

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

Escuela Académico Profesional de Ingeniería Mecatrónica

Trabajo de Investigación

**Diseño de un exoesqueleto portable de miembro superior para pacientes adultos con hemiparesia causada por accidente cerebrovascular**

Mario Daymler Ccucho Aguilar  
Christian Edgar Huamán Laura

Para Optar el Grado Académico de Bachiller en  
Ingeniería Mecatrónica

Huancayo, 2020

Repositorio Institucional Continental  
Trabajo de investigación



Esta obra está bajo una Licencia "Creative Commons Atribución 4.0 Internacional" .

## **AGRADECIMIENTO**

Nuestro agradecimiento va dirigido a Dios y de nuestros padres que nos apoyaron desde un inicio. Gracias a ellos somos profesionales y el proyecto se logró concluir de forma satisfactoria.

## **DEDICATORIA**

Este trabajo va dedicado a todas las personas que nos apoyaron a lo largo del trabajo de investigación.

## ÍNDICE

PORTADA.....	I
AGRADECIMIENTO .....	II
DEDICATORIA .....	III
ÍNDICE.....	IV
LISTA DE FIGURAS.....	VII
LISTA DE TABLAS .....	IX
RESUMEN .....	X
ABSTRACT.....	XI
INTRODUCCION .....	XII
CAPÍTULO I PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	13
1. Descripción de la situación problemática.....	13
2. Formulación del problema.....	15
2.1. Problema general .....	15
2.2. Problemas específicos.....	15
3. Objetivos de la investigación.....	16
3.1. Objetivo general.....	16
3.2. Objetivos específicos .....	16
4. Justificación de la investigación .....	16
4.1. En lo teórico.....	16
4.2. En lo practico .....	17
4.3. En lo social.....	17
CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO .....	18
1. Antecedentes de la investigación.....	18
2. Bases Teóricas .....	21
2.1. Hemiparesia .....	21

2.2. Accidente cerebrovascular (ACV).....	21
2.3. Exoesqueleto .....	21
3. Definición de términos básicos.....	23
3.1. Articulación.....	23
3.2. Grados de libertad (DoF) .....	23
3.3. Modelamiento matemático.....	23
3.4. Interfaz y algoritmos de control.....	24
3.5. Ergonomía.....	24
3.6. Rehabilitación .....	24
CAPÍTULO III METODOLOGÍA .....	25
1. Diseña metodológico .....	25
1.1. Tipo de Investigación.....	25
1.2. Alcance de Investigación .....	25
1.3. Unidad de Investigación .....	25
1.4. Metodología de Investigación.....	26
CAPITULO IV ANÁLISIS Y DISEÑO DE SOLUCIÓN .....	29
1. Estado del arte .....	29
2. Especificaciones del proyecto .....	30
2.1. Lista de exigencia general.....	30
3. Modelo funcional.....	31
3.1. Estructura de Funciones .....	31
3.2. Matriz morfológica .....	33
3.3. Matriz de evaluación de solución .....	36
4. Diseño conceptual.....	39
4.1. Dominio mecánico .....	39
4.2. Dominio eléctrico – electrónico.....	46
4.3. Dominio de control .....	48

CAPITULO V VALIDACIÓN Y SIMULACION.....	54
1. Validación del sistema.....	54
1.1. Diagrama de bloque de validación teórico-práctico .....	54
2. Simulaciones del sistema.....	56
2.1. Modelo matemático: polinomio de 5to grado.....	56
2.2. Seguimiento de trayectoria .....	62
CONCLUSIONES .....	66
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	67
ANEXOS .....	70

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Exoesqueleto robótico de brazo y mano para pacientes con discapacidad grave, Armeo ® Power.....	15
Figura 2 Subsistema de articulación & rotación, IEEE 9TH International Conference on Rehabilitation Robotics, 2016 .....	19
Figura 3 Aplicación del exoesqueleto Myomo e100, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2017 .....	19
Figura 4 Aplicación de CRAMER, 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2017 .....	20
Figura 5 Aplicación de movimiento de flexión-extensión del Inmotion Wrist, IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, 2018.....	20
Figura 6 RiceWrist Render 3D, The International Journal of Robotics Research, 2018.....	21
Figura 7 Modelo V, Fuente Propia.....	26
Figura 8 Caja negra, Fuente Propia.....	27
Figura 9 Diagrama de Diseño del exoesqueleto codo-muñeca, Fuente Propia.....	28
Figura 10 Caja Negra, Fuente Propia .....	31
Figura 11 Estructura de funciones, Fuente Propia .....	33
Figura 12 Exoesqueleto de aluminio, Fuente Propia .....	34
Figura 13 Exoesqueleto codo-muñeca con material PET, Fuente Propia.....	36
Figura 14 Exoesqueleto con servomotores, Fuente Propia .....	36
Figura 15 Valoración técnica - económica, Fuente Propia .....	38
Figura 16 Exoesqueleto de miembro superior, Fuente Propia .....	38
Figura 17 Medidas antropométricas estándar, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2009.....	39
Figura 18 Diseño del brazo: parte 1, Fuente Propia.....	41
Figura 19 Diseño del brazo: parte 2, Fuente Propia.....	41
Figura 20 Diseño del antebrazo, Fuente Propia .....	42
Figura 21 Diseño de unión del hombro, Fuente Propia .....	42
Figura 22 Exoesqueleto de miembro superior 5 DoF, Fuente Propia.....	43
Figura 23 Cargas axiales en el brazo: tensiones, Fuente Propia .....	44
Figura 24 Cargas axiales en el brazo: torques, Fuente Propia .....	44

