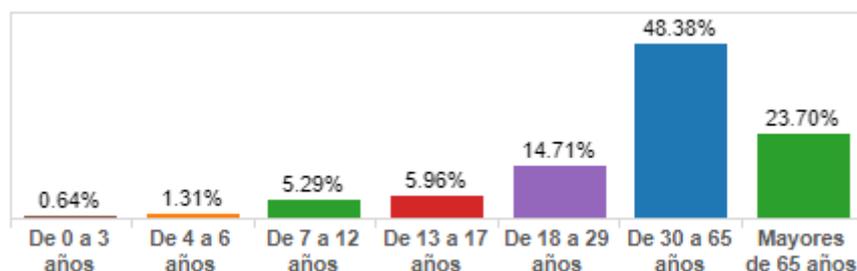


Figura 1.1 Porcentaje de discapacitados en el Ecuador según su edad.

Fuente: Ministerio de salud pública, 2 de abril 2019

La discapacidad motora en niños es una problemática que perjudica a muchos infantes en la actualidad, se manifiesta como la dificultad que presentan los niños para realizar actividades intrínsecas de su vida cotidiana, que surge como consecuencia de un cambio en la información que el cerebro envía a las extremidades o cuando existe alguna complicación en los huesos, músculos y en las articulaciones. Que con lleva a alteraciones en las funciones de desplazamiento y de manipulación ejecutadas por las extremidades superiores o inferiores de la persona (Lujambio Irazábal, A.,2010).

Hoy en día, en gran medida, estos casos son tratados mediante procesos de rehabilitación; de forma manual, donde los fisioterapeutas requieren de un arduo esfuerzo físico para realizar el tratamiento. Este tipo de trabajo conlleva múltiples factores de riesgo, donde los trastornos más usuales que padecen están vinculados con el aparato musculoesquelético, en particular aquellos que perjudican la columna vertebral y extremidades superiores. Además de estar expuestos a riesgos biológicos y psicosociales (ERGA-FP, 2011). La complejidad de la ejecución de los distintos tratamientos, el incremento en el número de pacientes a tratar, las actividades físicas intensas y el sobreesfuerzo realizado por el fisioterapeuta abre la posibilidad de errores y equivocaciones, que en consecuencia podrían producir efectos secundarios en los músculos y articulaciones de los pacientes.

1.2 Justificación del problema

En la actualidad, con el desarrollo de la tecnología y la robótica, se ha llevado a cabo el uso de exoesqueletos en diversas aplicaciones de la medicina, siendo así una de las más populares la robótica de rehabilitación, donde los procesos de rehabilitación se mejoran de manera sustancial, reduciendo el riesgo laboral ocupacional de los fisioterapeutas que pueden contraer lesiones musculoesqueléticas. Por ejemplo, problemas de cuello, hombros, espalda, muñecas y manos, producto de la actividad laboral, causando afectaciones en los tendones (tendinitis) y espasmos musculares. Con respecto a la mano, la parte afectada con mayor frecuencia es el pulgar, por el hecho que en gran medida las

técnicas de terapia manual requieren un mayor uso del pulgar que de los demás dedos (Gyer, G., Michael, J., & Inklebarger, J. 2018).

Al mismo tiempo, los exoesqueletos proporcionan asistencia que potencia las cualidades físicas de los pacientes con enfermedades neurológicas como lesiones espinales, accidentes cerebrovasculares y afecciones degenerativas de la médula espinal, permitiendo un incremento de su fuerza y resistencia, mejorando así su funcionalidad de las extremidades superiores e inferiores (Alfonso-Mantilla J, Martínez-Santa J. 2016). Además, el uso de estos mecanismos puede suministrar mediciones cuantitativas permitiendo el monitoreo y análisis del progreso de la rehabilitación (Vélez, D., 2011).

Para esto, el Laboratorio de Bioingeniería y Neuroimagen (LNB) de la FIMCP cuenta con un exoesqueleto robótico de 6 GDL, el cual está diseñado para uso en terapias de rehabilitación y posee un algoritmo de control de movimientos para cada una de las articulaciones, pero no dispone del sistema de control que permita la ejecución de movimientos terapéuticos pre-establecidos. Por consiguiente, en este trabajo se realizará la automatización de ciclos de movimiento para el exoesqueleto de 6 GDL con la finalidad que realice funciones intrínsecas, que permitan al paciente capaz de realizar un conjunto de movimientos básicos, como ponerse de pie, caminar, sentarse. Obteniendo así, una mejora considerable en el proceso de rehabilitación y de la condición del paciente.



Figura 1.2 Exoesqueleto robótico de 6GDL

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Implementar un sistema de control para una serie de movimientos programados del exoesqueleto, seleccionados y accionados a través de un mando.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Rediseñar y fabricar a través de impresión 3D determinados componentes estructurales del exoesqueleto de la FIMCP.
- Desarrollar el sistema de control de los ciclos de movimientos en una tarjeta de control “Raspberry”
- Implementar una botonera de mando para el accionamiento de los movimientos.

1.4 Marco teórico

1.4.1 Discapacidad Motriz

La discapacidad motriz constituye una alteración de la capacidad del movimiento que perjudica en diferentes grados a las funciones de desplazamiento, manipulación o respiración, reduciendo el desarrollo interpersonal e intrapersonal del individuo. Esta afectación acontece cuando se encuentran algún tipo de alteraciones en los músculos, huesos, articulaciones o cuando hay una lesión en el cerebro que afecta el área motriz, que impide a la persona moverse de forma apropiada y realizar movimientos continuos con precisión, a causa de factores congénitos, hereditarios y adquiridos (José Pérez & Maite Garaigordobil. 2017).

1.4.1.1 Factores Congénitos

Se manifiestan como malformaciones congénitas (Parálisis cerebral, tumores, espina bífida, agenesias, etc.) que se producen en la etapa de gestación de la persona, ocasionados por múltiples factores, tales como, la excesiva exposición a radiación o sustancias tóxicas, infecciones, presión alta dentro del útero y embarazos múltiples (José Pérez & Maite Garaigordobil. 2017).

1.4.1.2 Factores hereditarios

Son aquellos que se transmiten de padres a hijos como, por ejemplo, distrofia muscular de Duchenne, osteogénesis imperfecta que afectan la resistencia del musculo y huesos, respectivamente. De manera que imposibilita el correcto desarrollo motriz del individuo. (José Pérez & Maite Garaigordobil. 2017).

1.4.1.3 Factores Post-natal

Ocasionados frecuentemente por traumatismos, infecciones, anoxia, asfixia, accidentes vasculares, parálisis cerebral, etc. que afectan el área del cerebro conformada por la corteza motora cerebral, encargada de procesar, analizar y suministrar la información de movimiento, causando dificultades en el movimiento y control de ciertas partes del cuerpo humano. (Lujambio Irazábal, A.,2010).

1.4.2 Consecuencias de la discapacidad motriz en niños

1.4.2.1 Espasticidad

La espasticidad en niños es un trastorno sensitivo-motor determinado por la pérdida equilibrio entre los procesos de contracción y relajación de los músculos, provocando una sensación de malestar y pesadez de las extremidades, todo esto debido a una perturbación del sistema nervioso central. Consecuencia de diversas patologías, como la parálisis cerebral infantil (PCI), traumatismo encefálico, adrenoleucodistrofia, entre otras (García Díaz E, 2004).

1.4.2.2 Tono muscular

Contracción natural del cuerpo para mantener una posición, dependiente de la inervación eferente provocada por el sistema nervioso hacia los músculos. El tono muscular presenta dos condiciones. En la primera, el musculo disminuye su resistencia al estiramiento, conocida como “Hipotonía”. Por lo contrario, la segunda condición “hipertonía” presenta un aumento excesivo de la resistencia, el musculo se caracteriza por estar flexionado constantemente (García-Alix & Quero, 2012).

1.4.2.3 Distonía

Trastorno de movimiento que se manifiesta en forma de contracciones musculares recurrentes e incontrolables, provocando movimientos repetitivos de torsión y de posturas no deseados. Que incluyen contracción de músculos agonistas y antagonistas, debilidad del tono muscular, problema en la comunicación y/o discapacidad cognitiva (María Mónica, M. R., Susana Lillo, S., & Alejandro cubillos, L. (2014).

1.4.3 Tratamientos para la discapacidad motriz

Los métodos fisioterapéuticos para el tratamiento de la discapacidad motriz consisten en inhibir el tono excesivo, proveer y facilitar al paciente patrones de movimientos normales. Los cuales se clasifican en cinco grandes grupos según “Rémy-Néris”:

1. Técnicas de base: Instalación y posicionamiento, Movilización, Posturas, Estiramientos.
2. Métodos neuromotores: Bobath, Kabat, Brunnstrom.
3. Métodos sensitivo-motores: Perfetti, Rood.
4. Electroterapia: Estimulación Eléctrica Funcional, Electroestimulación T.E.N.S., Biofeedback (señal E.M.G.).
5. Métodos con agentes físicos: Vibraciones tendinosas, Crioterapia, Termoterapia.

Por ejemplo: En los métodos neuromotores, el método “Kabat” consta de ejercicios de contracción-relajación e inhibición recíproca, mientras el “Brunnstrom” utiliza esquemas de movimientos primitivos aplicando sinergias de flexión y extensión (García Díaz, E. 2004).



Figura 1.3 Método Kabat “Flexión + Abducción + Rotación interna miembro inferior”.

Fuente: Mena, Ospina & Sarmiento, 2017

1.4.4 Exoesqueletos para rehabilitación

Los exoesqueletos son dispositivos con una estructura electromecánica que al ser usada por una persona se combina con la forma del cuerpo y proporciona energía para el cumplimiento de las funciones motrices. Los objetivos de una implementación de un exoesqueleto pueden resumirse en aumento del poder humano, interacciones hápticas y rehabilitaciones.

En lo que concierne al estado del arte de esta tecnología, el aumento de poder humano se ha visto plasmado en el diseño del Instituto de Tecnología de Kanazawa el cual ayuda a enfermeras para el cuidado de sus pacientes (Yamamoto et al, 2002). En la Universidad de Tsukuba se han creado algunas generaciones de trajes capaces de ayudar al operador a realizar todas sus actividades físicas del día a día, incluyendo algunas de trabajos con cargas pesadas (Sankai, 2011). Las interacciones hápticas han sido introducidas por la compañía GE a partir de los años 70's con el exoesqueleto Handyman y el último exponente de esta aplicación es el proyecto diseñado en el 2010 por Pierre et al, EXOSTATION, que permite a un operador controlar de forma remota a un robot mediante una interfaz háptica basada en un exoesqueleto.

En lo que respecta a rehabilitación, los exoesqueletos pueden ser diseñados para el uso de los miembros superiores o inferiores y han demostrado alta efectividad en el tratamiento de pacientes con discapacidad motriz. (Alfonso- Matilla J y Martínez-Santa J, 2016; Kao et al, 2010). De hecho (Evans, Hartigan, Kandilakis, Pharo & Clesson, 2015) al incluir exoesqueletos en los procesos de rehabilitación de pacientes con lesiones espinales crónicas, obtuvieron mejoras en el patrón de marcha, incremento del consumo de oxígeno y mayor tolerancia de variables hemodinámicas ante el esfuerzo físico. Adicionalmente, se ha demostrado que, al utilizar estos trajes, los usuarios mejoran su capacidad de mantener el balance cuando se encuentren con una postura bípeda, intensifican su propiocepción y extienden el rango de movimiento de cadera, rodilla y tobillo. (Aach et al, 2014; Asselin, Avedissian, Knezevic, Kornfeld y Spungen, 2016)

1.4.4.1 Modelos de exoesqueletos existentes

En Japón, la empresa de robótica y tecnología, Cyberdyne, ha desarrollado un Esqueleto Asistencial Híbrido, conocido como HAL (Sankai Y., 2011). Este exoesqueleto puede ser utilizado mediante Control Cibernético Voluntario o Control Cibernético Autónomo. Con el control voluntario, el traje ayuda a realizar las tareas físicas al operador permitiéndole moverse libremente. Al contrario, con el control autónomo se establecen los movimientos que se desea que cumpla el operador y el traje las realiza. En el año 2012, en conjunto con la Universidad de Tsukuba, se realizaron ensayos hospitalarios del traje HAL llegando a más de 130 instituciones médicas a lo largo de Japón. En el 2013 recibió una certificación de seguridad global y llegó a ser el primer dispositivo robótico para tratamiento médico.



Figura 1.4 Paciente utilizando exoesqueleto HAL “Instituto de Rehabilitación Brooks”

Fuente: Amy Nordrum, 2019

El exoesqueleto LOKOMAT es una órtesis robotizada utilizada en adultos y niños cuyo uso está orientado a la rehabilitación de la capacidad de marcha gracias a la repetición de movimientos específicos. Estas repeticiones potencian la neuroplasticidad del paciente. La Dra. Lorena Llorente y Katherine Robles (2014) explican la terapia con LOKOMAT en niños y exponen los beneficios de la aplicación de este tipo de terapias.



Figura 1.5 Paciente en tratamiento con órtesis robotizada “LOKOMAT”

Fuente: D. Lorena Llorente & C. Katherine Robles, 2016

La Universidad holandesa de Twente creó el exoesqueleto energizado para las extremidades inferiores (LOPES) (Edwin H.F. van Asseldonk & Herman van der Kooij, 2012). Este cuenta con una estructura para las piernas conformado por tres articulaciones, dos en la cadera y una en la rodilla. Su propósito es evaluar las capacidades motoras del operador y dar soporte en el proceso de rehabilitación de víctimas de accidentes cerebrovasculares. Tiene modos de operación similares al HAL, control voluntario y control autónomo.



Figura 1.6 Paciente usando el primer prototipo del dispositivo “LOPES”

Fuente: Edwin H.F. van Asseldonk & Herman van der Kooij, 2012

En España, la investigadora Elena García Armada con su empresa Marsi Bionics, presentó en el 2016 el primer exoesqueleto diseñado para la rehabilitación las extremidades inferiores de niños con atrofia muscular espinal. El dispositivo de Marsi Bionics llamado ATLAS, imita la marcha de un niño y aporta la fuerza de la que carece el usuario. Este Exoesqueleto se compone de una estructura de aluminio y titanio con 6 articulaciones donde estarán los motores (Cadera, rodilla y tobillo de cada pierna).



Figura 1.7 Prototipo de exoesqueleto de marcha pediátrico “ATLAS 2020”

Fuente: Marsi Bionics

1.4.5 Sistemas de control en exoesqueletos

Para una óptima implementación de esta tecnología se busca que estos trajes demuestren un grado de “comportamiento inteligente” debido a que esta aplicación requiere del exoesqueleto la capacidad de reconocer e interpretar información que pueda utilizar como sustento para actuar de manera autónoma.

En exoesqueletos, se necesita el uso de subsistemas que administren, ordenen, dirijan y regulen el comportamiento del sistema. Este conjunto de subsistemas es mejor conocido como sistema de control y el estado del arte indica que las estrategias para el control y automatización pueden clasificarse en modelos dinámicos y modelos basados en una acción muscular.

Los modelos dinámicos derivan de la simulación del cuerpo humano como barras rígidas sujetas por juntas (articulaciones) y puede ser desarrollado a partir de: un modelo matemático, la identificación de un sistema o de algún método de inteligencia artificial.

La capacidad de la inteligencia artificial de resolver problemas no lineales le ha otorgado gran popularidad a este método atrayendo a muchos investigadores a emplear esta opción para la creación de modelos dinámicos. Estos sistemas consisten en entrenar una red neuronal mediante el uso de señales de entrada y salida de manera que el sistema se comporte como un modelo dinámico inverso. Las entradas son la posición, velocidad y aceleración angular de las juntas del exoesqueleto.

Por otro lado, los sistemas basados en una acción muscular parten de señales obtenidas de una electromiografía pretendiendo predecir las fuerzas con las que se desplegarán los músculos asociados a una articulación del cuerpo humano. Estos sistemas se obtienen ya sea de un modelo muscular paramétrico o no paramétrico

El exoesqueleto del Laboratorio de Bioingeniería y Neuroimagen (LNB) de la FIMCP tiene en su sistema de control un algoritmo donde se está implementado algoritmos de inteligencia artificial, utilizando una red neuronal. El principio de funcionamiento de esta red consiste en una estructura informática con 100 “neuronas” o perceptrones actuando de manera paralela donde los datos son procesados en un perceptrón y luego transmitidos a otra en forma de una señal de activación siempre que ambos se encuentren conectados entre sí.

Como requerimiento de la red neuronal, se tiene que el algoritmo de control incluye un método de entrenamiento, a lo cual se entiende por otorgar una valoración a las conexiones entre neuronas de manera que la red se convierta en la función que relacione los datos de entrada y salida. El método que se desarrolla en el exoesqueleto se trata de la propagación hacia atrás de error súper auto adaptativa (SuperSAB). Este método consiste en aplicar una tasa de aprendizaje para cada parámetro de la red neuronal. Los valores de estas tasas no son constantes, sino que se adaptan antes de usarse en el entrenamiento (Kruse, 2013).

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

2.1 Estado actual del exoesqueleto

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó el prototipo del exoesqueleto robótico de 6 GDL perteneciente al Laboratorio de Bioingeniería y Neuroimagen (LNB) de la FIMCP. El exoesqueleto fue diseñado y construido con el objetivo que pueda ser implementado en la rehabilitación de niños con discapacidad motriz (Begué J & Cobeña W, 2017).

El prototipo del exoesqueleto consta de una estructura telescópica de aluminio siendo capaz de regular su altura desde 66 cm hasta 86 cm. Además, los componentes estructurales no sujetos a cargas significativas fueron impresos en 3D utilizando PLA.

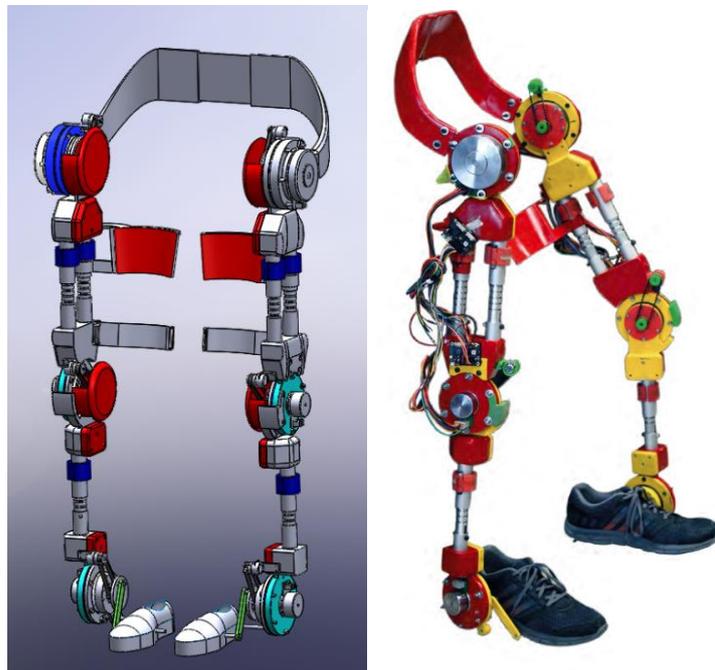


Figura 2.1 Modelo 3d y prototipo del exoesqueleto del “LNB”

Fuente: Begué et al; Revista Focus edición 75, 2017

El sistema de control para este dispositivo robótico está basado en redes neuronales con el método SuperSAB para el entrenamiento de la red. También, fue

incorporada, en este sistema, la tarjeta Arduino Mega 2560 para intermediar entre los componentes electrónicos del exoesqueleto las instrucciones del algoritmo de control desarrollado en Matlab (Alcívar E. ,2018). En este programa se incorporaron datos de la marcha de niños y jóvenes para que los motores reproduzcan esos valores de posición y el exoesqueleto simule la caminata humana. Adicional a esto, gracias al uso de potenciómetros para la medición de posiciones, se consolidó un sistema de adquisición y procesamiento de datos que reduce el error entre las curvas patrón y las aproximaciones del exoesqueleto.

2.1.1 Componentes actuales del sistema

2.1.1.1 Actuadores

El exoesqueleto fue diseñado para usar actuadores en cada articulación, 1 en cada lado de la cadera, uno en cada rodilla y tobillo, sumando así tres en cada pierna y 6 en total. Los actuadores son motores eléctricos EC, cada uno con un sistema de engranaje armónico como reductor de velocidad. Los motores EC tienen la particularidad de tener incorporado en su diseño, imanes permanentes en el rotor y un sistema rectificador de tensión consiguiendo una alta eficiencia energética. Con 6 motores EC para el exoesqueleto, para la cadera se tienen 2 motores MAXON EC 323772 (90 W) y para las rodillas y tobillos 4 motores MAXON EC 397172 (70 W). La tecnología de los engranajes armónicos consta de un disco elíptico llamado generador de ondas, una ranura flexible con dientes externos y una ranura circular fija con dientes internos. La clave de este diseño es que existen menos dientes en la ranura flexible que en la ranura fija y su reducción ocurre debido a que cuando el generador de ondas gira, deforma a la ranura flexible haciendo que gire permitiendo el juego con la ranura fija gracias a que los dientes de ambas encajan perfectamente dando como resultado altas relaciones de transmisión con un peso muy ligero y ruido mínimo; además, una controlabilidad y precisión excepcional.

Tabla 2.1 Especificaciones del motor EC 323772.

CARACTERÍSTICA	VALOR	UNIDAD
Voltaje Nominal	24	V
Velocidad Nominal	2650	RPM
Velocidad Máxima	5000	RPM
Corriente Nominal	4,39	A
Torque Nominal	387	Nm
Potencia	90	Watts
Constante de Tiempo Térmico del Devanado	52,6	s
Constante de Velocidad	135	RPM/V
Numero de par de Polos	12	-----

Fuente: Maxon Motor Company, 2017

Tabla 2.2 Especificaciones del motor EC 397172.

CARACTERÍSTICA	VALOR	UNIDAD
Voltaje Nominal	24	V
Velocidad Nominal	4860	RPM
Velocidad Máxima	10000	RPM
Corriente Nominal	3.21	A
Torque Nominal	128	mNm
Potencia	70	Watts
Constante de Tiempo Térmico del Devanado	29.6	s
Constante de Velocidad	259	RPM/V
Numero de par de Polos	8	-----

Fuente: Maxon Motor Company, 2017

2.1.1.2 Controladores

Todos los motores son controlados por las tarjetas ESCON36/3 EC, las cuales son las tarjetas recomendadas por el fabricante de los motores. Estos controladores fueron programados mediante el programa ESCON Studio para ser usados como reguladores de la velocidad y torque del motor. El controlador traduce señales PWM en valores de velocidad para el motor.

Tabla 2.3 Especificaciones del driver ESCON 36/3 EC.

CARACTERÍSTICA	VALOR	UNIDAD
Voltaje Nominal de Operación	10...36	V
Corriente de salida (I_{cont}/I_{max})	2.7/9	A/A
Voltaje de Alimentación a Sensores Hall	5	V
Frecuencia de modulación por ancho de pulso.	53.6	kHz
Frecuencia de muestreo para el controlador PI de corriente.	53.6	kHz
Frecuencia de muestreo para el controlador PI de corriente.	5.36	kHz
Temperatura de Operación	-30...+45	°C

Fuente: Maxon Motor Company, 2012

2.2 Mejoras y Nuevas implementaciones

A más de la tarea de implementar un sistema de control para la automatización de los ciclos de movimiento, se encontraron algunas oportunidades para mejorar el desempeño del exoesqueleto.

Para que todo el sistema opere de manera independiente de un computador, se decidió integrar una unidad de procesamiento autónoma. Al encontrarse con varias alternativas similares para esta labor, se elaboró una matriz de decisión para una mejor elección del mejor procesador para este proyecto. Además, de la disociación del exoesqueleto con el computador se originó el inconveniente de no tener el teclado como dispositivo para dar órdenes al programa. Siendo así que, para resolver este inconveniente y para facilitar el control del exoesqueleto a las personas ajenas al uso de software de programación, se optó por incorporar una botonera de mando en la cual con pocas teclas se pueda mover a través de las opciones del programa, seleccionar la rutina a seguir y darle marcha o detener el movimiento del exoesqueleto.

2.2.1 Procesador

Como requisitos para la nueva unidad de procesamiento se debe tener una rapidez mayor a 1,2 GHz, una memoria RAM de al menos 1 GB, un puerto serial, 30 entradas y salidas digitales con al menos 10 capaces de ser configuradas como

salidas PWM, 6 entradas y salidas analógicas. Adicional a esto, que tenga la conversión analógico-digital sea de al menos 12 bits.

Dados los requisitos mínimos, se encontró para la nueva unidad de procesamiento del exoesqueleto varias opciones que permitiesen implementar un algoritmo de control con redes neuronales cumpliendo las condiciones previas. Dichas alternativas fueron una tarjeta

1. Una tarjeta de arreglos de compuertas programables en el campo, FPGA
2. Un ordenador de placa reducido, Raspberry Pi 3
3. un circuito integrado para aplicaciones específicas (ASIC).

Para una adecuada selección del procesador, se elaboró una matriz de decisión estableciendo los siguientes requerimientos:

- A. Fácil implementación en el exoesqueleto
- B. Lenguaje de programación de baja complejidad
- C. Buen desempeño del método de entrenamiento de la red neuronal

Por otro lado, los criterios para la selección de la mejor alternativa fueron definidos como parámetros esenciales por considerar por parte de cada posible opción, y dichos criterios fueron:

- Desempeño del algoritmo de control
- Costo
- Mantenibilidad
- Programabilidad

Desempeño del algoritmo de control: con este criterio se pretende conocer cuán capaz es el procesador de ejecutar la red neuronal y de permitir que se desarrolle de manera fluida.

Costo: Es necesario que el costo del dispositivo no sea tan elevado tanto de manera que el costo final del exoesqueleto sea competente para su mercado objetivo.

Mantenibilidad: este criterio busca determinar cuan capaz es el dispositivo para ser reparado. Se pretende evaluar también la facilidad para encontrarlo en el mercado y poder intercambiarlo en caso de existir algún daño.

Programabilidad: Este criterio indica que tanto puede el procesador configurar el algoritmo principal, además de permitir implementar mejoras y nuevas propuestas.

Para la determinación de la ponderación y para la matriz de decisión se utilizó la siguiente tabla con una escala de valores para indicar el nivel de importancia o correlación que existe con relación a los criterios de selección.

Tabla 2.4 Tabla de valores de importancia para la matriz de decisión.

Descripción	Relación
Excelente	5
Bueno	4
Regular	3
Malo	2
Muy Malo	1

Tabla 2.5 Tabla de ponderación de criterios de selección

Procesador					
	A	B	C	Sumatoria	Ponderación
Desempeño del algoritmo de control	1	3	5	9	0,27
Costo	5	1	3	9	0,27
Mantenibilidad	3	1	1	5	0,15
Programabilidad	1	5	4	10	0,30
Total				33	1,00

Con los requisitos y criterios se realizó una matriz para determinar la ponderación que tendrá cada criterio en la matriz de decisión, Estas ponderaciones representan

la significancia y trascendencia de estos criterios en elección. A continuación, se detallan los valores de los mismos.

Tabla 2.6 Ponderación de los criterios de selección

Criterios	Ponderación
Desempeño del algoritmo	27%
Costo	27%
Mantenibilidad	15%
Programabilidad	30%

Tabla 2.7 Matriz de decisión del procesador del exoesqueleto

Criterio de selección	Peso	FPGA		Raspberry Pi 3		ASIC	
		Puntaje	Puntaje pesado	Puntaje	Puntaje pesado	Puntaje	Puntaje pesado
Desempeño del algoritmo de control	27	5	125	3	75	4	100
Costo	27	3	108	4	144	4	144
Mantenibilidad	15	2	38	3	57	2	38
Programabilidad	30	3	60	5	100	1	20
Puntaje total		339		388		279	
Orden		2		1		3	

Resultado de esta matriz, se seleccionó el ordenador de placa reducida Raspberry Pi 3 modelo B. Este dispositivo procesador se encarga de ejecutar las instrucciones del algoritmo principal, es decir, del envío de señales a los controladores de los motores y del registro e interpretación de los datos de retroalimentación (posición angular) que entrega el encoder para que la respuesta del sistema de control sea más precisa y relativamente insensible a perturbaciones externas.

2.2.2 Rediseño del sistema de movimiento de los tobillos

Se examinó la idea de realizar un nuevo diseño para sistema de transmisión de potencia propio de las articulaciones de los tobillos, en vista de que el sistema actual presenta falencias y limitantes al momento de usarse, dado que el movimiento que

ofrece no es de buena presión, adicionalmente el equipo necesita de zapatos especiales, para su utilización. Lo que resulta un problema dado que el tamaño del pie de una persona es variable y se necesitaría un par de zapatos por cada usuario. Por tal motivo se llevó a cabo el rediseño del sistema de los tobillos, tomando en cuenta los siguientes criterios de funcionamiento:

- Facilidad para su colocación
- Precisión de movimiento
- Adaptabilidad a los diferentes tamaños de pie.

Para el rediseño del sistema se consideró las medidas antropométricas de los usuarios del equipo, se tomó como referencias los trabajos de (Plagenhoef, S., Evans, FG, y Abdelnour, 1983) y (Park, S., Park, S., Kim, J., & Kim, 1999). Con los cuales se sacó los valores de pesos de las partes del cuerpo de una persona en función de su peso total (Tabla 2.9) y sus concernientes longitudes de acuerdo con la altura del individuo (Tabla 2.10), respectivamente.

Tabla 2.8 Peso de los componentes del cuerpo humano

Partes del cuerpo humano	Porcentaje del peso total [%]
Mano	0.65 %
Antebrazo	1.87 %
Brazo	3.25 %
Muslo	10.5 %
pie	1.43 %
Canilla	4.75 %
Resto del cuerpo	77.55%

Fuente: Plagenhoef, Gaynor Evans, & Abdelnour, 1983

Tabla 2.9 Dimensiones de los segmentos del cuerpo humano

Partes del cuerpo humano	Porcentaje de altura total [%]
Mano	10.8%
Antebrazo	15.1%
Brazo	20.2%
pierna	48.5%
Largo de pie	14.6%
Ancho de pie	5.9 %
Canilla	27.4%

Fuente: Park, S. C., Kim, J. H., & Kim, C.-B1999)

Con la información anterior y tomando como referencia las características físicas de un niño promedio de 10 años (Apéndice A), que posee un peso 33 [kg] y una altura de 138 [cm], respectivamente. Se obtuvo que el peso soportado por la mitad del exoesqueleto es de 13.74 [kg]. Con lo cual se determinó la carga crítica aplicada en el sistema (punto D). Obtenido que los motores necesitan proporcionar un par de torsión de 66.31 [Nm] para que el sistema se levante.

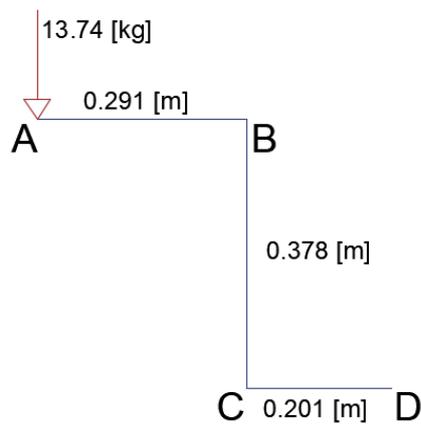


Figura 2.2 DCL de niño de 10 años en posición sentado.

A continuación, se presentan unas posibles alternativas de solución de mejoras del sistema de movimiento.