Figura 25 Análisis de tensión, Fuente Propia.....	44
Figura 26 Análisis de FS en la unión, Fuente Propia.....	45
Figura 27 Análisis de FS en el brazo, Fuente Propia .....	45
Figura 28 Análisis de FS en el antebrazo, Fuente Propia .....	46
Figura 29 Nema 17 H2A4417, MotionKing .....	47
Figura 30 Modulo ADXL345, Amazon .....	47
Figura 31 Batería de lipo 12V, Bigtronica .....	48
Figura 32 Parámetros del brazo con 2 DoF, Research Gate.....	48
Figura 33 Parámetros de brazo con 2 GDL, UPIITA.....	53
Figura 34 Programación: control - planta, Fuente Propia.....	55
Figura 35 Diagrama de bloque teórico, Fuente Propia .....	55
Figura 36 Diagrama de bloque real, Fuente Propia.....	55
Figura 37 Posición inicial & final, Fuente Propia.....	56
Figura 38 Grafica de posición teórico & real, Fuente Propia .....	56
Figura 39 Diagrama de bloque real, Fuente Propia.....	58
Figura 40 Biomecánica del brazo, Upper Limber Mechanics.....	58
Figura 41 Movimiento negativo del brazo, Fuente Propia.....	59
Figura 42 Movimiento positivo del brazo, Fuente Propia.....	59
Figura 43 Graficas de posición & velocidad, Fuente Propia.....	60
Figura 44 Flexo-extensión del codo, Traumatología Hellin .....	60
Figura 45 Movimiento A, Fuente Propia .....	61
Figura 46 Gráfica de posición, Fuente Propia.....	61
Figura 47 Movimiento B, Fuente Propia.....	61
Figura 48 Gráfica de posición, Fuente Propia.....	62
Figura 49 Diagrama de bloque teórico, Fuente Propia .....	62
Figura 50 Diagrama de bloque real, Fuente Propia.....	62
Figura 51 Movimiento teórico & real, Fuente Propia .....	63
Figura 52 Grafica de trayectoria posición & velocidad, Fuente Propia.....	63
Figura 53 Movimiento teórico & real, Fuente Propia .....	64
Figura 54 Grafica de trayectoria posición & velocidad, Fuente Propia.....	64
Figura 55 Movimiento teórico & real, Fuente Propia .....	65
Figura 56 Grafica de trayectoria posición & velocidad, Fuente Propia.....	65

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Estado del arte, Fuente Propia.....	30
Tabla 2 Lista de exigencias, Fuente Propia.....	30
Tabla 3 Matriz morfológica, Fuente Propia .....	33
Tabla 4 Análisis Técnico, Fuente Propia .....	37
Tabla 5 Análisis Económico, Fuente Propia .....	37
Tabla 6 Dimensiones del brazo, Fuente Propia.....	39
Tabla 7 Pesos del brazo, Biomechanics and Motor Control of Human Movement	40
Tabla 8 Pesos del brazo, Fuente Propia .....	40
Tabla 9 Características generales del sistema, Fuente Propia.....	43
Tabla 10 Cargas Axiales, Fuente Propia .....	44
Tabla 11 Características del motor, Geek Factory .....	46
Tabla 12 Características del módulo ADXL345, Amazon .....	47
Tabla 13 Características generales, Technology IO.....	48
Tabla 14 Ganancias del controlador, Fuente Propia .....	52

## RESUMEN

El exoesqueleto es un sistema mecatrónico diseñado para mejorar las capacidades físicas y sensoriales de la persona al momento de asistir en una tarea específica, basado en la biología del tejido orgánico de los invertebrados esta estructura artificial posee la funcionalidad de ser un traje que recubre total o parcialmente el cuerpo del usuario. Gracias a ello, el presente trabajo de investigación propone la implementación de un diseño de sistema robótico a manera de exoesqueleto portable con cinco grados de libertad mediante el software de modelado en 3D SolidWorks y un sistema de control proporcional integrativo (PI) gobernadas por la metodología de cinemática directa trabajadas con las ecuaciones de movimiento de Euler-Lagrange dentro del software MATLAB el cual brindara el análisis y descripción de las trayectorias previamente programadas capaces de realizar las funciones móviles del área superior del sistema humano, en este caso en los movimientos del miembro superior, para la aplicación de rehabilitación pasiva y a su vez la realización de ejercicios que reproducen los movimientos del miembro sano (movimientos espejo) adaptadas a la gravedad de la lesión. De esta forma, se busca apoyar el tratamiento médico para evitar la discapacidad funcional de una parte del cuerpo que se haya visto afectada a causa de un accidente o enfermedad.

**Palabras claves:** cinemática directa, exoesqueleto, grados de libertad, rehabilitación pasiva.

## ABSTRACT

The exoskeleton is a mechatronic system designed to improve the physical and sensory capacities of the person when assisting in a specific task, based on the biology organic tissue of invertebrates, this artificial structure has the functionality of being a suit that covers total or partially the user's body. Thanks to this, the present research work proposes the implementation of a robotic system design as a portable exoskeleton with five degrees of freedom using SolidWorks 3D modeling software and an proportional integrative control (PI) system governed by the methodology of direct kinematics worked with the Euler-Lagrange equations of motion within the MATLAB software which will provide the analysis and description of the previously programmed trajectories capable of performing the mobile functions of the upper area of the human system, in this case in the elbow upper body, for the application of passive rehabilitation and, in turn, the performance of exercises that reproduce the movements of the healthy limb (mirror movements) adapted to the severity of the injury. In this way, it seeks to support medical treatment to avoid functional disability of a part of the body that has been affected due to an accident or illness.

**Keywords:** degrees of freedom, direct kinematics, exoskeleton, passive rehabilitation.

## INTRODUCCION

Actualmente existe un gran índice de personas que padecen de accidentes cerebrovasculares (ACV), factores neurológicos, traumatismos, entre otros. Causando lesiones en un área del cuerpo, tal es el caso en los miembros del área superior dejándolos con una capacidad motriz limitada.

A pesar de la gran incidencia de estos casos, la atención que se está dando en la rehabilitación dentro del contexto peruano ha sido pobre y desatendida en los últimos años, basándose hasta la fecha en métodos tradicionales de rehabilitación física dando resultados no del todo favorables. En consecuencia, el índice de crecimiento de estos casos es proporcionalmente inverso al número de pacientes rehabilitados, cabe destacar que gran número de los individuos que padecen discapacidad motriz limitada en la parte superior no reciben tratamiento alguno por diversos factores sociales o económicos.

El desarrollo de este trabajo de investigación se enmarca en una investigación tecnológica en la Universidad Continental, para esto se necesitó obtener y comprender varios conceptos como son el funcionamiento de prototipos exoesqueletos existentes en el mercado en países desarrollados así como los movimientos que se desarrollan en los miembros a tratar, estudiando de esta manera los rangos de movimiento del hombro y codo enfocándose en la flexión-extensión así como los movimientos de abducción-aducción, consecuentemente se desarrollan varios prototipos de los cuales se expondrá el diseño que cumple el objetivo propuesto que es el de rehabilitar de acuerdo a los requerimientos de la discapacidad motriz que nuestro paciente presenta.

Por esta razón se decide diseñar un prototipo robótico virtual a manera de exoesqueleto para contribuir con la rehabilitación motora del tren superior basándose en la tecnología 3D con filamento PET para poder ser implementado posteriormente en los centros de rehabilitación peruanos a manera de un tratamiento en movimiento espejo que realizara el paciente y rehabilitación pasiva.

A continuación, el lector podrá nutrirse de los conocimientos obtenidos tanto como la observación de la problemática, los antecedentes, el desarrollo de la solución y las conclusiones de esta investigación.