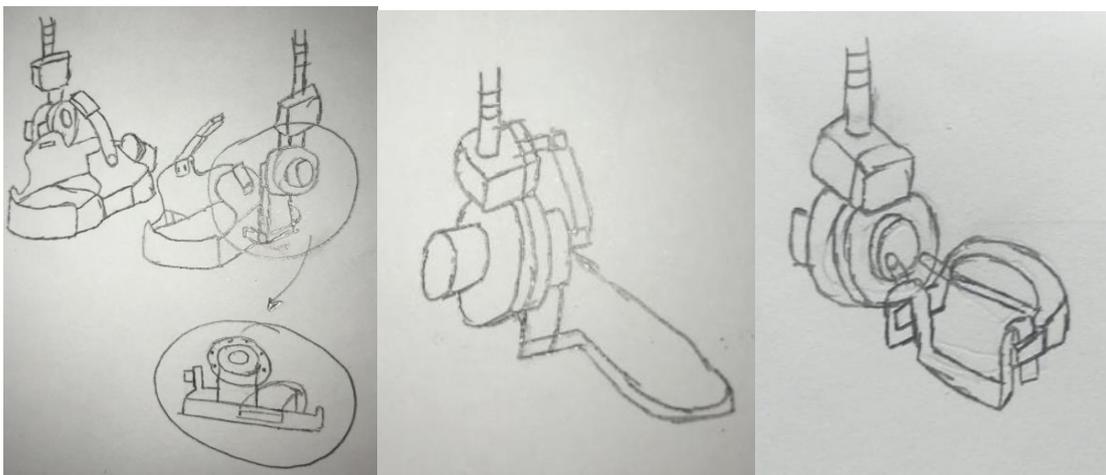


Figura 2.3 Alternativas de mejora para juntas rotatoria de tobillos.

2.2.3 Control de mando

Una mejora crucial e importante para uso del exoesqueleto era que los movimientos ejecutados sean accionados por el usuario solo con pulsar un botón. Por lo cual se elaboró una botonera fácil de manipular, utilizando determinados pines analógicos y digitales de la tarjeta Arduino Mega 2560, un teclado matricial 4x4, un display LCD de 16x2, un buzzer encargado de emitir un sonido al momento de oprimir las teclas y ciertos componentes electrónicos, todo esto colocado en un estuche impreso en PLA. En la cual se colocó un botón de parada de emergencia en el caso una situación de peligro.



Figura 2.4 Teclado matricial 4x4

Fuente: Arduino, 2019

2.3 Movimientos del exoesqueleto

Las actividades de movimientos llevadas a cabo por el equipo se basan en el principio de seguimiento de un conjunto de curvas patrones. Estas curvas patrones están comprendidas por ángulos de rotación perteneciente a cada articulación de las extremidades inferiores, las cuales varían dependiendo de la actividad a realizarse.

El sistema de control implementado en el exoesqueleto tiene la función de mandar estos datos pertenecientes a las curvas patrones a cada motor de las articulaciones. Adicionalmente, se retroalimenta al sistema de control con los datos reales de rotación ejecutados por los motores mediante los sensores (encoder),

de esta manera el sistema reduce el error entre ellas y obtiene un movimiento lo más parecido posible.

2.3.1 Obtención de curvas patrones de movimientos

Para esta sección del proyecto fue necesario dividir en dos grupos la búsqueda y obtención de las curvas patrones de movimientos a imitar por el exoesqueleto, dado por la falta de información de patrones de movimientos que no sean modelos de caminata a diferentes velocidades.

2.3.1.1 Movimientos de marcha

Para el movimiento de marcha imitado por el exoesqueleto, se utilizó como referencia la información publicada por (Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., & Ferrarin, M., 2011). Las curvas de movimiento arrojan valores de ángulos de rotación correspondiente a las articulaciones inferiores, específicamente pelvis, cadera, rodilla y tobillo, las cuales están graficadas en función de un ciclo de movimiento de caminata (Figura 2.2).

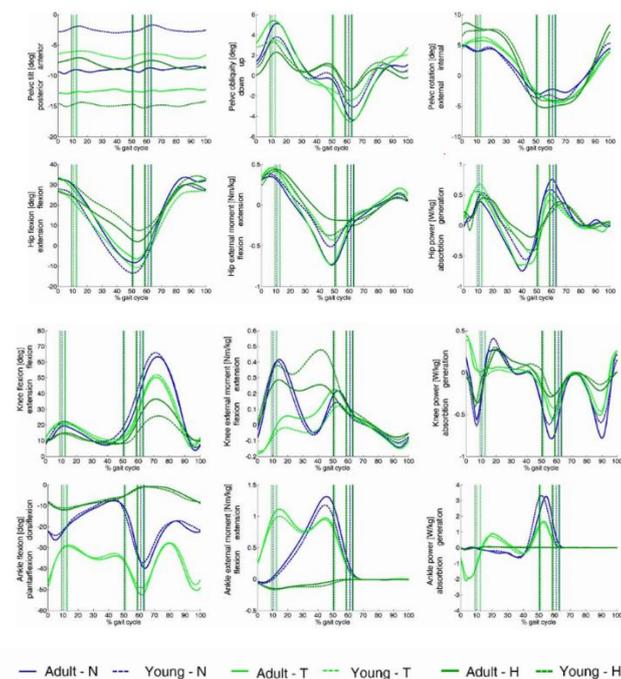


Figura 2.5 Cinemática y cinética de adultos y jóvenes.

Fuente: Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., & Ferrarin, M. (2011).

Obtenidas mediante un análisis de marcha instrumentado utilizando un sistema de captura de movimiento compuesto por un conjunto de 9 cámaras del tipo SMART-E y 29 marcadores reflectivos LAMB posicionados en la cabeza, extremidades superiores, tronco, pelvis y extremidades inferiores, dado su importación como herramienta de precisión en el ámbito del estudio de movimiento. Además, con el apoyo de un grupo de cuarenta sujetos de prueba conformados por veinte adultos entre los 22 y 77 años de edad y otro grupo de veinte jóvenes con edades entre los 6 a 17 años de edad. Donde fueron sometidos a realizar cinco diversas pruebas locomotrices (caminar a diferentes velocidades, en puntas, en talón, bajar y subir escalones).

Por consiguiente, para el proceso de entrenamiento de la red neuronal, se consideró trabajar con los datos de caminata pertenecientes al grupo de niños, a velocidad natural (N), donde su valor medio estándar en jóvenes saludables es aproximadamente de 1.50 m/s (Barreira, Rowe & Kang, 2010). Estos patrones corresponden a los movimientos de flexión-extensión de la cadera y rodilla, y de flexión plantar-dorsal del tobillo. A continuación, se muestra los datos de características físicas del grupo seleccionado.

Tabla 2.10 Características físicas del grupo de prueba seleccionado.

Grupo	Jóvenes
Prueba locomotriz	Caminata natural
Masa promedio (m ± □m)	41.4 ± 15.5 kg
Estatura promedio (h ± □h)	1.47 ± 0.20 m
Rapidez media (v± □v)	1.27 ± 0.26 m/s

2.3.1.2 Movimientos versátiles

Los movimientos variables o versátiles relacionados con nuestro proyecto son un conjunto de tres movimientos que comprenden en imitar las acciones de ponerse de pie, sentarse y realizar un ejercicio de flexión-extensión de rodilla (Ejercicio de rehabilitación). Estos fueron obtenidos de manera manual, mediante el uso de una cámara Nikon D3300 y marcas de referencia de color rojo colocadas en las articulaciones inferiores, por la insuficiencia de información relevante de

movimientos que no sean caminar. Con lo cual se procedió a registrar los movimientos deseados, para su posterior análisis y determinación de los ángulos de rotación de las articulaciones inferiores con la aplicación del software AutoCAD.



Figura 2.6 Ángulos de articulaciones “flexión de rodilla sentado”

2.4 Nueva configuración del sistema

La nueva configuración del exoesqueleto consiste en el ordenador de placa reducida Raspberry Pi 3 modelo B como unidad central de procesamiento conectado a una tarjeta Arduino Mega 2560 que se desempeña como intermediario entre las señales del procesador y los controladores de cada motor. Los controladores reciben de la tarjeta Arduino señales de control de máximo 5V con 40mA y gracias a su previa programación, deriva esos valores en señales más altas que necesitan los motores. Ya puesto en marcha cada motor, los reductores armónicos con una relación de transmisión de 160:1 disminuye la elevada velocidad del motor para que el exoesqueleto se mueva con velocidades apropiadas para una persona.

Para el suministro de voltaje y corriente en los controladores y motores fue utilizada una fuente regulable de marca GW INSTEK y modelo GPS – 4303. Conectando

dos de sus canales en paralelo se obtuvo 30 V y 6 A. Por otro lado, la tarjeta Arduino y Raspberry Pi fueron alimentados por un transformador - rectificador de 110V AC a 12V DC.

Para un mejor control de los movimientos, se dispuso en cada junta un encoder rotativo incremental, quien conectado a la tarjeta Arduino, mide la posición angular de cada articulación con respecto a la siguiente y envía esta información como datos de retroalimentación para que se pueda ser utilizada por el algoritmo de control en la Raspberry Pi.

En la configuración del sistema eléctrico, todas las conexiones de los drivers y potenciómetros convergen a la tarjeta Arduino. En la tabla 2.10 se muestran los pines utilizados por cada articulación para la habilitación de motores, sentido de giro del motor, señal PWM para velocidad del motor y señal analógica de posición angular.

Tabla 2.11 Pines de motores, sentido de giro, señal PWM y posición angular.

	Tobillo Izquierdo	Rodilla Derecha	Cadera Derecha	Tobillo Izquierdo	Rodilla Izquierda	Cadera Izquierda
Señal PWM	6	7	8	9	10	11
Habilitación de motor	24	26	28	30	32	34
Sentido de Giro	25	27	29	31	33	35
Posición Angular	A0	A1	A2	A3	A4	A5

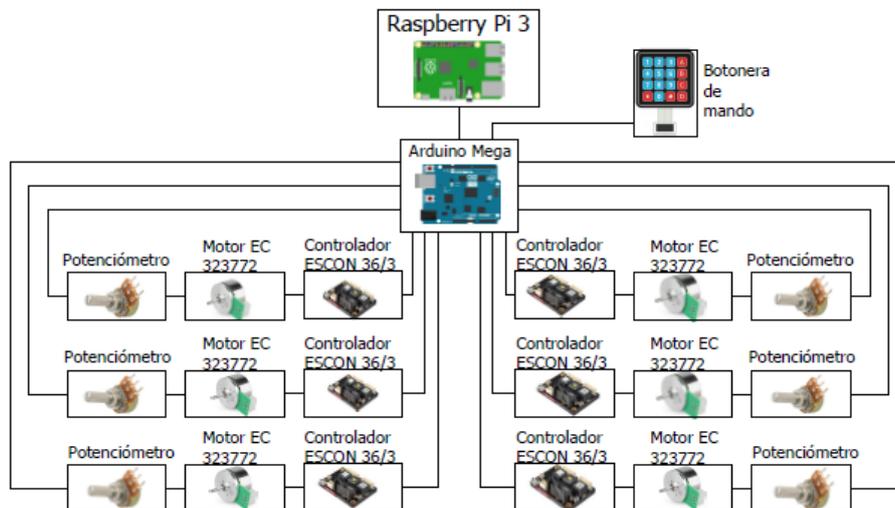


Figura 2.7 Diagrama de conexiones eléctricas del exoesqueleto

2.4.1 Implementación de nuevo sistema de control

Dado el uso del ordenador Raspberry Pi como unidad procesadora del dispositivo, se requirió una migración del lenguaje de programación del algoritmo principal a Python para que su ejecución sea independiente de un computador. Además, debido a la incorporación de nuevos componentes y rediseño en la estructura, se trabajó en una actualización del algoritmo de control para que el exoesqueleto se adapte a las mejoras. Esta modificación en el programa consistió en lo siguiente:

- Adquisición de datos de posición angular con mayor resolución
- Fácil implementación de nuevos ciclos de movimiento
- Accionamiento de exoesqueleto mediante botonera de mando

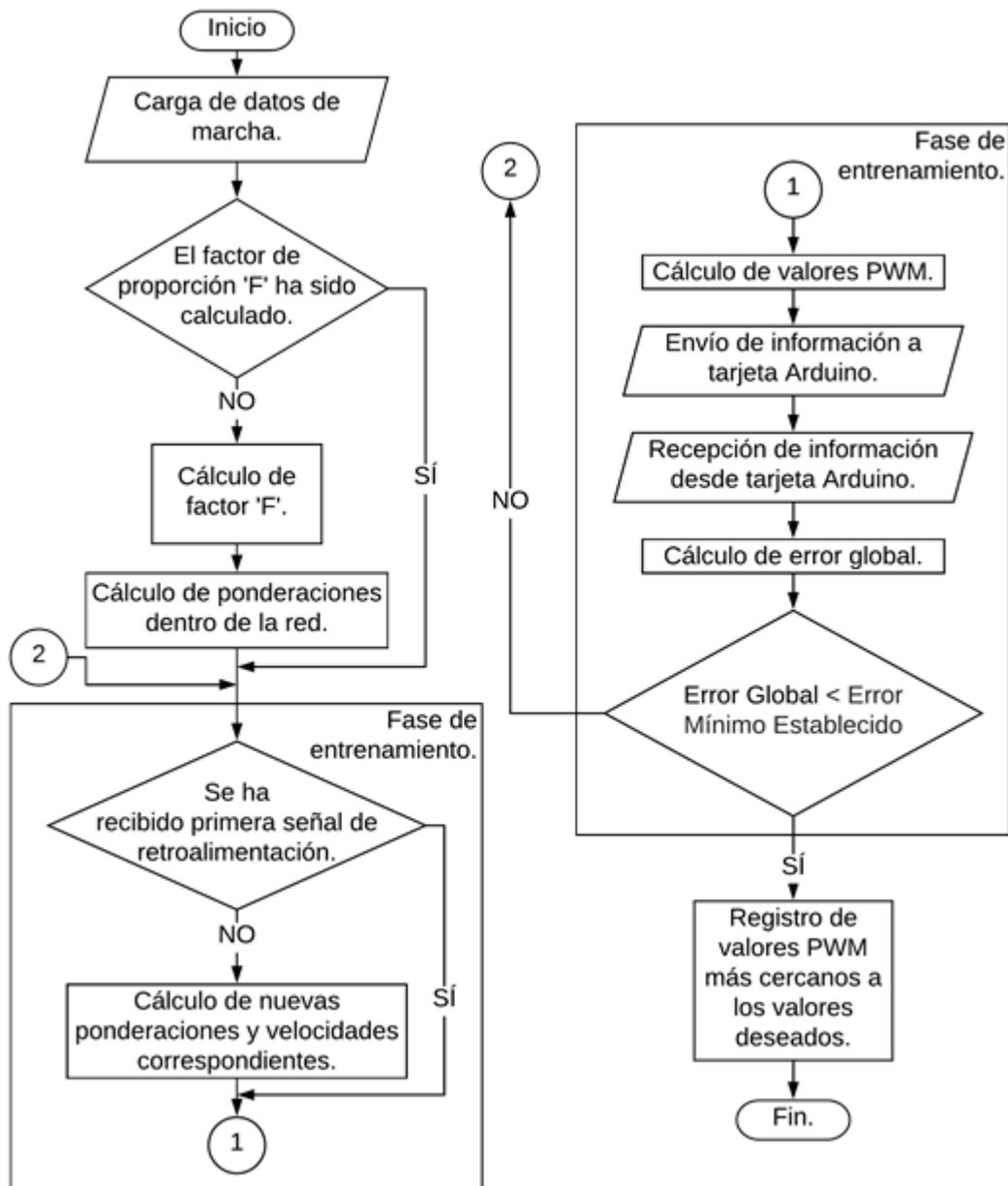


Figura 2.8 Diagrama de flujo del algoritmo de control

Fuente: Alcívar E. (2018).

El nuevo algoritmo de control fue desarrollado en el lenguaje Python para que pueda ser ejecutado por la Raspberry Pi que cuenta con un sistema operativo libre, RASPBIAN (distribución de GNU Linux). Al ser una migración de un anterior código de programación desarrollado para Matlab, se conservó la estructura principal que comprende un menú de opciones en el que el usuario gestione las actividades del

exoesqueleto. Cada opción, así como la velocidad, será seleccionada mediante la botonera de mando.

Cuando el usuario escoge la opción para que empiece el movimiento y se active la red neuronal con su método de entrenamiento, el programa comienza a cargar los datos del ciclo de movimiento (escogido previamente en otra opción del menú). Luego, se calcula un factor "F" de relación entre los rpm del motor y la señal modulada PWM. Con los datos cargados de la curva del ciclo de movimientos, la red neuronal ejecuta su método de entrenamiento de los perceptrones para obtener una aproximación a la curva patrón. Los valores que fueron determinados por los perceptrones representan la velocidad angular con la que se girarán las articulaciones del exoesqueleto. Estos valores son luego traducidos a números decimales codificados en binario (valores entre 0 y 255) mediante una división con el factor "F". Esta operación se realiza con el fin de que se envíen estos valores a cada uno de los controladores de manera que estos regulen la velocidad de los motores en todo momento mientras se realiza la rutina de movimientos.

Con la incorporación del sensor, la tarjeta Arduino registra la posición angular de cada articulación en valores decimales codificados en binario (valores de 0 a 1023). Con estos valores se calcula y grafica la velocidad media obtenida del giro del motor. Con el error entre la curva de referencia y la curva resultante de velocidad, se procede a recalcular las ponderaciones mediante el método de propagación hacia atrás de error súper autoadaptativa (SuperSAB). Esto dará resultado otros valores de velocidad y por consiguiente otro valor de error. Este procedimiento se vuelve iterativo hasta la obtención de un error mínimo, que se debe precisar para que finalice la etapa de entrenamiento. Toda la información obtenida de las curvas durante el entrenamiento es almacenada para un análisis posterior.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se describe los resultados del rediseño y fabricación del sistema de transmisión de movimiento del tobillo y obtención de las curvas de movimientos preprogramadas a seguir por el exoesqueleto en base a los criterios y especificaciones prestablecidos en el Capítulo 2. Además, se detallará el desarrollo del sistema de control de los ciclos de movimientos accionados con la tarjeta Raspberry.

3.1 Análisis de esfuerzos del rediseño

Se efectuó un análisis de esfuerzos de las piezas que estarán sometidas a mayores cargas del nuevo sistema de movimiento del tobillo, utilizando el método de elementos finitos con la ayuda del software SolidWorks. Con el cual se demostró que las piezas que componen el rediseño del tobillo soportan sin inconvenientes las diferentes cargas que el exoesqueleto estará sometido una vez esté en funcionamiento. Para las simulaciones se consideró una carga máxima de trabajo permisible de 50 [Kg], cuyo valor es muy superior al peso promedio de un niño de 12 años con estatura normal, según la CDC (Apéndice A).

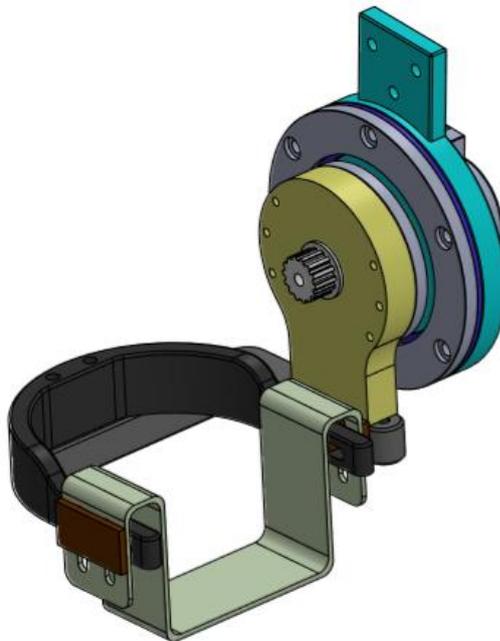


Figura 3.1 Nuevo sistema de movimiento del tobillo.

Para los parámetros de simulación se usó de material al aluminio AISI 1100, en consideración a que la mayoría de las piezas del exoesqueleto existentes están elaboradas del mismo material, dado a sus buenas propiedades de corrosión y bajo peso. Los resultados indican factores de seguridad mayor que la unidad, los valores a pesar de ser no tan altos son lo bastantes confiables como para asegurarse que el equipo no fallara. Puesto que se realizó el análisis considerando valores que están por encima de los parámetros normales de funcionamiento del exoesqueleto.

Soporte de pie

Tabla 3.1 Resultado de la simulación del soporte del pie (AISI 1100).

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	4.98 [Pa]	29.2 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.01[mm]
Factor de seguridad	4.2	4.2

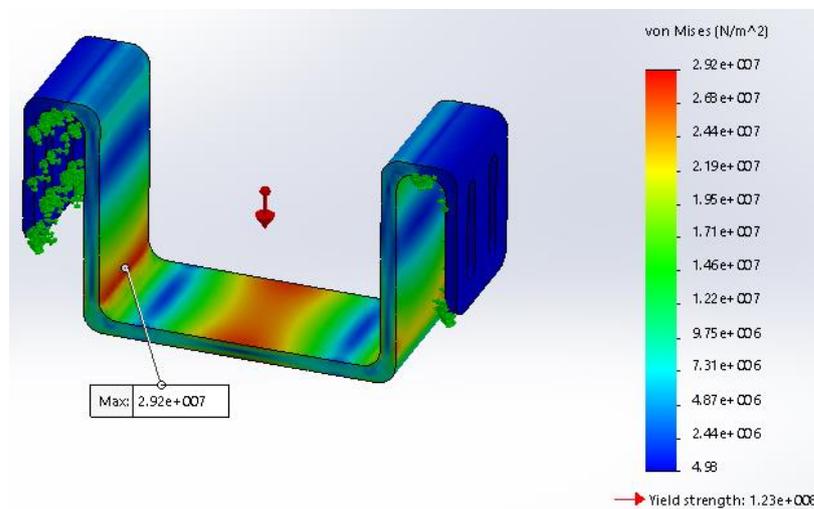


Figura 3.2 Esfuerzo de Von Mises del soporte del pie.

Soporte en L

Tabla 3.2 Resultado de la simulación del soporte en L (AISI 1100).

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	16.2 [kPa]	357 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.0184[mm]
Factor de seguridad	1.2	1.2

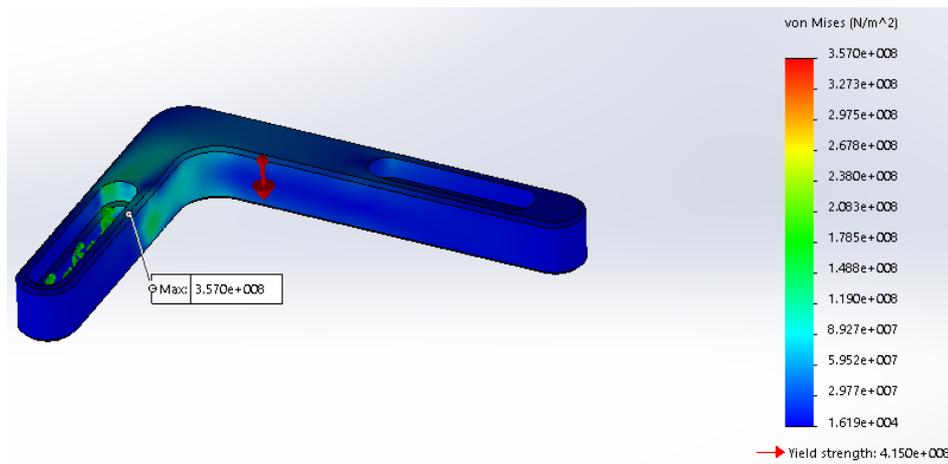


Figura 3.3 Esfuerzo de Von Mises del soporte en L.

Agarradera en V

Tabla 3.3 Resultado de la simulación de la agarradera en V (AISI 1100).

Valor	Mínimo	Máximo
Esfuerzo de Von Mises	3.73 [kPa]	93 [MPa]
Desplazamiento	0 [mm]	0.0221 [mm]
Factor de seguridad	1.4	1.4

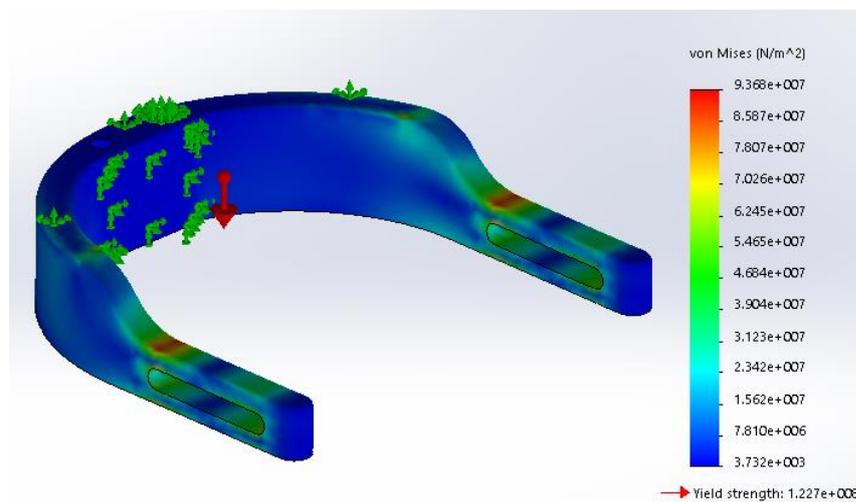


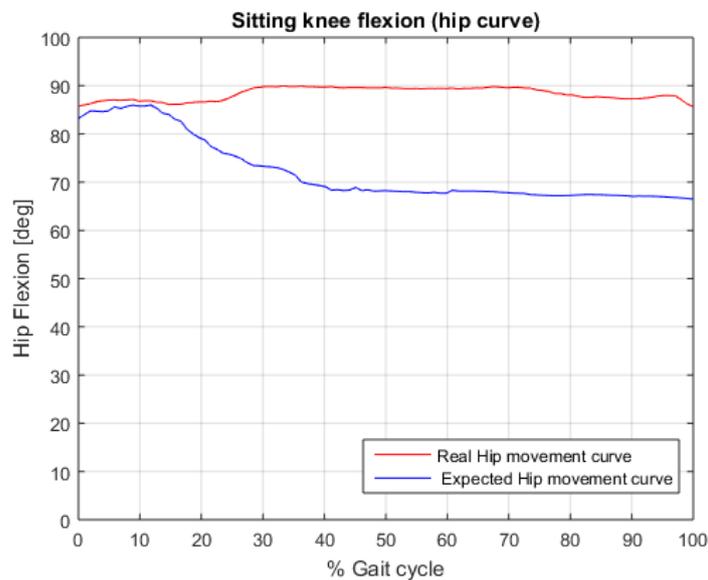
Figura 3.4 Esfuerzo de Von Mises de la agarradera en V.

3.2 Análisis de las curvas de movimiento

Se realizó el análisis de las curvas patrones de movimiento que estarán programadas en el sistema de control y que estarán precargadas para ser accionadas en la modalidad de rutina.

Movimiento de flexión de rodilla

La Figura 3.5 muestra los datos obtenidos de posición angular versus porcentaje de ciclo de movimiento, tanto para las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, respectivamente. En la cual se puede observar que al principio del ciclo la curva de la cadera se asemeja mucho al movimiento patrón, pero luego éste tiene un desfase de aproximadamente 20° . Esto es debido principalmente a problemas netamente del motor, ya que al momento de que la articulación llega a los 90° , el sistema de control deja de mandar corriente al motor dado que llego a la posición requerida, pero el peso de la estructura y la falta de un sistema de frenado que mantenga el eje en una posición fija produce que el motor diré en sentido contrario y se aleje de la curva patrón. Este desfase afecta en poca medida a los movimientos de las demás articulaciones durante ese rango del ciclo.



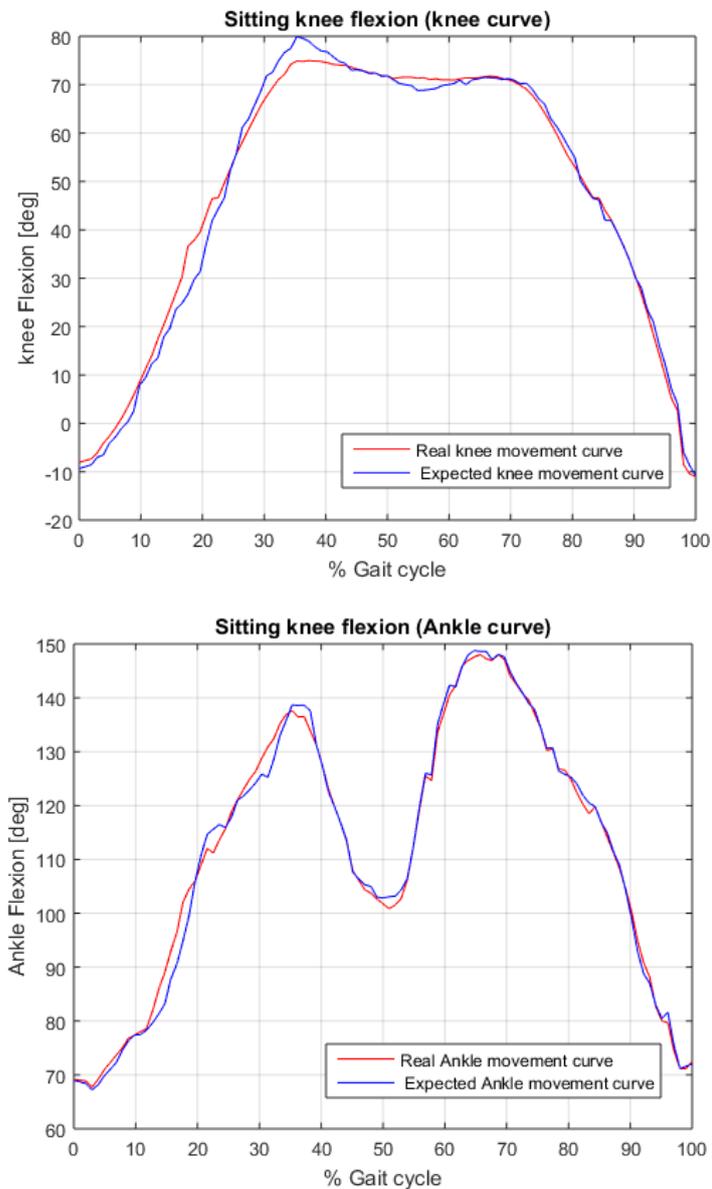


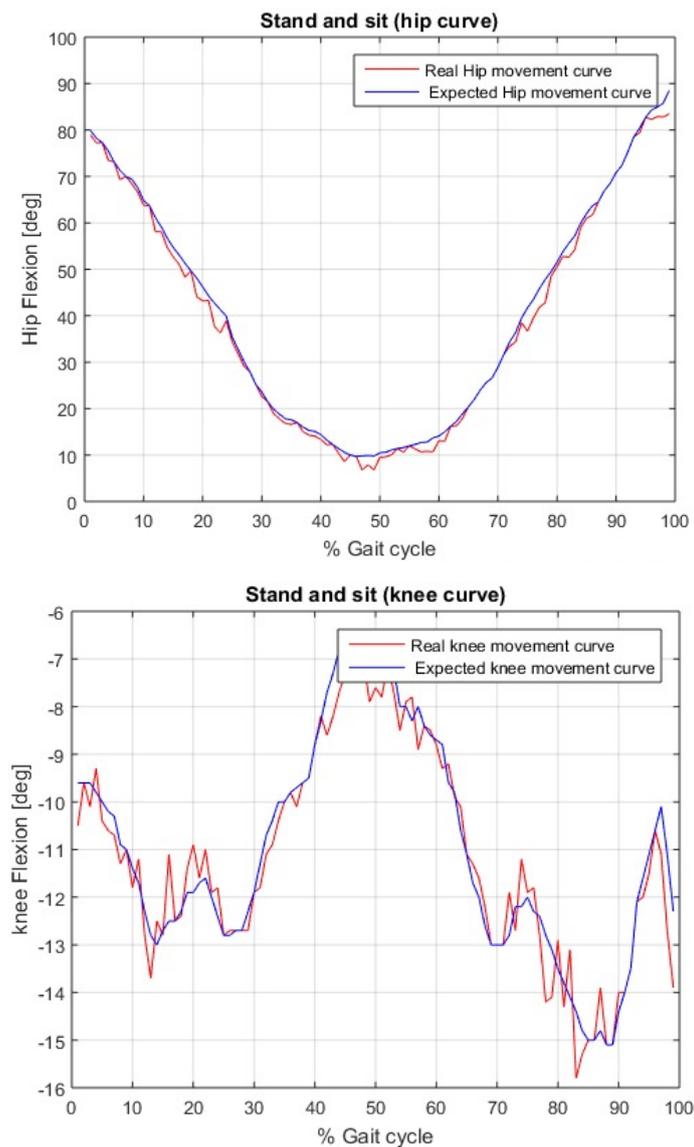
Figura 3.5 Resultados de posición angular del movimiento de flexión de rodilla.