## **CAPÍTULO I**

### **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

#### **1. Descripción de la situación problemática**

Según la Organización Mundial de Salud (OMS) alrededor del 15% de la población mundial presenta algún tipo de discapacidad en los últimos años el índice de personas con alguna discapacidad motora va incrementando debido a diversos factores tales como accidentes cerebrovasculares (ACV), factores neurológicos, distrofia muscular o traumatismos.

En el Perú, los censos nacionales realizados por la INEI el año 2017: XII de población y VII de vivienda, dio a conocer que la prevalencia de discapacidad física es la tercera con mayor incidencia dando un porcentaje del 15,1% que se refiere a la dificultad para mover piernas y/o brazos (1). Por otra parte, El Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad (CONADIS), en el año 2018 registro en total 2735 personas con deficiencia del tipo musculo–esqueléticas, de los pacientes identificados son 1677 personas de entre 30 y más años edad con este tipo de deficiencia (2). En su gran mayoría estos individuos son aptos para rehabilitación, pero debido a diferentes factores ya sean económicos u omisión no reciben un tratamiento adecuado o su tratamiento es inexistente. En el año 2019 el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) establece que el 88.6% de la población total con algún tipo discapacidad no recibió tratamiento o terapia de rehabilitación y solo el 11,4% obtuvo alguno de estos, entre los que recibieron tratamiento y/o terapia de rehabilitación, las terapias de rehabilitación física fueron de un 46,1% esta cifra va de la mano con una creciente preocupación debido a que la carencia o ausencia

de rehabilitación causa que los músculos sufren atrofia y pasen a ser miembros no aptos para rehabilitación (3).

Entre las principales patologías donde se muestra rigidez o rango nulo de movimiento en el brazo y con necesidad de rehabilitación pasiva se encuentran: los accidentes cerebrovasculares (ACV), esclerosis múltiple, lesiones de la medula espinal y lesiones en el plexo braquial (4). De estas una de las más preocupantes según la OMS es el ACV debido a que esta enfermedad es la segunda causa de muerte y la tercera de discapacidad a nivel mundial esto va acompañado de la cifra promedio de 15 millones de individuos que lo padecen en el mundo quedando la tercera parte de estos en estado de discapacidad (5) y solo en la ciudad de Lima se encuentran 45383 casos según el análisis del Ministerio de salud en el año 2011.

En la gran mayoría de casos los pacientes en estado de discapacidad causado por esta enfermedad padecen de hemiparesia que se refiere al déficit motor voluntario parcial de la mitad del cuerpo, haciendo que esta tenga una disminución de su movilidad y/o pérdida de fuerza en la zona (6).

En el área superior, el número de casos por discapacidad en el brazo crece a diario además de que la duración entre sesión y sesión es de un tiempo prologando y se requiere la ayuda de terapeutas calificados (7), pero la limitada cobertura de los sistemas de salud y la ausencia de servicios capacitos en el Perú ha conllevado a instituciones tanto gubernamentales como educativas a buscar nuevas tecnologías para poder confrontar este problema. Este panorama sugiere que la introducción de sistemas robóticos puede contribuir de manera que mejore los resultados funcionales de estas dificultades.

De este modo se han desarrollado técnicas de rehabilitación para poder tratar a estos individuos de una manera efectiva dando un gran impacto al uso de exoesqueletos para una mayor eficacia en la rehabilitación, reemplazando tratamientos de fisioterapias tradicionales, algunos han sido aplicados de la mano con realidad virtual (VR) para ser más didácticos, produciendo en el usuario la sensación de comodidad a la hora de usarlos, en el mercado actual se tiene una variedad de exoesqueletos comerciales como son Phoenix Indego, Restore, ReoGo, Armeo Spring, Armeo Power, ver figura 1, los cuales han demostrado tener una gran

eficacia en cuanto a rehabilitación se trata sin embargo el uso de estos es más generalizado en países donde el desarrollo tecnológico es más avanzado.



Figura 1 Exoesqueleto robótico de brazo y mano para pacientes con discapacidad grave, Armeo ® Power

Sin embargo, en el Perú existe una carencia notable del uso de estos exoesqueletos (8), es decir, que los robots de rehabilitación son pocas unidades que cuentan con las suficientes características para realizar las diversas funciones solicitadas (p.ej.: funciones de flexión y extensión muscular) al mismo tiempo factores económicos y ausencia de conocimiento de estos dispositivos.

Por esta razón se ha decidido crear un exoesqueleto que pueda ser accesible económicamente y portable dedicado a un público adulto debido al cese del crecimiento de los huesos y la mayor adaptabilidad que estos poseen al tamaño y forma.

## 2. Formulación del problema

### 2.1. Problema general

- ¿Cómo diseñar un exoesqueleto de miembro superior portable para la rehabilitación de pacientes con hemiparesia causado por ACV?

### 2.2. Problemas específicos

- ¿Cuáles son los movimientos que las personas con hemiparesia causadas por ACV necesitan en el área del brazo?
- ¿Cuáles son los movimientos que las personas con hemiparesia causadas por ACV necesitan en la zona del antebrazo?
- ¿Cuáles son los parámetros matemáticos para diseñar un exoesqueleto portable de miembro superior con tecnología de modelado 3D?

- ¿Qué sistema de control es apto para diseñar un exoesqueleto portable de miembro superior con tecnología de modelado 3D?

### **3. Objetivos de la investigación**

#### 3.1. Objetivo general

- Diseñar un exoesqueleto portable de miembro superior para la rehabilitación de pacientes con hemiparesia causados por ACV.

#### 3.2. Objetivos específicos

- Reconocer cuales son los movimientos que las personas con hemiparesia causadas por ACV necesitan en el área del brazo.
- Reconocer cuales son los movimientos que las personas con hemiparesia causadas por ACV necesitan en la zona del antebrazo.
- Determinar los parámetros adecuados para el modelado matemático con cinemática directa del exoesqueleto portable de miembro superior con tecnología de modelado 3D.
- Identificar el sistema de control apto para diseñar un exoesqueleto portable de miembro superior con tecnología de modelado 3D.

### **4. Justificación de la investigación**

#### 4.1. En lo teórico

Existen varios métodos para crear y obtener el modelo de cinemática directa en un brazo robótico, o en este caso parte de ello; como alternativa para el proyecto se optó por la metodología de Euler-Lagrange, el cual ofrece un procedimiento sencillo para representar el exoesqueleto del tren superior mediante transformaciones matriciales homogéneas (9).

Este tipo de modelado, matemáticamente hablado, en sistemas mecatrónicos enfocados en dispositivos de asistencia médica (rehabilitación) no termina allí. El método de Euler-Lagrange referidos a problemas teóricos-prácticos es fundamental, con respecto al proyecto, la simulación y diseño de algoritmos de control para reproducir todos los fenómenos físicos estará representado por las ecuaciones de movimiento de este método para así obtener el modelo dinámico sin la necesidad de usar un exoesqueleto real (9).

Todo ese proceso se llevará a simulación en SOLIDWORKS y MATLAB de forma que se podrá analizar y describir su comportamiento del sistema robótico de asistencia. Gracias a que son programas, generalmente usado por ingenieros e investigadores, especializados en el diseño y control de robótica.

#### 4.2. En lo practico

El diseño del exoesqueleto para miembro superior será capaz de realizar los movimientos indicados en las terapias de rehabilitación debido al material resistente, ligero y de rápida construcción virtual con tecnología 3D. Además, como se sabe, el tratamiento de rehabilitación es larga y si en los primeros meses se realiza frecuentemente conseguirá restaurar las conexiones nerviosas en pacientes teniendo en cuenta sus requerimientos y necesidades. Por lo que, este contexto sugiere la integración de nuevos sistemas robóticos de asistencia tales como exoesqueletos y en conjunto con la terapia tradicional, puede contribuir en el paciente a realizar los ejercicios de rehabilitación con mayor frecuencia y así incrementar el nivel de rehabilitación que se da actualmente.

#### 4.3. En lo social

El exoesqueleto es un sistema electromecánico diseñado para mejorar las capacidades físicas–sensoriales de la persona al momento de asistir en una tarea específica. Donde el exoesqueleto de miembro superior, se generaliza en asistencia y rehabilitación (10), como señala Dávila ya sea programada para repetir movimientos establecidos o comandados de manera directa, sirve para recuperar la movilidad perdida por el usuario (11).

Y de acuerdo al Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad (CONADIS), en el año 2018 a nivel nacional se registraron en total 2735 personas con deficiencia del tipo musculo-esqueléticas (2), de los pacientes identificados son 1677 personas de entre 30 y más años edad con este tipo de deficiencia, es decir, más del 60% viven con esta lesión. El interés social ha conllevado en desarrollar tecnológicas accesibles capaces de confrontar este problema y ayude en el tratamiento médico, mediante ejercicios adaptados al tipo de lesión, para evitar la discapacidad funcional de una parte del cuerpo que se haya visto afectada a causa de un accidente o enfermedad.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEÓRICO

#### **1. Antecedentes de la investigación**

Durante mucho tiempo se ha intentado crear técnicas innovadoras para la rehabilitación física con el objetivo de mejorar la eficacia en el proceso y adaptarse cada vez a los movimientos naturales del ser humano una de estas técnicas es el uso de exoesqueletos los cuales han tenido un gran impacto y evolución desde su llegada a continuación se muestran algunos antecedentes de los exoesqueletos más resaltantes enfocados en la rehabilitación del área superior, ya sea prototipo o dispositivos comerciales de carácter internacional.

*“Moment arm Adjustment for Remote Induction Of Net Effective Torque”* (12), es un prototipo de exoesqueleto, que mediante un actuador y cables realiza torque en una articulación el cuál hace de él compacto y económico, su funcionamiento se basa en las diferentes tensiones aplicadas en el cable a través del actuador, su limitación va más allá de articular el codo pues gracias a su diseño es capaz de realizar múltiples articulaciones en aquellas zonas donde se requiera torque y momento angular. En la siguiente figura se detalla los subsistemas de articulación y rotación de MARIONET. Véase en la siguiente página.

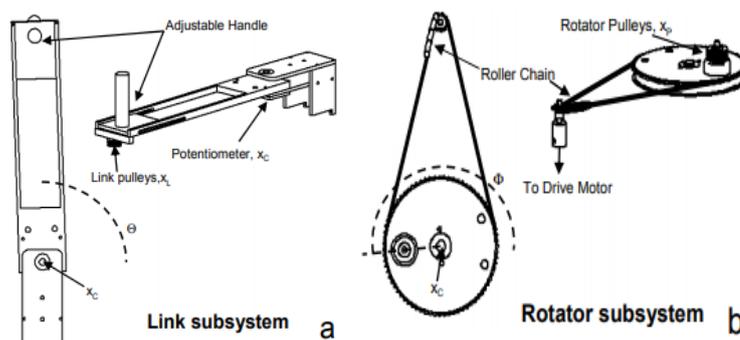


Figura 2 Subsistema de articulación & rotación, IEEE 9TH International Conference on Rehabilitation Robotics, 2016

“Myomo e100” (13), es un exoesqueleto con un grado de libertad que emplea señales EMG (señales electromiográficas) diseñado para la rehabilitación de accidentes cerebrovasculares como la hemiparesia crónica mediante ejercicios físicos, su portabilidad es muy sencilla el cuál se reduce a una mochila donde se encuentra un controlador PIC. Se ha realizado pruebas en 8 personas las cuales presentaban un cuadro clínico de debilidad crónica en el brazo, los resultados de dicho estudio fueron satisfactorios, actualmente este dispositivo este puesto a la venta comercialmente. A continuación, se aprecia al exoesqueleto Myomo e100.



Figura 3 Aplicación del exoesqueleto Myomo e100, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2017

“Closed-chain Robot for Assisting in Manual Exercise and Rehabilitation” (14), es un exoesqueleto con un diseño que abarca del antebrazo hasta la muñeca el cual cuenta con 3 grados de libertad, desarrollado para personas con discapacidad, la rehabilitación a través de juegos es su principal ventaja ya que el dispositivo viene incorporado con el control del Nintendo Wii para poder articular la muñeca y brazo mientras se juega tenis o a los bolos de la consola de videojuegos, los movimientos realizables es la supinación-pronación del brazo, flexión-extensión de la muñeca y desviación radial de la misma. A continuación, se muestra a CRAMER.



Figura 4 Aplicación de CRAMER, 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2017

“*Inmotion Wrist*” (15), es un exoesqueleto que vendría a ser la extensión del robot MIT-MANUS, cuenta con 3 grados de libertad centrado en los movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión, pronación-supinación de la muñeca; el dispositivo es estacionario que puede trabajar junto al MIT-MANUS con 5 grados de libertad abarcando el brazo como también lo puede hacer de manera independiente, fue creado para la rehabilitación de aquellos que hayan tenido ACV (accidente cerebrovascular) actualmente es comercial .