Movimiento de Pararse y sentarse

La figura 3.6 presenta los resultados de posición de la rutina de pararse y ponerse de pie para todo un ciclo de movimiento, donde se puede observar un patrón un poco distorsionado al real.

La influencia de una buena condición mecánica del exoesqueleto es un papel crucial para la correcta ejecución del movimiento, la cual se comprobó

primeramente mediante la ejecución de movimientos libres y calibración. Pero al momento de ejecutar la rutina con el sistema completo, se presentó complicaciones para aproximarse al movimiento deseado. Esto se debe principalmente a efectos mecánicos que se producen al mover toda la estructura. Dado que el sistema de control está influenciado directamente con la transmisión mecánica del exoesqueleto. Es decir, en el caso de que la banda que conecta el sistema de transmisión con el potenciómetro se encuentre floja o desalineada o que no exista la correcta transmisión de potencia entre el motor y los reductores, ocasionado por desajuste y tolerancias contribuyen a la obtención de resultados analógicos erróneos, que después producen una desorganización del movimiento real.



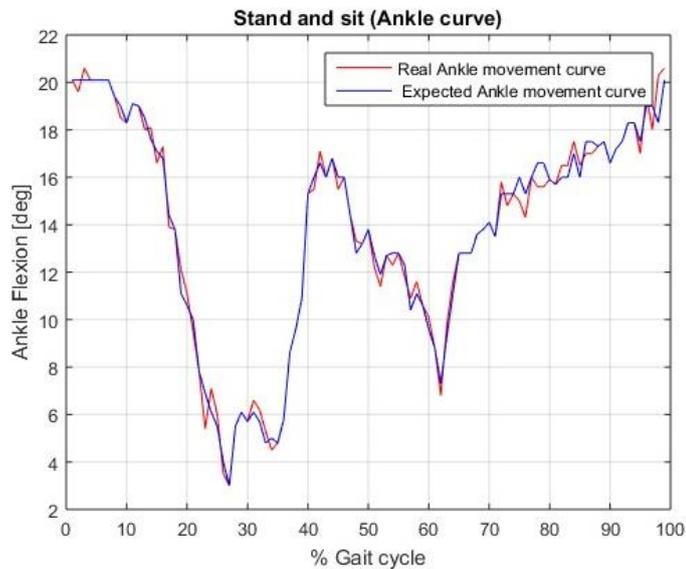
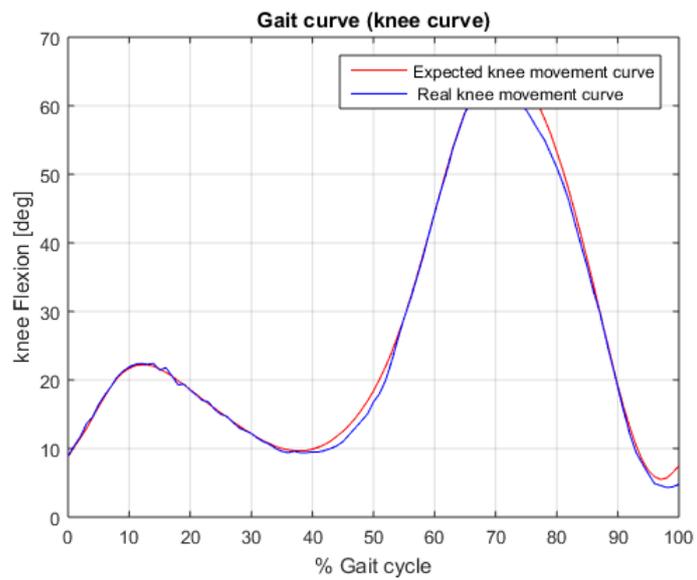
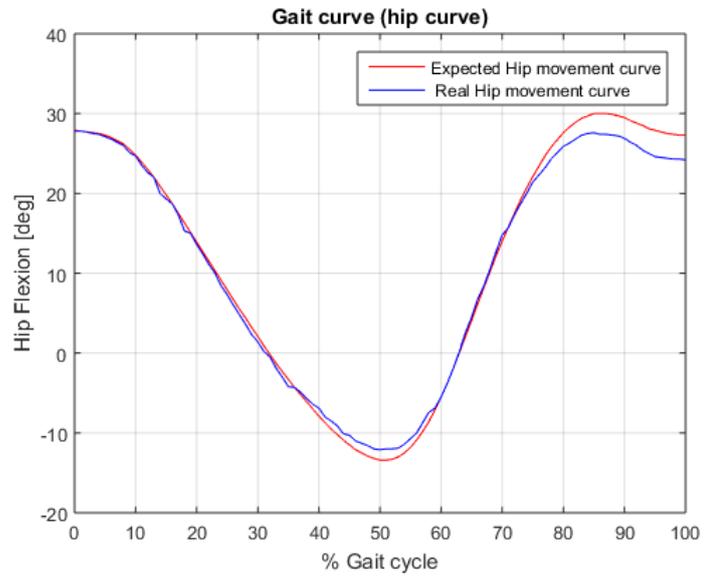


Figura 3.6 Resultados de posición angular del movimiento de pararse y sentarse.

Movimiento de Marcha

La Figura 3.7 muestra los resultados obtenidos de posición angular de marcha versus porcentaje de ciclo de movimiento, de todas las articulaciones, es decir cadera, rodilla y tobillo, respectivamente. Para el primer ciclo de movimiento, obtenidos mediante la modalidad rutina. En la cual se puede observar que el sistema sigue en su mayoría la curva patrón, desviándose en la parte final del ciclo, por motivos mecánicos y eléctricos. Razón por la cual se decidió hacer el análisis para solo el primer ciclo. Debido a cuando se efectuaba el estudio con más de un ciclo, el movimiento ejecutado por el exoesqueleto en los ciclos posteriores va a coincidir con la posición inicial requería, lo que ocasionaba una descoordinación de movimiento, resultando en un movimiento erróneo y nada parecido al esperado. Además, ese desfase puede ser incrementado por la demora entre la transición de envío y recepción de los datos de PWM entre la Raspberry Pi y los motores.



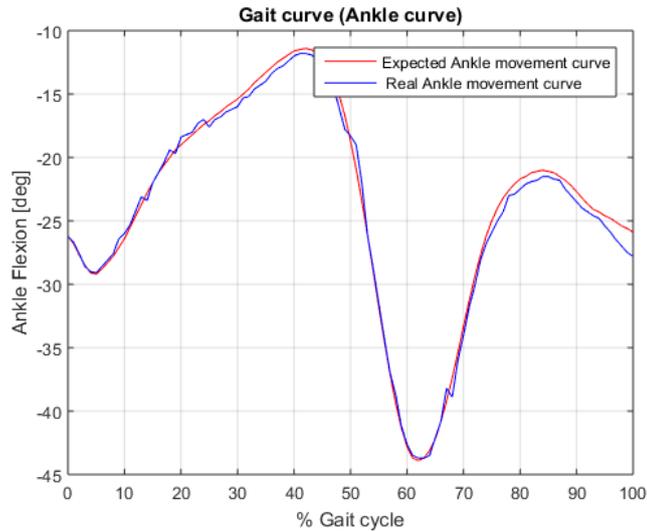


Figura 3.7 Resultados de posición angular del movimiento de marcha.

3.3 Análisis de nueva configuración del sistema

Con la inclusión de la tarjeta Raspberry Pi, se elaboró un código de programación en lenguaje Python compatible con el modelo de Raspberry Pi utilizado. Este programa fue diseñado como un menú de opciones basado en el previo algoritmo de control programado en matlab. El nuevo programa elaborado permitió a la Raspberry comunicarse mediante su puerto USB con la tarjeta Arduino para así ejecutar ordenes de habilitación de motores, movimientos específicos de una articulación, obtención de factores de relación RPM y PWM, selección de rutina (Caminata, sentadilla, extensión de rodilla y tobillo), ejecución de rutina y retorno a posiciones iniciales (Sentado y Parado).

De la instalación de encoders KY-040 en el dispositivo no se obtuvieron resultados favorables de lectura de ángulos debido a una baja resolución de captación de dato, por lo que se restauró la configuración de potenciómetros como instrumentos de medición de posición angular de cada articulación del exoesqueleto.

En la tabla 3.5 se presentan los valores analógicos leídos por los potenciómetros cuando el exoesqueleto se encuentra de pie, además, los valores máximos y mínimos del rango permisible de movimiento de cada articulación.

Tabla 3.4 Datos de potenciómetros

	Tobillo Izquierdo	Rodilla Derecha	Cadera Derecha		Tobillo Izquierdo	Rodilla Izquierda	Cadera Izquierda
Cero	477	609	615		477	609	615
Noventa	846	934	967		846	934	967
Ángulo mín [°]	-65	-5	-45		-65	-5	-45
Ángulo máx [°]	20	100	67		20	100	67

3.4 Análisis de costos

Para el análisis de costo se consideró la suma de los costos de la materia prima (Aluminio AISI 1100), costos de mecanizado y elementos eléctricos extras que fueron utilizados para poner en funcionamiento el exoesqueleto. El costo total de estas mejoras resultó en aproximadamente \$474.44, costo sumado al valor total inicial del exoesqueleto da como resultado un precio total de fabricación del exoesqueleto de \$18474.44, precio que resulta todavía muy competitivo en el mercado.

Tabla 3.5 Tabla de costos

Pieza	Cantidad	costo	total
Aluminio AISI 1100	6	\$3.8	\$22.8
Tapa rodilla	2	\$20	\$40
Soporte L	2	\$30	\$60
Agarradera en v	2	\$55	\$110
Sostenedor pie	2	\$25	\$50
Pantalla lcd 16x2	1	\$4.64	\$4.64
Arduino mega	1	\$20	\$20
Raspberry pi	1	\$75	\$75
Batería portátil	1	\$35	\$35
Teclado numérico	1	\$12	\$12
Componentes eléctricos	1	\$45	\$45
TOTAL			\$474.44

3.5 Otras modificaciones

Se instalaron garruchas en el soporte construido para el montaje del sistema consiguiendo mejor movilidad y manejo del exoesqueleto sin afectar la ejecución de rutinas de movimiento.

Para la incorporación de la pierna derecha y debido a fallos en la pierna izquierda del exoesqueleto se trabajó en las complicaciones mecánicas provenientes de elementos en las articulaciones tanto de la pierna derecha como izquierda. Los elementos deteriorados fueron reemplazados y en caso de estar hechos de PLA, se modificó o elaboró el modelo en 3D para su impresión. Gracias a estos cambios y a la lubricación de cada articulación, se obtuvieron mejoras durante el movimiento del exoesqueleto. Estas mejoras contempladas como un movimiento más fluido durante la ejecución de rutinas, disminución de corriente consumida por los motores, reducción de ruido y de calentamiento en conductores eléctricos y motores.

Asimismo, se trabajó en la renovación de todas las conexiones eléctricas utilizando hilos de cobre entrelazados cubiertos con un protector de plástico con el fin de optimizar la cantidad de cables y la carga ejercida en el exoesqueleto.

A diferencia de los trabajos e investigaciones previas, la metodología presentada en este trabajo pretende dejar al exoesqueleto en un estado operativo e independiente de cualquier computador externo valiéndose del algoritmo de control en base a redes neuronales previamente elaborado en Matlab y posteriormente migrado a Python con nuevos ciclos de movimiento.



Figura 3.8 Botonera de control

Adicionalmente se modificó las configuraciones preestablecidas de los motores en el sistema de control. Para que el exoesqueleto una vez llegue a una posición fija, este se mantenga fijo y no se desplace por la aplicación fuerzas externas. Los motores se deben mantener habilitados y estar recibiendo una señal PWM de cero, esto activa su sistema de frenado.

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- Partiendo del exoesqueleto con una pierna funcional y un algoritmo, dependiente de un computador y del software Matlab, el presente trabajo expone mejoras en la estructura mecánica, sistemas de transmisión, conexiones eléctricas y en un nuevo algoritmo de control, consiguiendo solucionar defectos mecánicos, restaurar la otra mitad del exoesqueleto incorporándola además en los comandos de ejecución de rutinas en el nuevo algoritmo de control, situando al exoesqueleto en un estado operativo además de proporcionarle mayor facilidad y versatilidad durante su operación
- La implementación de la tarjeta Raspberry Pi le brinda al dispositivo independencia y autonomía, siendo ahora posible ejecutar el algoritmo de control en base de redes neuronales, sin necesidad de utilizar un computador externo.
- La inclusión de una botonera como medio de interacción con el exoesqueleto proporciona simplicidad a la operación del dispositivo permitiendo al operario navegar a través del menú de opciones usando un teclado y una pantalla.
- La incorporación de la tarjeta Raspberry Pi, se presenta como una solución económica y favorable en la automatización de los ciclos de movimiento, siendo capaz de reproducir sin problemas el nuevo algoritmo de control programado en lenguaje Python.
- El rediseño efectuado al sistema de movimiento de las articulaciones de los tobillos soporta todas las cargas a las que el exoesqueleto estará sometido, garantizando su diseño y funcionamiento.
- El empleo del método de Stop Motion fue adecuado para la obtención de las curvas patrones de movimiento, consiguiendo tres curvas que simulan el movimiento de la cadera, rodilla y tobillo durante un ciclo de movimiento. Dichas curvas fueron agregadas a la base de datos de rutinas de ejercicios para su ejecución por el exoesqueleto. Por tanto, este método, podría ser utilizado en un futuro para la obtención de otras rutinas de movimiento que simulan diversas terapias de rehabilitación.

4.2 Recomendaciones

En base a los resultados obtenidos a lo largo del trabajo del proyecto, así como en las conclusiones halladas, se presentan las siguientes recomendaciones:

- Evaluar y mejorar el algoritmo de control con un enfoque especial en la conversión de datos de posición angular a señales PWM enviadas a los motores de manera que la información enviada permita que el exoesqueleto adopte un movimiento más fluido
- Seguir mejorando el diseño mecánico del exoesqueleto, principalmente en las zonas de transmisión de movimiento de las articulaciones, específicamente entre los motores y reductores, evitando desajustes y holguras entre las conexiones. Para así obtener un movimiento más fluido del exoesqueleto.
- Cambiar el material de fabricación de las secciones críticas, que se originan al momento del montaje del traje con los soportes de la estructura, por uno más resistente que soporte sin problemas el peso del traje y el de la persona.
- Es importante realizar el mantenimiento del equipo, periódicamente en función de las recomendaciones de los fabricantes, correspondiente de las diferentes partes que integran el exoesqueleto.
- Seleccionar velocidades de trabajo para los motores que estén dentro del rango del torque nominal en función de la curva de par de torsión – velocidad típica, ya que a escoger velocidades por debajo de ese rango producen sobrecalentamiento y vibración en el sistema.
- Tener en consideración los valores de voltaje y corriente recomendados por el fabricante, al momento del prender el equipo, para evitar daños en los controladores y motores. Adicionalmente utilizar las conexiones a tierra de los controladores para un aumento de potencia en los motores.
- Dejar habilitados los motores con una señal PWM de cero, para así activar el sistema de frenado cuando se requiera mantener al exoesqueleto en una posición fija.

BIBLIOGRAFÍA

CONADIS, C. N. Accedido el 25 de mayo, 2019, desde <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>

Schkolnik, Susana. «América Latina: la medición de la discapacidad a partir de los censos y fuentes alternativas», septiembre de 2010, 179-206.

Stang Alva, M. (2011). Las personas con discapacidad en América Latina: del reconocimiento jurídico a la desigualdad real (1st ed., pp. 11-14). Santiago de Chile: Centro Latinoamericano y Caribeño de Demografía (CELADE) - División de población de la CEPAL. Accedido el 25 de Mayo, 2019, desde https://repositorio.cepal.org/bitstream/handle/11362/7135/1/S1100074_es.pdf

Lujambio Irazabal, A., Sáenz Ferral, A., Nava Bolaños, L., & Piña Williams, C. (2010). Discapacidad Motriz "Guía didáctica para la inclusión en educación inicial y básica" [Ebook] (1st ed., pp. 16-21). Mexico DF: Dirección de Medios y Publicaciones. Accedido el 26 de Mayo, 2019, desde https://www.educacionespecial.sep.gob.mx/2016/pdf/discapacidad/Documentos/Atencion_educativa/Motriz/2discapacidad_motriz.pdf

ERGA-FP. (2011). RIESGOS EN TRABAJOS DE FISIOTERAPIA. Barcelona-España: Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Desde: <https://www.insst.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/ErgaFP/2011/ergafp73.pdf>

Alfonso-Mantilla J, Martínez-Santa J. (2016). Tecnología de asistencia: exoesqueletos robóticos en rehabilitación. Revista Movimiento Científico 10(2): 83-90. Desde: <http://revistas.iberoamericana.edu.co/index.php/Rmcientifico/issue/archive>.