Figura 5 Aplicación de movimiento de flexión-extensión del Inmotion Wrist, IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, 2018

“*RiceWrist*” (16), es un robot exoesqueleto portable que abarca brazo-muñeca cuenta con 4 grados de libertad, este prototipo es una extensión del exoesqueleto MIME que incluye movimientos como: pronación-supinación y flexión-extensión del antebrazo, asimismo, abducción-aducción de la muñeca. *RiceWrist* se diseñó para la rehabilitación física asistida como se muestra el modelo renderizado del dispositivo. Ver figura en la siguiente página.

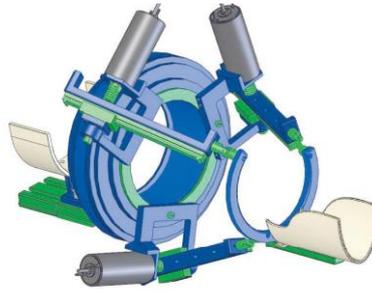


Figura 6 RiceWrist Render 3D, The International Journal of Robotics Research, 2018

## 2. Bases Teóricas

### 2.1. Hemiparesia

La hemiplejía es la pérdida de movimiento voluntario con alteración del tono muscular en toda la extensión de uno de los lados del cuerpo esto es debido a una lesión cerebral o en la médula espinal, la hemiparesia se da cuando el individuo es afectado por una parálisis parcial o debilidad muscular esta patología es muy frecuente ya que su incidencia es 2 de cada 1000 habitantes esta puede ser causada por distintos factores como ACV, causas quirúrgicas, traumatismos craneales, esclerosis en placas, enfermedades parasitarias, entre otras siendo el ACV la causa más común (6).

### 2.2. Accidente cerebrovascular (ACV)

El accidente cerebrovascular o más conocida por sus siglas ACV sucede cuando el flujo de sangre a una parte del cerebro se detiene a razón de esto el cerebro tiene escasez de oxígeno y nutrientes de acuerdo a la Organización mundial de la salud es “un síndrome clínico de desarrollo rápido debido a una perturbación focal de la función cerebral de origen vascular y de más de 24 horas de duración” (17) debido a esto es la segunda causa de muerte y la tercera de discapacidad en el mundo según la Organización Mundial de la Salud en promedio 15 millones de personas en el mundo sufren accidentes cerebrovasculares entre las cuales la tercera parte muere y la otra tercera parte queda en estado de discapacidad (5). El Perú tiene una prevalencia del 6.8% en la zona urbana y 2.7% en la zona rural estas cifras son orientadas a personas mayores de 65 años (18).

### 2.3. Exoesqueleto

De acuerdo con el Diccionario Oxford, la palabra exoesqueleto proviene de la biología refiriéndose al tejido orgánico duro y rígido que recubre el cuerpo de los

invertebrados y artrópodos. No obstante, este término ha sido adaptado por la mecánica y hace referencia a un tipo de robot que se puede llevar sobre el cuerpo debido a sus características duras con el propósito de mejorar sus capacidades físicas, sensoriales y entre otras. El hecho de que este sistema electromecánico puede ser usado sobre el cuerpo humano hace uso del término wearable robot ya que está definido como un dispositivo mecánico diseñado y basado en parámetros, formas y función del cuerpo humano, con medidas antropomórficas estándar y articulaciones que corresponde a la persona con la que estará acoplada (19). En la investigación, estas medidas se tomarán a partir de la talla promedio del público peruano.

Por otra parte, en el caso del proyecto se trabajará con un dispositivo externo aplicada en el cuerpo humano para modificar aspectos estructurales del sistema neuromusculoesquelético y apoyar en su funcionalidad locomotriz. Una ortesis de rehabilitación portable con actuadores en sus articulaciones será un dispositivo que aporte en la recuperabilidad de funciones motrices del sistema neuromuscular y esquelético del usuario (19).

Un exoesqueleto es diseñado para apoyar en tareas específicas a una persona, en la actualidad, están siendo usados en tareas cotidianas en sectores tales como la industria o lo militar, donde el propio usuario es quien opera al exoesqueleto. Por otra parte, estos dispositivos robóticos no son únicos, también existen dispositivos utilizados en diversos campos, en este caso la aplicación para usuarios que han perdido movilidad parcial o total de un miembro, utilizan el exoesqueleto para recuperarla. Como señala Ayala y otros “la rehabilitación física se puede dividir principalmente en dos tipos activa y pasiva” (20). La activa es donde el paciente es el encargado de mover su extremidad a través del exoesqueleto (p.ej.: movimientos comandados por impulsos eléctricos del cerebro o mediante la técnica electromiografía) y la pasiva es donde el fisioterapeuta origina el accionar del exoesqueleto que repite movimientos repetitivos programados para la extremidad del paciente (p.ej.: dispositivos empleados para rehabilitación de accidentes neurovasculares).

De igual forma Cruz-Martínez G. nos presenta el diseño de exoesqueleto para rehabilitar el miembro superior y sus diferentes aplicaciones que puede tener en el paciente. El proyecto a través de sus cuatro casos de estudio tiene como enfoque la

rehabilitación de miembro superior empleando la técnica pasiva, haciendo el análisis a sus patológicas y ejercicios que se aplican. Se diseñó un exoesqueleto de siete grados de libertad “ERMIS” para evaluar de forma experimental cada caso propuesto y así registrar los resultados (trayectorias) de los ejercicios de rehabilitación del paciente con apoyo de un terapeuta. Para validar el modelo funcional del exoesqueleto se emulo el modelo dinámico de ERMIS con el fin de comparar el análisis práctico con los datos muestreados proporcionados de cada ejercicio, obteniendo un desempeño del 95% de precisión en los movimientos de la muñeca, codo y el hombro. El sistema de rehabilitación mediante la terapia de timón con ERMIS y de cualquier ortesis robótica le permite al personal médico la prescripción y monitoreo de los protocolos de rehabilitación, durante y entre visitas programadas (7).

### **3. Definición de términos básicos**

#### **3.1. Articulación**

Una articulación es la conexión móvil entre los eslabones que permite el movimiento ya sea lineal o no lineal entre ellos. Según (21) las uniones principales son dos, la unión revoluta y la unión prismática. La unión revoluta (R), permite la rotación pura entre dos eslabones que conectan y la unión prismática (P), permite el deslizamiento lineal entre los dos eslabones conectados. Un sistema robótico puede ser clasificado también por su nomenclatura, es decir, a partir de la constitución de sus articulaciones, como ejemplo, el robot popularmente llamado SCARA está compuesta solo por uniones de rotación y se puede expresar como 1RRR.