Vélez Díaz, D., & Moreno Gutiérrez, S. (2011). Sistemas inteligentes en exoesqueletos de rehabilitación. Desde <https://www.uaeh.edu.mx/scige/boletin/tlahuelilpan/n1/e3.html>

Gobierno de Chile "Ministerio de Educación". (2017). Guía de apoyo técnico- pedagógico: Necesidades educativas especiales en el nivel de educación desde <http://especial.mineduc.cl/wp-content/uploads/sites/31/2016/08/GuiaMatora.pdf>

Gyer, G., Michael, J., & Inklebarger, J. (2018). Occupational hand injuries: a current review of the prevalence and proposed prevention strategies for physical therapists and similar healthcare professionals. *Journal of Integrative Medicine*, 16(2), 84–89. doi:10.1016/j.joim.2018.02.003

García Díaz, E. (2004). Fisioterapia de la espasticidad: técnicas y metodos [Ebook]. Zaragoza, España: Fisioterapeuta del Centro de Atención a Minusválidos Psíquicos del Instituto Aragonés de Servicios Sociales. [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(04\)73080-1](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(04)73080-1)

Mena, D., Ospina, S., & Sarmiento, J. (2017). Metodo Kabat "Patrones Quebrados"[Ebook]. Bogota D.C: Universidad Manuela Beltran "Facultad de Fisioterapia." Retrieved from <https://en.calameo.com/books/005333150027dcb11ae10>

García-Alix, A., & Quero, J. (2012). Trastornos del tono y la fuerza muscular. Madrid: Ediciones Díaz de Santos.

Rémy-Néris O, Denys P, et al. Espasticidad. En: *Kinésithérapie – Médecine Physique – Réadaptation*. París: Elsevier, 1997.

María Mónica, M. R., Susana Lillo, S., & Alejandro cubillos, L. (2014). Impacto de las nuevas terapias en el manejo de la hipertonia en el niño con parálisis cerebral. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 315–329. doi:10.1016/s0716-8640(14)70043-4

Yang, X., Lihua, G., Yang, Z., & Gu, W. (2008). Lower Extreme Carrying Exoskeleton Robot Adaptive Control Using Wavelet Neural Networks. 2008 Fourth International Conference On Natural Computation. <http://dx.doi.org/10.1109/icnc.2008.754>

Anam, K., & Al-Jumaily, A. (2012). Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art. *Procedia Engineering*, 41, 988-994. <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.273>

Kruse, R. (2013). *Computational Intelligence*. London [etc.]: Springer.

Begué Salcedo, Jorge Antonio; Cobeña Minaya, William Isaac (2017). Diseño y construcción de un prototipo de la estructura mecánica de un exoesqueleto para rehabilitación de niños con discapacidad motora en extremidades inferiores. Trabajo final para la obtención del título: Ing. Mecánico. Espol.fimcp, Guayaquil.

Aach, M., Cruciger, O., Sczesny-Kaiser, M., Hoffken, O., Meindl, R., Tegenthoff, M., et al. (2014). Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord injury: a pilot study. *Spine Journal*, 14(12)

Asselin, P. K., Avedissian, M., Knezevic, S., Kornfeld, S., & Spungen, A. M. (2016). Training Persons with Spinal Cord Injury to Ambulate Using a Powered Exoskeleton. *J Vis Exp* (112)

Kao, P. C., Lewis, C. L., & Ferris, D. P. (2010a). Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton. *J Biomech*, 43(2), 203-209.

Kao, P. C., Lewis, C. L., & Ferris, D. P. (2010b). Joint kinetic response during unexpectedly reduced plantar flexor torque provided by a robotic ankle exoskeleton during walking. *J Biomech*, 43(7), 1401-1407.

Kao, P. C., Lewis, C. L., & Ferris, D. P. (2010c). Short-term locomotor adaptation to a robotic ankle exoskeleton does not alter soleus Hoffmann reflex amplitude. *J Neuroeng Rehabil*, 7, 33.

Yamamoto, K., K. Hyodo, M. Ishii, and T. Matsuo, 2002. Development of power assisting suit for assisting nurse labor, *JSME International Journal Series C*, vol. 45, no. 3, pp. 703-711.

Sankai, Y., 2011, HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics Robotics Research, M. Kaneko and Y. Nakamura, Editors., Springer Berlin / Heidelberg. p. 25-34. DOI:10.1007/978-3-642-14743-2_3

Barreira, T., Rowe, A., Kang, M. (2010). Parameters of Walking and Jogging in Healthy Young Adults. *International Journal of Exercise Science*.

Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., y Ferrarin, M. (2011). A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait & Posture*, 33(1), 6-13. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.009>

Letier, P., E. Motard, and J.P. Verschueren, 2010." EXOSTATION: Haptic exoskeleton based control station," 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).

Van Asseldonk, E.H.F. and H. van der Kooij, 2012. Robot-Aided Gait Training with LOPES, *Neurorehabilitation Technology*.

D. L. Llorente and C. K. Robles, "Experiencia de la terapia con lokomat en pacientes portadores de parálisis cerebral y síndromes atáxicos, instituto de rehabilitación infantil teletón concepción Chile," *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, no. 2, pp. 249–254, 2014.

Stanley Plagenhoef , F. Gaynor Evans & Thomas Abdelnour (1983) Anatomical Data for Analyzing Human Motion, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54:2, 169-178, DOI: 10.1080/02701367.1983.10605290

Park, S. J., Park, S. C., Kim, J. H., & Kim, C.-B. (1999). Biomechanical parameters on body segments of Korean adults. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23(1-2), 23–31. doi:10.1016/s0169-8141(97)00097-8

Eduardo Alcívar, "Desarrollo de algoritmos de control para un exoesqueleto robótico de 6 GDL." ESPOL, FIMCP, Guayaquil, 2018.

APÉNDICES

APÉNDICE B

ALGORITMO DE CONTROL PARA EL EXOESQUELETO EN PYTHON

```
import serial, time
import numpy as np
import openpyxl
import random

excel_document = openpyxl.load_workbook('mmc31.xlsx')
sheet = excel_document.get_sheet_by_name('Joint Rotations')
#Los arreglos comienzan con indice 0 mientras que en Matlab comienza en 1
print("Recuerde revisar todas las conexiones.\n")
#com = input("Seleccione puerto COM a utilizar: ");
#com = com.upper();
arduino = serial.Serial("COM7", 9600)
time.sleep(2)
if arduino.is_open != True:
    arduino.open()
#rawString = arduino.readline();
#print(rawString);
x = np.arange(101)
x=x/100
w_Values = np.zeros((6,200))
w_Old_Values = np.zeros((6,200))
yreal = np.zeros(((len(x)-1),1))
eta = 0.4
eta_ = np.ones((6,100))
eta_ = eta_*0.4
k = 0.4
a = 0
```

```

str_Degrees = 0
str_Vels = 0
relacion = np.arange(6)*0
op = "0"
seleccionrutina = 0
zero = np.arange(6)*0
ninety = np.arange(6)*0
factor_Start_Point = np.arange(6)*0
factor = np.arange(6)*0.0
legs = ["Left", "Right"]
joints = ["Ankle", "Knee", "Hip"]
q3 = 0
stop3_2 = 0
conf_51 = np.arange(6)*0
conf_52 = np.arange(6)*0
conf_5 = 5101
for i in range(6):
    conf_51[i] = conf_5
    conf_52[i] = conf_5+100
    conf_5 = conf_5+10
limits_Done = 0
hi_Limit = np.arange(6)*0
lo_Limit = np.arange(6)*0
en_Pos = np.arange(6)*0
#####
conf = 0;
art="";
op2_1=0;
times =""
#####
p = input("¿Cargar Valores Iniciales? ")
if p == "1":

```

```

t=0
for i in legs:
    for j in joints:
        sheetName=i+" "+j+" Data"
        print(sheetName)
        zero[t]=int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['C2'].value)
        ninety[t]=int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['C3'].value)
        t=t+1
tom_secure = 0
tom=input("¿Desea habilitar motores? ")
if tom == "1":
    print("HABILITACION DE MOTORES")
    print("1: Habilitar. ")
    print("0: No Habilitar. ")
    #drivers_En=input("(la,lk,lh,ra,rk,rh): ")
    drivers_En="1,1,1,1,1,1"
    drivers_En_Int=list(map(int, drivers_En.split(",")))
    p_me=1
    for i in range(6):
        if drivers_En_Int[i] !=1 and drivers_En_Int[i] !=0:
            p_me=0
    while len(drivers_En_Int)!=6 or p_me==0:
        print("Ingrese valores apropiadamente.")
        drivers_En = input("(la,lk,lh,ra,rk,rh): ")
        drivers_En_Int = list(map(int, drivers_En.split(",")))
        for i in range(6):
            if drivers_En_Int[i] != 1 and drivers_En_Int[i] != 0:
                p_me = 1
    arts = []
    if drivers_En_Int[0]==1:

```

```

    arts.append("Left ankle")
if drivers_En_Int[1]==1:
    arts.append("Left knee")
if drivers_En_Int[2]==1:
    arts.append("Left hip")
if drivers_En_Int[3]==1:
    arts.append("Right ankle")
if drivers_En_Int[4]==1:
    arts.append("Right knee")
if drivers_En_Int[5]==1:
    arts.append("Right hip")
arduino.write(b'11111')
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == "11\r\n":
    arduino.write(drivers_En.encode())
    print("Recibimiento de datos listo.")
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == "12\r\n":
    print("Motores Listos")
if sum(drivers_En_Int) == 0:
    tom_secure = 0
else:
    tom_secure = 1
while op!="6":
    print("MENU PRINCIPAL")
    print("0. Posicion Inicial.")
    print("9. Sentado.")
    print("1. Habilitar/Deshabilitar motores.")
    print("2. Movimiento Libre.")
    print("3. Determinar Relacion Velocidad/rpm")

```

```

print("4. Seleccionar Rutina")
print("5. Ejecutar Rutina")
print("6. Finalizar Programa")
op = input("Elija una Opcion: ")
if op=="0":
    arduino.write(b"22200")
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    arduino.readline().decode("utf-8")
if op=="9":
    print("Sentarse")
    arduino.write(b"22220")
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    arduino.readline().decode("utf-8")
if op == "1": #Habilitar/Deshabilitar motores
    print("Habilitacion de Motores")
    print("1: Habilitar.")
    print("0: No habilitar.")
    drivers_En = input("(la,lk,lh,ra,rk,rh): ")
    drivers_En_Int = list(map(int, drivers_En.split(",")))
    p_me = 1
    for i in range(6):
        if drivers_En_Int[i] != 1 and drivers_En_Int[i] != 0:
            p_me = 0
    while len(drivers_En_Int) != 6 | p_me == 0:
        print("Ingrese valores apropiadamente.")
        drivers_En = input("(la,lk,lh,ra,rk,rh): ")
        drivers_En_Int = list(map(int, drivers_En.split(",")))
        for i in range(6):
            if drivers_En_Int[i] != 1 and drivers_En_Int[i] != 0:
                p_me = 1

```

```

arts = []
if drivers_En_Int[0] == 1:
    arts.append("Left ankle")
if drivers_En_Int[1] == 1:
    arts.append("Left knee")
if drivers_En_Int[2] == 1:
    arts.append("Left hip")
if drivers_En_Int[3] == 1:
    arts.append("Right ankle")
if drivers_En_Int[4] == 1:
    arts.append("Right knee")
if drivers_En_Int[5] == 1:
    arts.append("Right hip")
arduino.write(b'11111')
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == "11\r\n":
    arduino.write(drivers_En.encode())
    print("Recibimiento de datos listo.")
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == "12\r\n":
    print("Motores Listos")
if sum(drivers_En_Int) == 0:
    tom_secure = 0
else:
    tom_secure = 1
while op=="2" and tom_secure==1:
    print("Movimiento Libre")
    print("Seleccione Articulacion: ")
    art_fm = input("la,lk,lh,ra,rk,rh: ").lower()
    if art_fm == "la":

```

```
art = "11050"
art_str = "Left ankle"
art_str2 = "Left Ankle"
op2_1 = 1
conf = 201
elif art_fm == "lk":
    art = "11051"
    art_str = "Left knee"
    art_str2 = "Left Knee"
    op2_1 = 1
    conf = 211
elif art_fm == "lh":
    art = "11052"
    art_str = "Left hip"
    art_str2 = "Left Hip"
    op2_1 = 1
    conf = 221
elif art_fm == "ra":
    art = "11047"
    art_str = "Right ankle"
    art_str2 = "Right Ankle"
    op2_1 = 1
    conf = 231
elif art_fm == "rk":
    art = "11048"
    art_str = "Right knee"
    art_str2 = "Right Knee"
    op2_1 = 1
    conf = 241
elif art_fm == "rh":
    art = "11049"
    art_str = "Right hip"
```

```

    art_str2 = "Right Hip"
    op2_1 = 1
    conf = 251
elif art_fm == "0":
    break
arduino.write(b"11000")
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == op+"\r\n":
    arduino.write(art.encode())
    print("Articulacion "+art_str+" Seleccionada")
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == str(conf)+"\r\n":
    conf = conf+1
    while op2_1 == 1:
        i=0
        b2 = 0
        pwm_Val = input("Valor(es) PWM(-255,255): ")
        pwm_Eval = list(map(float, pwm_Val.split(",")))
        pwm_Length = len(pwm_Eval)
        while i < pwm_Length:
            if          pwm_Eval[i]<-255          or          pwm_Eval[i]>255          or
pwm_Eval[i]!=round(pwm_Eval[i]):
                print("Seleccione un valor(es) dentro del rango")
                pwm_Val = input("Valor(es) PWM(-255,255): ")
                pwm_Eval = list(map(float, pwm_Val.split(",")))
                pwm_Length = len(pwm_Eval)
                b2 = 1
            i = i+1
        if b2==1:
            i = 0

```

```

        b2 = 0
    pwm_Val = str(pwm_Eval[0])
    for i in range(1,pwm_Length):
        pwm_Val=pwm_Val+","+str(pwm_Eval[i])
    arduino.write(pwm_Val.encode())
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    if arduino.readline().decode("utf-8") == str(conf)+"\r\n":
        conf = conf-1
        inbetween_Time = input("Ingrese tiempo en segundos: ")
        inbetween_Time = str(int(inbetween_Time) * 1000)
        arduino.write(inbetween_Time.encode())
    pwm_FeedBack = np.arange(pwm_Length+1)*0
    for i in range(pwm_Length+1):
        pwm_FeedBack[i] =float(arduino.readline().decode("utf-8"))
    print("Posiciones Registradas")
    for i in range(pwm_Length+1):
        print(pwm_FeedBack[i])
    set_Degress = input("...")
    if set_Degress == "0":
        zero = input("Establecer posicion zero: ")
        decision = input("¿Guardar? ")
        if decision == "1":
            limits_Done = 0
    if set_Degress == "90":
        zero = input("Establecer posicion ninety: ")
        decision = input("¿Guardar? ")
        if decision == "1":
            limits_Done = 0
    op2_1_ver = input("¿Desea continuar con movimiento libre en "+art_str+"? ")
    if op2_1_ver == "0":
        break

```

```

    arduino.write(b"11000")
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    if arduino.readline().decode("utf-8") == op+"\r\n":
        conf = conf+1
        arduino.write(art.encode())
        print("Articulacion "+art_str+" Seleccionada")
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    arduino.readline()
while op=="3" and tom_secure==1: #Determinar relacion Velocidad/rpm
    arduino.write(b"11100")
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    if arduino.readline().decode("utf-8") == op+"\r\n":
        print("DETERMINACION FACTOR VELOCIDAD/RPM")
        print("Seleccione Articulacion: ")
        art_vf = input("la,lk,lh,ra,rk,rh: ").lower()
        if art_vf == "la":
            art = "11150"
            art_str = "Left ankle"
            c = 0
            conf_3 = 301
        elif art_vf == "lk":
            art = "11151"
            art_str = "Left knee"
            c = 1
            conf_3 = 311
        elif art_vf == "lh":
            art = "11152"
            art_str = "Left hip"
            c = 2