#### **3.2. Grados de libertad (DoF)**

El grado de libertad es el número de actuadores necesarios para operar el mecanismo, según el tipo de articulación, si el sistema cuenta con más grados de libertad, entonces podrá lograr movimientos más completos (21).

#### **3.3. Modelamiento matemático**

El concepto teórico, es la relación del concepto práctico con lo matemático, analizar la relación entre dos o más variables mediante modelos es fundamental para explicar fenómenos cotidianos, en este caso físico. Para el tema de la robótica existen varios métodos para crear y obtener la cinemática de un brazo o parte de ello, el modelo más común y sencillo fue propuesta por Denavit-Hartenberg mediante

transformaciones matriciales homogéneas. Por otra parte, el método de Euler-Lagrange simula y diseña algoritmos de control para reproducir los fenómenos físicos a través de ecuaciones de movimiento para así obtener el modelo dinámico sin necesidad de usar uno real (9).

#### 3.4. Interfaz y algoritmos de control

La comunicación con el exoesqueleto es crucial. De acuerdo con la tesis de bachiller de Dávila los clasifica de la siguiente forma:

- Estrategias de control basada en señales del cuerpo humano ya sea invasivas como no invasivas.
- Estrategias de control basada en medición de fuerzas por interacción.
- Estrategias de control basada en señales del exoesqueleto.

Todo ese proceso se llevará a simulación en MATLAB de forma que se podrá analizar y describir su comportamiento del sistema robótico de asistencia.

#### 3.5. Ergonomía

La ergonomía según (10) es una disciplina científica que estudia los datos biológicos y tecnológicos a fin de resolver los problemas de mutua adaptación con el medio que interactúa, en este caso la relación entre el hombre y la máquina. Su información proporciona las limitaciones de posturas, movimientos y formas corporales. En este último, identifica aspectos específicos tales como la gravedad, la inercia y las fuerzas que influyen sobre la postura tanto estática como dinámica.

#### 3.6. Rehabilitación

La rehabilitación es un proceso por el cual el individuo pasa por una serie de terapias físicas con objetivos encaminados a mejorar y lograr gradualmente la independencia física y perder las capacidades limitadas que haya tenido en un principio, esto se da a través de ejercicios físicos los cuales promueven los movimientos pasivos y activos del paciente.

## **CAPÍTULO III**

### **METODOLOGÍA**

#### **1. Diseña metodológico**

##### **1.1. Tipo de Investigación**

El tipo de investigación que se realizara es de carácter tecnológico, el cual, emplea los conocimientos adquiridos y generar nuevos para dar solución a problemas que faciliten la vida del hombre o en este caso la de los pacientes afectados por hemiparesia causada por ACV.

De esta forma, para solucionar la problemática planteada previamente, se utilizará los conocimientos de diseño que abordan los campos mecánico, electrónico y control para diseñar el prototipo de exoesqueleto portable de miembro superior.

##### **1.2. Alcance de Investigación**

La investigación se basará en el alcance descriptivo puesto que se tendrán que recolectar datos extraídos del virtualmente del paciente afectado por ACV mediante ejercicios prácticos de rehabilitación, gracias a la recaudación de resultados se podrá ir adaptando el prototipo e ir viendo las mejoras dependiendo de las necesidades que estos datos mostraran entre sesión y sesión programadas para dar rehabilitación tanto activa como pasiva describiendo las molestias del usuario.

##### **1.3. Unidad de Investigación**

La unidad de investigación para el proyecto en todo momento es el prototipo del exoesqueleto de miembro superior ya que se necesitan tener las consideraciones para desarrollar una propuesta pertinente de diseño.

## 1.4. Metodología de Investigación

Para trabajar directamente con el exoesqueleto se utilizará el modelo V que tiene en consideración la actividad planteada y el diseño propio del sistema de rehabilitación para pacientes afectados con ACV mediante un proceso de retroalimentación.

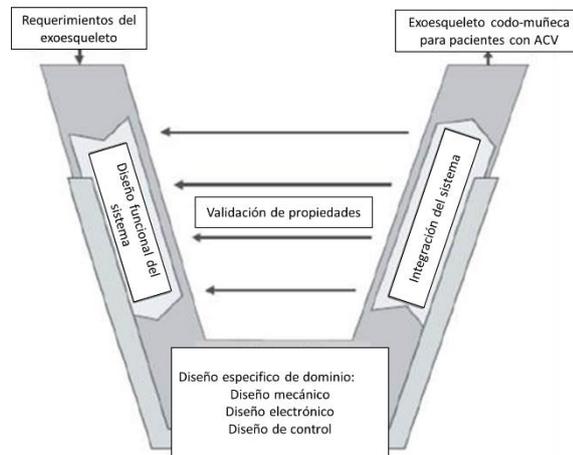


Figura 7 Modelo V, Fuente Propia

### 1.4.1. Requerimientos del sistema

Se deben de establecer los requerimientos presentados por el paciente con ACV para elaborar el diseño del sistema mecatrónico, estos son las medidas físicas basadas en la antropometría del humano (dimensiones del peruano estándar) y mecánicas (peso, longitudes, ganancias, etc.) que permita emular los movimientos de un miembro sano.

### 1.4.2. Diseño general del sistema

El objetivo es establecer las características del robot de acuerdo a los requerimientos previamente presentados.

- **Diseño mecánico**  
Selección del sistema de movimiento (activa o pasiva), velocidad de actuadores y modelado del exoesqueleto.
- **Diseño electrónico**  
Selección de la fuente de alimentación para todo el sistema (actuadores) y diseño de la placa de electrónica para realizar el control pertinente.
- **Diseño de control**  
Selección de la interfaz de control del sistema basado en un regulador PI.

- Integración del sistema
  - Unificación de los tres sistemas antes presentados (mecánico, electrónico y control)
- Validación de requerimientos
  - Simulación mediante los programas SolidWorks y Matlab.
- Producto final
  - Diseño final del exoesqueleto.

A través de las características presentadas anteriormente, se procede a realizar la especificación de etapas.

- Etapa 1: fase de especificaciones
  - Se ubican en el inicio y fin del proyecto (extremos del ciclo), se compone por el análisis de requisitos estructurado por las medidas antropométricas del paciente y sus respectivas especificaciones.
- Etapa 2: definir funciones
  - Se formula la estructura de funciones que puede considerarse como una caja negra, a continuación, se muestra la caja negra a grosso modo del sistema robótico para pacientes afectados por hemiparesia.

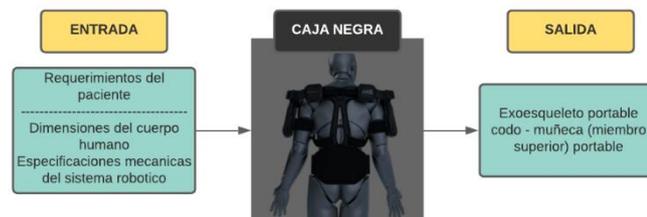


Figura 8 Caja negra, Fuente Propia

- Etapa 3: definir componentes del diseño
  - Se define los componentes del diseño mecánico, electrónico y control del exoesqueleto.
- Etapa 4: fase de codificación
  - Se implementa los componentes del diseño cumpliendo la estructura de funciones para la simulación y verificación de los requerimientos

El diagrama de diseño de exoesqueleto enfocado en pacientes que sufrieron un ACV se muestra en la siguiente página.

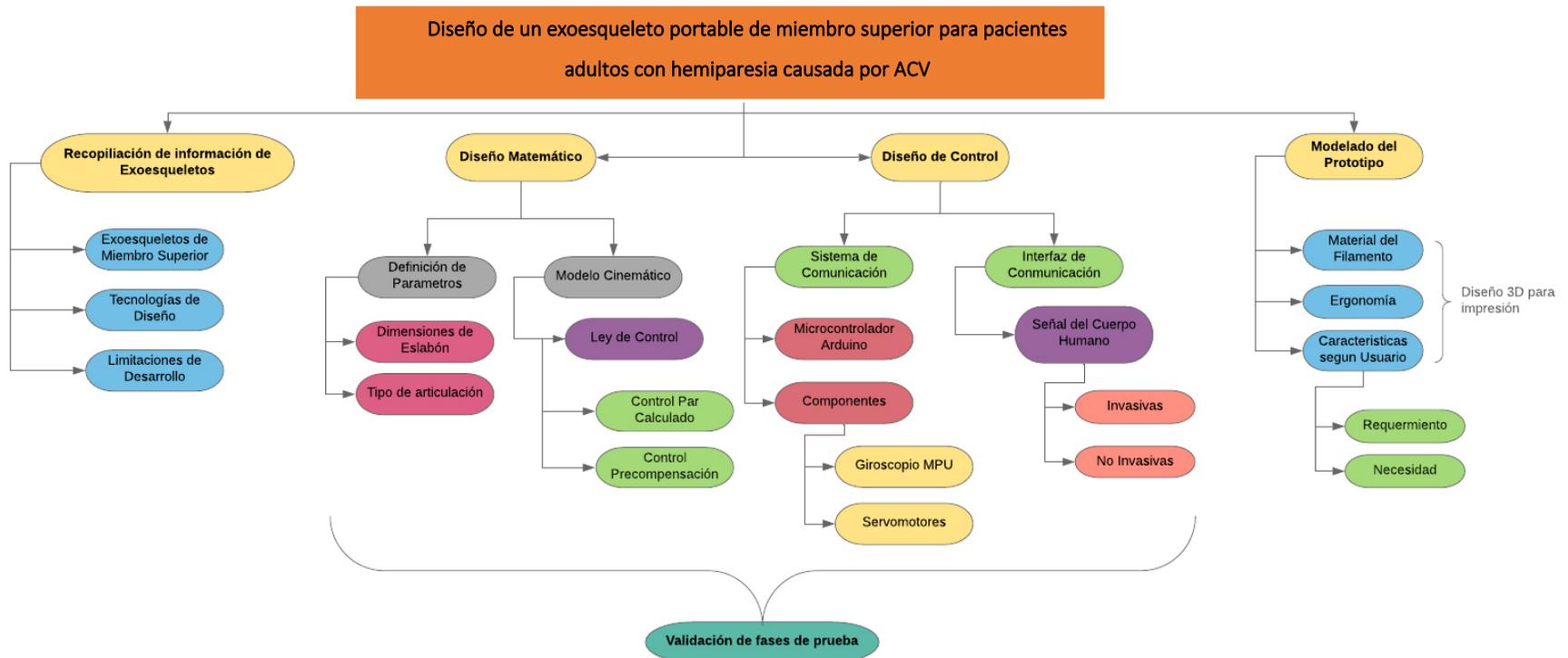


Figura 9 Diagrama de Diseño del exoesqueleto codo-muñeca, Fuente Propia

## CAPITULO IV

### ANÁLISIS Y DISEÑO DE SOLUCIÓN

#### 1. Estado del arte

Con el fin de mostrar lo que se ha ido haciendo hasta el momento en el campo global de sistemas de rehabilitación para miembro superior y a su vez la base para el diseño de solución, a continuación, se muestra una tabla con investigaciones científicas realizadas en los últimos años.

Nombre	Articulación	GDL	Año	Responsable (s)	Ciudad / País
Sistema Ortésico Multi-Funcional del hospital Infanta Sofía (SOFI)	Hombro Codo Antebrazo	11	2017	Jesús, Varela Sanz. Universidad politécnica de Madrid	Madrid / España
Control de Señales EMG para el Movimiento de un Brazo Robótico de Tres Grados de Libertad	Brazo Antebrazo	3	2016	Gustavo Aguirre Vargas Ángel Flores Abad Noé Alba Baena. Juan Carlos Acosta Guadarrama. Ismael Canales Valdiviezo. Universidad autónoma de ciudad Juárez	Juárez / México

Diseño mecánico y eléctrico de un exoesqueleto de codo antebrazo y mano	Codo Antebrazo Mano	3	2016	Anzuetto, A. Castañeda E.D. De la Rosa A.A. Sánchez A. Fuentes UPIITA-IPN	México
---	---------------------------	---	------	--	--------

Tabla 1 Estado del arte, Fuente Propia

Exoesqueleto Antropomórfico para la Rehabilitación de las Extremidades Superiores	Codo Hombro	5	2016	Miguel Ángel, Camacho Fantoba. Universidad Pública de Navarra	Tudela / España
---	----------------	---	------	---	--------------------

## 2. Especificaciones del proyecto

### 2.1. Lista de exigencia general

A continuación, se muestra la lista de exigencias general teniéndose en consideración el dominio mecánico, eléctrico y de control para realizar el diseño del sistema electromecánico de exoesqueleto portable de miembro superior para pacientes con hemiparesia.