```

```

    conf_3 = 321
elif art_vf == "ra":
    art = "11147"
    art_str = "Right ankle"
    c = 3
    conf_3 = 331
elif art_vf == "rk":
    art = "11148"
    art_str = "Right knee"
    c = 4
    conf_3 = 341
elif art_vf == "rh":
    art = "11149"
    art_str = "Right hip"
    c = 5
    conf_3 = 351
elif art_vf == "0":
    arduino.write(b"111000")
    break
if p != 1:
    o = "0"
    while o != "1":
        t=0
        for i in legs:
            for j in joints:
                sheetName = i + " " + j + " Data"
                zero[t] = int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['C2'].value)
                ninety[t] = int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['C3'].value)
                factor_Start_Point[t] = int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['F2'].value)

```



```

    for i in legs:
        for j in joints:
            sheetName = i + " " + j + " Data"
            factor_Start_Point[t] = int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['F2'].value)
            t = t + 1
    if q3 == "1":
        arduino.write(b"111000")
        q3="0"
        break
    arduino.write(art.encode())
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    if arduino.readline().decode("utf-8") == str(conf_3)+"\r\n":
        print("posicion inicial: "+str(factor_Start_Point[c]))
        input("¡Atención: No obstruir el campo de movimiento del exoesqueleto!")
        arduino.write(str(factor_Start_Point[c]).encode())
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    firstvalue = float(arduino.readline().decode("utf-8"))
    secondvalue = float(arduino.readline().decode("utf-8"))
    omega = abs((90/(ninety[c]-zero[c]))*(secondvalue-firstvalue))/1.5
    factor[c] = (100-33)/omega
    print("Factor PWM : "+str(factor[c]))
    relacion[c]=1
if op == "4" and tom_secure == 1: #Seleccionar Rutina
    #filename = "mmc3"
    #sheet = "Joint Rotations";np.zeros((3, 1))
    hip_Des_Vel = np.arange(100)*0.0
    knee_Des_Vel = np.arange(100)*0.0
    ankle_Des_Vel = np.arange(100)*0.0
    pwm_Values = np.zeros((6, 100))

```

```

pwm_Values_Real = np.zeros((6, 100))
art_Start_Ang = np.arange(6)*0
art_Vel = np.zeros((6, 100))
art_Vel_Las = np.zeros((6, 100))
art_Des_Vel = np.zeros((6, 100))
art_Vel_Error = np.arange(6)*0
q = 0
print(' (N) Marcha a rapidez natural.')
print('(XS) Marcha muy lenta.')
print(' (S) Marcha lenta.')
print(' (M) Marcha a rapidez media.')
print(' (L) Marcha Rápida.')
print(' (T) Marcha en puntillas.')
print(' (H) Marcha en talones.')
print(' (U) Marcha subiendo escaleras.')
print(' (D) Marcha subiendo escaleras.')
rut_cs = input('Seleccione rutina: ')
if rut_cs == "N":
    row = 'D'
elif rut_cs == "XS":
    row = 'G'
elif rut_cs == "S":
    row = 'J'
elif rut_cs == "M":
    row = 'M'
elif rut_cs == "L":
    row = 'P'
elif rut_cs == "T":
    row = 'S'
elif rut_cs == "H":
    row = 'V'
elif rut_cs == "U":

```

```

    row = 'Y'
elif rut_cs == "D":
    row = 'AB'
delay = str((round(int(input('Ingrese duración de ciclo: ')))/100)*1000)
if drivers_En_Int[0] == 1 or drivers_En_Int[3] == 1:
    i=0
    for row in range(710, 810):
        r = sheet.cell(row = (row+1), column = 4).value
        t = sheet.cell(row=row, column=4).value
        ankle_Des_Vel[i] = (r - t)/(float(delay)/1000);
        i=i+1
if drivers_En_Int[1] == 1 or drivers_En_Int[4] == 1:
    i = 0
    for row in range(609, 709):
        r = sheet.cell(row=(row + 1), column=4).value
        t = sheet.cell(row=row, column=4).value
        knee_Des_Vel[i] = (r - t) / (float(delay) / 1000);
        i = i + 1
if drivers_En_Int[2] == 1 or drivers_En_Int[5] == 1:
    i = 0
    for row in range(306, 406):
        r = sheet.cell(row=(row + 1), column=4).value
        t = sheet.cell(row=row, column=4).value
        hip_Des_Vel[i] = (r - t) / (float(delay) / 1000);
        i = i + 1
for i in range(6):
    if drivers_En_Int[i] == 1:
        if i==0 or i==3:
            art_Start_Ang[i] = round(zero[i] + ((ninety[i]-zero[i])/90)*(sheet.cell(row=710,
column=4).value))
            for j in range(100):
                pwm_Values[i][j] = factor[i]*ankle_Des_Vel[j]

```

```

for t in range((len(x)-1)*2):
    w_Values[i][t] = random.uniform(0, 1)
for j in range(100):
    art_Des_Vel[i][j]=ankle_Des_Vel[j]
en_Pos[q] = i
q = q+1
if i==1 or i==4:
    art_Start_Ang[i] = round(zero[i] + ((ninety[i] - zero[i]) / 90)
*(sheet.cell(row=609, column=4).value))
    for j in range(100):
        pwm_Values[i][j] = factor[i] * knee_Des_Vel[j]
    for t in range((len(x) - 1) * 2):
        w_Values[i][t] = random.uniform(0, 1)
    for j in range(100):
        art_Des_Vel[i][j] = knee_Des_Vel[j]
    en_Pos[q] = i
    q = q + 1
if i==2 or i==5:
    art_Start_Ang[i] = round(zero[i] + ((ninety[i] - zero[i]) / 90) *
(sheet.cell(row=306, column=4).value))
    for j in range(100):
        pwm_Values[i][j] = factor[i] * hip_Des_Vel[j]
    for t in range((len(x) - 1) * 2):
        w_Values[i][t] = random.uniform(0, 1)
    for j in range(100):
        art_Des_Vel[i][j] = hip_Des_Vel[j]
    en_Pos[q] = i
    q = q + 1
b = np.arange(6)*0
l = np.arange(6)*0
while sum(b)==0:
    print("entro al while")

```

```

art_Vel_Las_Las = art_Vel_Las
art_Vel_Las = art_Vel
for i in range(6):
    if drivers_En_Int[i]==1:
        t=0
        for j in range(100):
            art_Vel[i][j]=1.06*w_Values[i][t]+1.06*w_Values[i][t+1]
            t=t+2
for i in range(len(en_Pos)):
    art_Vel_Error[en_Pos[i]]=0
for i in range(len(en_Pos)):
    for j in range(100):
        art_Vel_Error[en_Pos[i]]
art_Vel_Error[en_Pos[i]]+abs(art_Vel[en_Pos[i],j]-art_Des_Vel[en_Pos[i],j])
for i in range(len(en_Pos)):
    if art_Vel_Error[en_Pos[i]] < 0.1:
        b[i]=1
    else:
        j=0
        l[i]=l[i]+1
        for t in range(len(x)-1):
            if l[en_Pos[i]]>2:
                if (art_Vel[en_Pos[i],t]-
art_Des_Vel[en_Pos[i],t])*(art_Vel_Las[en_Pos[i],t]-art_Des_Vel[en_Pos[i],t])<0:
                    eta_[en_Pos[i], t] = 0.6 * eta_[en_Pos[i], t]
                elif (art_Vel[en_Pos[i],t]-
art_Des_Vel[en_Pos[i],t])*(art_Vel_Las[en_Pos[i],t]-art_Des_Vel[en_Pos[i],t])>0 and
(art_Vel_Las[en_Pos[i],t]-art_Des_Vel[en_Pos[i],t])*(art_Vel_Las_Las[en_Pos[i],t]-
art_Des_Vel[en_Pos[i],t])>=0:
                    eta_[en_Pos[i], t] = 1.07 * eta_[en_Pos[i], t]
                if art_Vel[en_Pos[i],t]!=art_Des_Vel[en_Pos[i],t]:

```

```

        w_Values[en_Pos[i], j] = w_Values[en_Pos[i], j] - eta_[en_Pos[i],
t]*(art_Vel[en_Pos[i], t]-art_Des_Vel[en_Pos[i], t])*1.06+k*(w_Values[en_Pos[i], j] -
w_Old_Values[en_Pos[i], j])
        w_Values[en_Pos[i], j + 1] = w_Values[en_Pos[i], j+1] - eta_[en_Pos[i],
t]*(art_Vel[en_Pos[i], t]-art_Des_Vel[en_Pos[i], t])*1.06+k*(w_Values[en_Pos[i], j+1] -
w_Old_Values[en_Pos[i], j+1])
        w_Old_Values[en_Pos[i], j] = w_Values[en_Pos[i], j]
        w_Old_Values[en_Pos[i], j + 1] = w_Values[en_Pos[i], j + 1]
        j = j+2
        b[i]=0
    print("Numero de Iteraciones")
    seleccionrutina = 1
    if op=="5" and tom_secure==1: #Ejecutar Rutina
        if sum(relacion)>=0:
            if seleccionrutina==1:
                t=0
                if limits_Done == 0:
                    for i in legs:
                        for j in joints:
                            sheetName = i + " " + j + " Data"
                            lo_Limit[t] = int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['M2'].value)
                            hi_Limit[t] = int(openpyxl.load_workbook('Exoskeleton
Database.xlsx').get_sheet_by_name(sheetName)['M3'].value)
                            t = t + 1
                op3="5"
                while op3!="4":
                    print('1. Prueba 1.')
                    print('2. Ejecutar rutina.')
                    print('3. Prueba 2.')
                    print('4. Regresar.')
                    op3 = input('Elija una opción:')

```

```

if op3 == "1":
    arduino.write(b"11200")
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    arduino.readline().decode("utf-8")
if op3 == "3" :
    arduino.write(b"11900")
    while arduino.inWaiting() == 0:
        1
    arduino.readline().decode("utf-8")
while op3=="2":
    if stop3_2==1:
        stop3_2=0
        break
    arduino.write(b"11300")
    #CReacion de csv
    for i in range(len(en_Pos)):
        t=0
        for j in range(100):
            art_Vel[en_Pos[i], j] = 1.06 * w_Values[en_Pos[i], t] + 1.06 *
w_Values[en_Pos[i],t + 1]
            t = t + 2
        art_Mov = ""
    for i in range(len(en_Pos)):
        for j in range(100):
            pwm_Values[en_Pos[i], j] = factor[en_Pos[i]] * art_Vel[en_Pos[i], j]
            if j==0:
                if pwm_Values[en_Pos[i],1]<0:
                    art_Mov = art_Mov+str(int(round(pwm_Values[en_Pos[i],1]-
35)))
                else:

```

```

        art_Mov = art_Mov + str(int(round(pwm_Values[en_Pos[i],1]+35)))
    else:
        if pwm_Values[en_Pos[i], j] < 0:
            art_Mov = art_Mov + str(int(round(pwm_Values[en_Pos[i], j]
- 35)))
        else:
            art_Mov = art_Mov + str(int(round(pwm_Values[en_Pos[i], j]
+ 35)))

    art_Mov=art_Mov+str(art_Start_Ang[en_Pos[i]])+ "/"
art_Mov = art_Mov.split("/")
for j in range(101):
    if j<=51:
        1
        #ankle_Data2[j] = ankle_Data[j + 50]
        # knee_Data2[j] = knee_Data[j + 50]
        # hip_Data2[j] = hip_Data[j + 50]
    else:
        1
        #ankle_Data2[j] = ankle_Data[j - 50]
        # knee_Data2[j] = knee_Data[j - 50]
        # hip_Data2[j]= hip_Data[j - 50]
for j in range(100):
    if j <= 50:
        1
        #ankle_vel2[j] = ankle_Des_Vel[j + 50]
        # knee_vel2[j] = knee_Des_Vel[j + 50]
        # hip_vel2[j] = hip_Des_Vel[j + 50]
    else:
        1
        #ankle_vel2[j] = ankle_Des_Vel[j - 50]
        # knee_vel2[j] = knee_Des_Vel[j - 50]

```

```

        # hip_vel2[j] = hip_Des_Vel[j - 50]
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == "52\r\n":
    for i in range(len(en_Pos)):
        print(art_Mov[i])
        arduino.write(art_Mov[i].encode())
        while arduino.inWaiting() ==0:
            1
            if arduino.readline().decode("utf-8") ==
str(conf_52[en_Pos[i]]+"\r\n":
        print("data Sent")
        go = input("data Sent")
    else:
        while True:
            stop = input("data not sent. STOP PROGRAM")
arduino.write(delay.encode())
while arduino.inWaiting() ==0:
    1
if arduino.readline().decode("utf-8") == "5200\r\n":
    times= input("¿Cuántas veces desea repetir el ciclo? ")
    arduino.write(times.encode())

#####

#####

# while arduino.inWaiting() == 0:
#     1
#     print("RIGHT KNEE Posicion Inicial:")
#     print(arduino.readline().decode("utf-8"))

```

```
# print("Valor de ii:")
# print(arduino.readline().decode("utf-8"))
# print("Posicion Final:")
# print(arduino.readline().decode("utf-8"))
# input("continuar...")
# arduino.write(b'1')
```

```
#####
```

```
# while arduino.inWaiting() == 0:
#     1
# print("RIGHT HIP Posicion Inicial:")
# print(arduino.readline().decode("utf-8"))
# print("Valor de ii:")
# print(arduino.readline().decode("utf-8"))
# print("Posicion Final:")
# print(arduino.readline().decode("utf-8"))
# input("continuar...")
# arduino.write(b'1')
```

```
#####
```

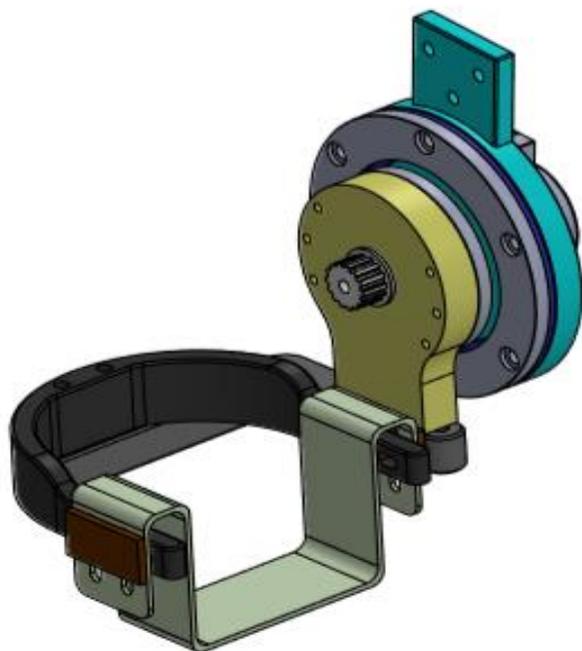
```
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
    print("Comienzo de Movimiento")
    print(arduino.readline().decode("utf-8"))
    input("continuar...")
    arduino.write(b'1')
```

```
#####
```

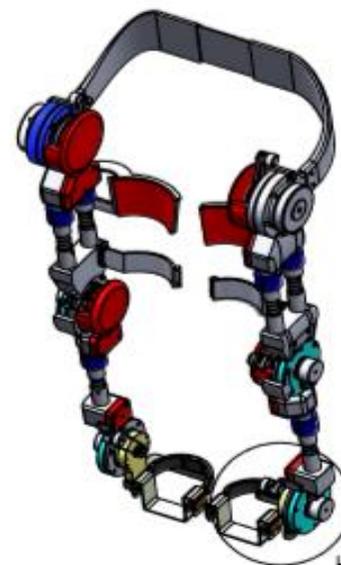
```
while arduino.inWaiting() == 0:
    1
    out_Art2 = np.zeros((6,101))
    for i2 in range(len(en_Pos)):
```

```
    for i in range(101):
        out_Art2[en_Pos[i2],i] = arduino.readline().decode("utf-8")
    if arduino.readline().decode("utf-8")==="6666\r\n":
        arduino.write(b"1")
        print("Done. :D")
    stop3_2=1
else:
    print("No ha seleccionado una rutina.")
else:
    print("No ha sido determinada la relacion.")
```

APÉNDICE C
PLANOS

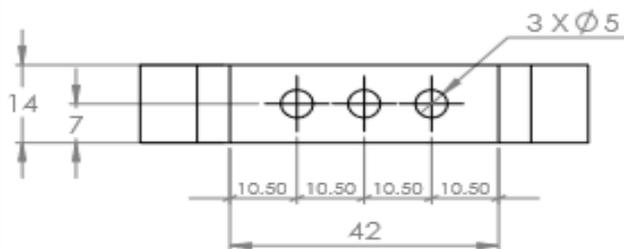
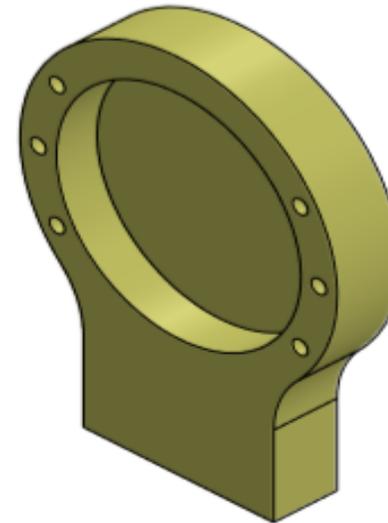
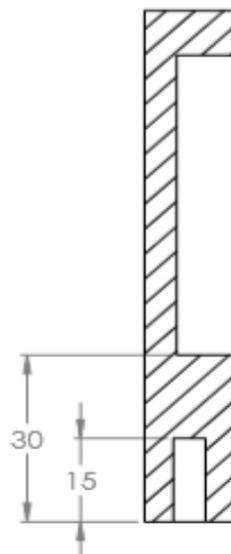
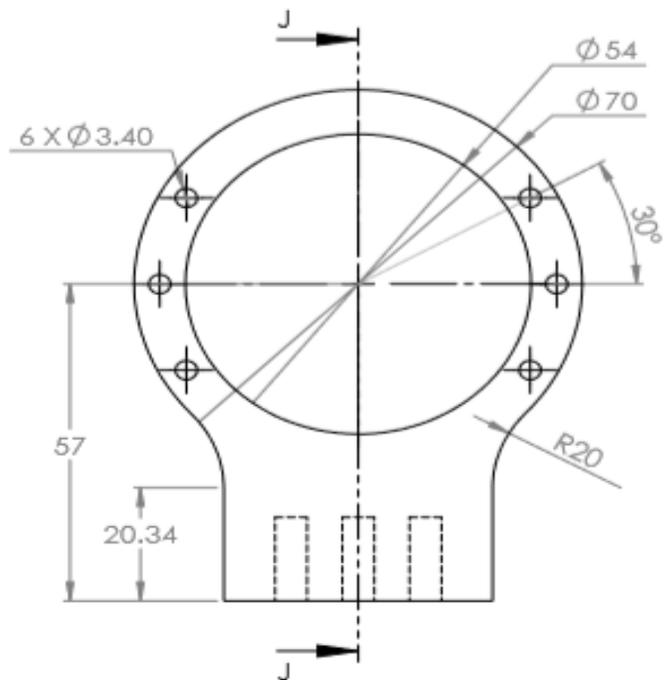


DETALLE H
ESCALA 1:2

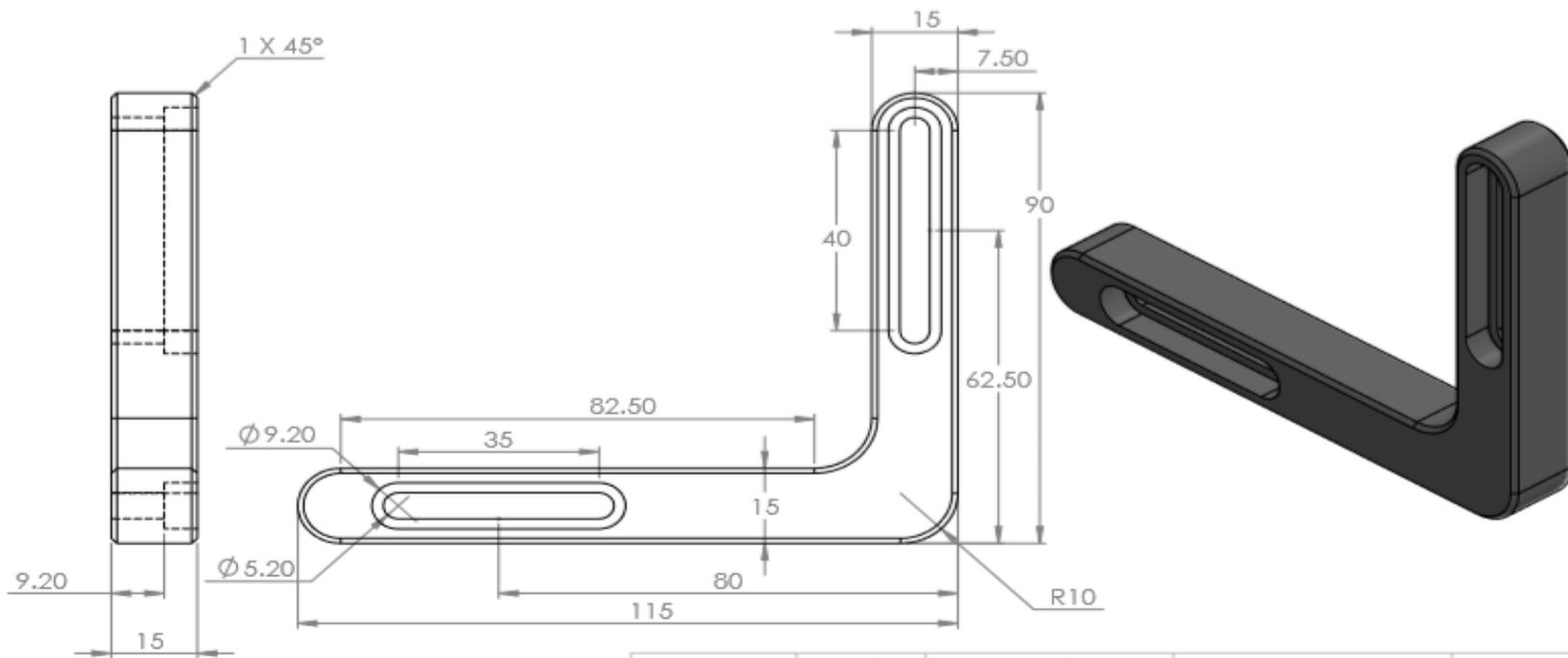


ESCALA 1:10

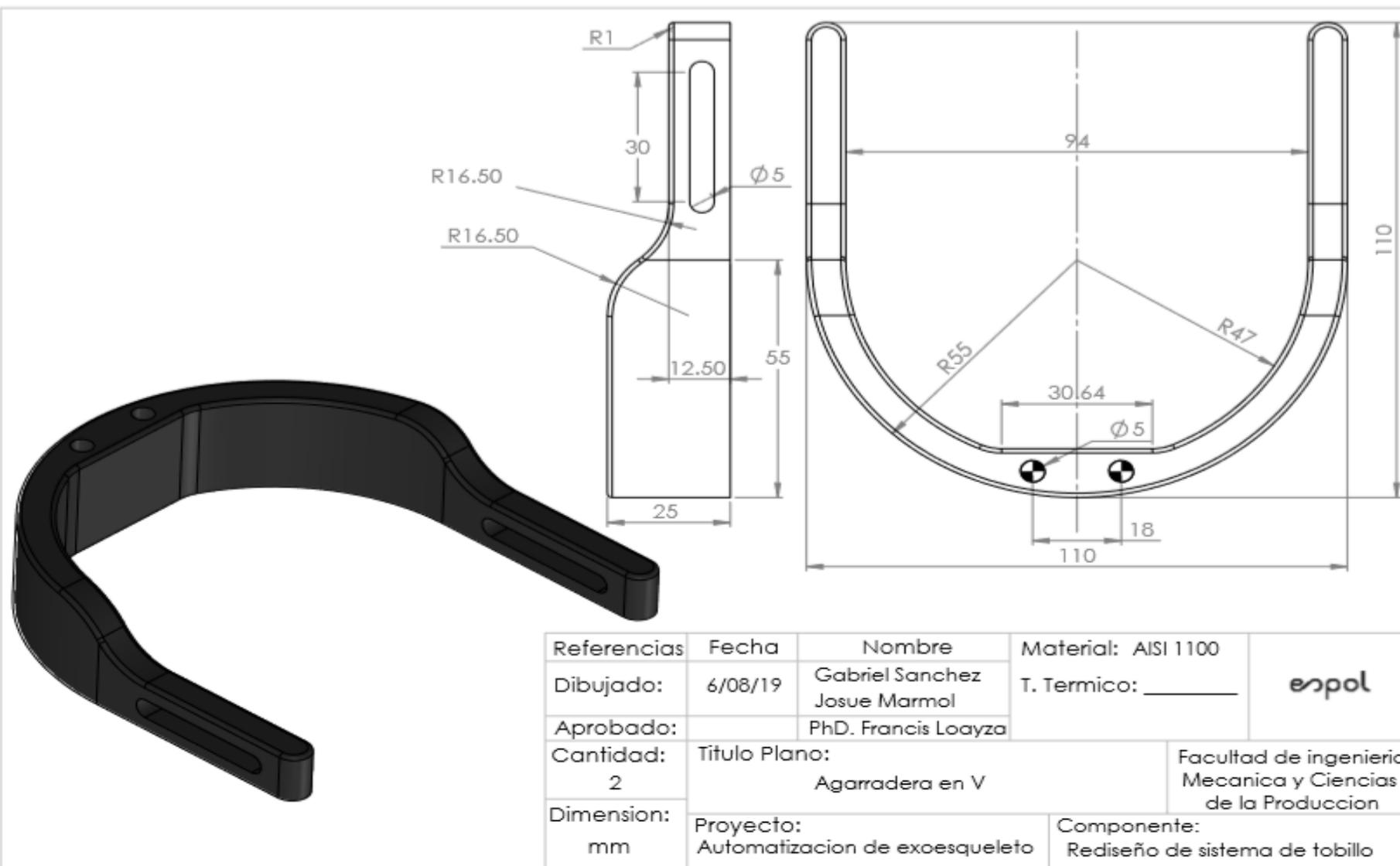
Referencias:	Fecha:	Nombre:	Material: AISI 1100	espol
Dibujado:	6/08/19	Gabriel Sanchez Josue Marmol	T. Termico: _____	
Aprobado:		PhD. Francis Loayza		
Cantidad: 2	Titulo Plano: Sistema de movimiento del tobillo		Facultad de ingenieria Mecanica y Ciencias de la Produccion	
Dimension: mm	Proyecto: Automatizacion de exoesqueleto		Componente: Rediseño de sistema de tobillo	

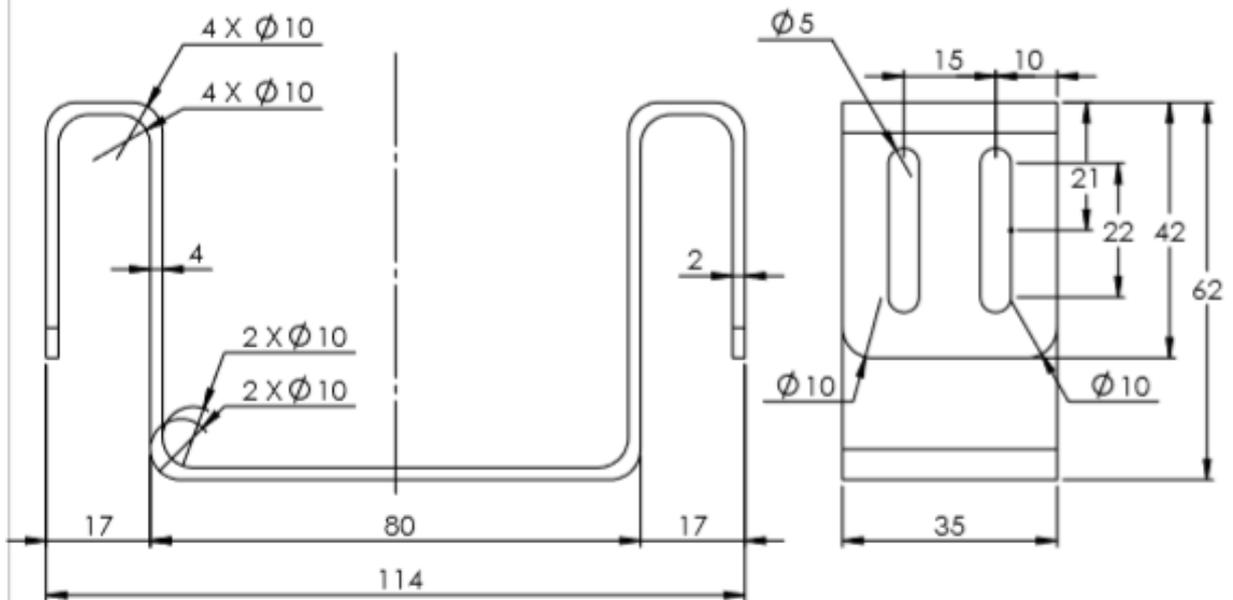
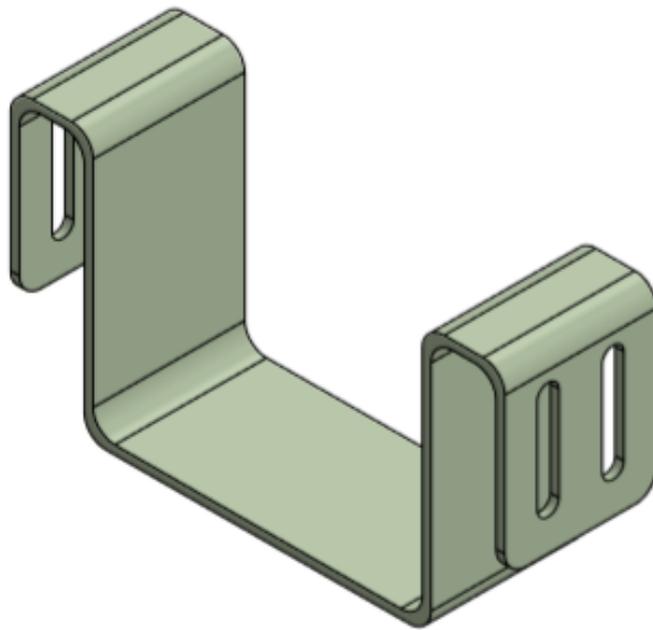


Referencias:	Fecha:	Nombre:	Material: AISI 1100	
Dibujado:	6/08/19	Gabriel Sanchez Josue Marmol	T. Termico: _____	
Aprobado:		PhD. Francis Loayza		
Cantidad:	Titulo Plano:		Facultad de ingenieria Mecanica y Ciencias de la Produccion	
2	Tapa de tobillo			
Dimension:	Proyecto:		Componente:	
mm	Automatizacion de exoesqueleto			



Referencias	Fecha	Nombre	Material: AISI 1100	espol
Dibujado:	6/08/19	Gabriel Sanchez Josue Marmol	T. Termico: _____	
Aprobado:		PhD. Francis Loayza		
Cantidad: 2	Titulo Plano: Soporte en L		Facultad de ingenieria Mecanica y Ciencias de la Produccion	
Dimension: mm	Proyecto: Automatizacion de exoesqueleto		Componente: Rediseño de sistema de tobillo	





Referencias	Fecha	Nombre	Material: AISI 1100	espol
Dibujado:	6/08/19	Gabriel Sanchez Josue Marmol	T. Termico: _____	
Aprobado:		PhD. Francis Loayza		
Cantidad: 2	Titulo Plano: Sostenedor de pie		Facultad de ingenieria Mecanica y Ciencias de la Produccion	
Dimension: mm	Proyecto: Automatizacion de exoesqueleto		Componente: Rediseño de sistema de tobillo	