Tabla 2 Lista de exigencias, Fuente Propia

Lista de exigencias		Fecha: 16/11/2020
<b>Proyecto:</b>	Exoesqueleto de miembro superior	Revisado: R.Q.C.
<b>Cliente:</b>	Universidad Continental	Elaborado: M.C.A.
Denominación	Descripción	Responsable
Función Principal	Diseñar un exoesqueleto que cumpla con los movimientos articulares (grados) de los miembros a rehabilitar.	M.C.A. / C.H.L.
Geometría	El tamaño del sistema debe de adaptarse a la antropometría del paciente: 30 - 35 cm brazo y 25 - 30 cm de antebrazo.	M.C.A. / C.H.L.
Energía	El sistema de alimentación deberá de funcionar con una fuente de 12 V en corriente continua.	M.C.A.
Seguridad	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El exoesqueleto deberá contar con un sistema que restrinja los movimientos no naturales del sistema humano.</li> <li>- El exoesqueleto tiene que ser completamente seguro para evitar y asegurar la integridad de uso del paciente con hemiparesia.</li> </ul>	M.C.A. / C.H.L.

Fabricación	Se empleará materiales y dispositivos que puedan ser adquiridos y accesibles en el campo nacional.	C.H.L.
Actuador	La fuerza aplicada en los eslabones deberá de cumplir en el rango de 11 N.m $\pm 5\%$ por los actuadores.	M.C.A.
Montaje	El montaje del sistema debe poder ser compacto, simple y de rápido ensamble.	C.H.L.
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El material de los eslabones será resistente al movimiento de los miembros superiores.</li> <li>- Deberá tener en consideración de la actividad física continua y/o diaria.</li> <li>- Deberá ser cómodo para el uso en rehabilitación.</li> </ul>	M.C.A. / C.H.L.
Transporte	El diseño del sistema deberá ser portable y no deberá sobrepasar los 2.5 Kg de peso en total.	M.C.A. / C.H.L.

### 3. Modelo funcional

#### 3.1. Estructura de Funciones

De acuerdo a la norma VDI 2206 se dividió las funciones de nuestro sistema en 3 áreas las cuales se analizarán primero de una forma general a través de la caja negra dando a conocer las entradas y salidas que el sistema tendrá.

##### 3.1.1. Caja negra

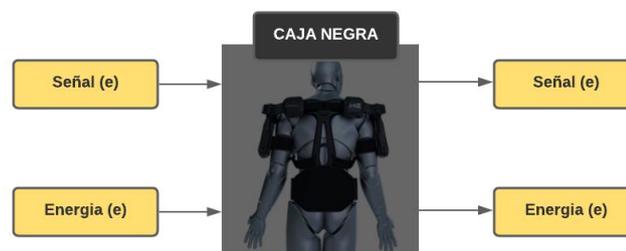


Figura 10 Caja Negra, Fuente Propia

- Entradas

Señal:

- Pulsos eléctricos de control con el grado de movimiento deseado
- Señal visual o sonora de encendido

Energía:

- Energía eléctrica de alimentación

- Salidas

Señal:

- Señal convertida y transferida al controlador que pueda ser ejecutada por el actuador
- Señal visual o sonora que la maquina empezó a realizar el movimiento
- Señal visual de la cantidad de grados que se movió cada eslabón

Energía:

- Energía eléctrica pulsante para el movimiento de los actuadores.
- Ruido de los actuadores.
- Energía mecánica.

Para desarrollar un mejor entendimiento, se detalla las funciones divididas en los 3 diferentes dominios que el sistema abarca.

#### *3.1.2. Dominio de Control*

- Conversión de señales
- Controlar el encendido o apagado del sistema
- Procesar el movimiento requerido
- Identificar las señales de entrada

#### *3.1.3. Dominio eléctrico - electrónico:*

- Energizar al sistema
- Dar señales eléctricas que indiquen posición a través de los sensores
- Mostrar datos en la pantalla
- Dar señales pulsantes
- Encender luces indicadoras

#### *3.1.4. Dominio Mecánico*

- Dar movimiento a través de los actuadores
- Transmitir movimiento
- Mover los eslabones
- Actuar como soporte del brazo

#### *3.1.5. Diagrama de Funciones*

Definidas las funciones por dominio se crea el siguiente diagrama que se ve en la siguiente página, el cual correlacionara los 3 dominios para darnos a entender de manera visual y con mayor claridad la función del sistema general.

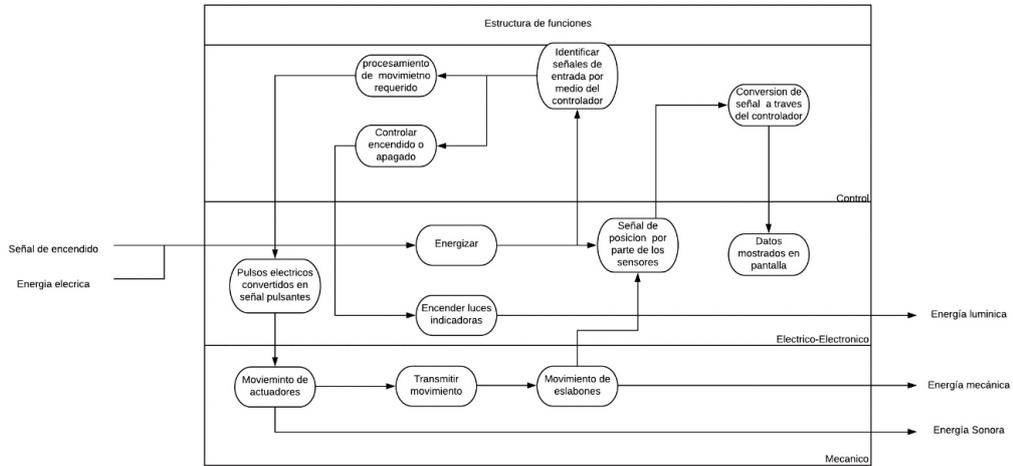
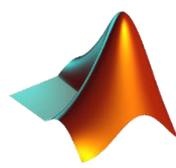


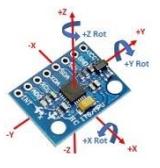
Figura 11 Estructura de funciones, Fuente Propia

### 3.2. Matriz morfológica

Acorde a la metodología utilizada se realiza la matriz morfológica dando como propuestas 3 posibles soluciones que cumplan los requerimientos antes dados

Tabla 3 Matriz morfológica, Fuente Propia

Funciones Parciales	Portador de Funciones		
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Controlador	Pic 18F4450 	Arduino Uno 	Raspberry Pi3 
Procesamiento de Información	Matlab 	Mikro C 	Phyton 
GDL	5	4	2

Transmisión de movimiento	R. axiales de bolas 	Rodamiento de bolas 	R. de rodillos 
	Motor paso a paso 	Servomotor 	Motor DC 
Sensores	GONIOMETRO 	MPU 6050 	ADXL 345 
	Transformador 12V 	Batería 12V 	Batería Lipo 12V 
Material	Aluminio 	Filamento 3D 	
	<div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="background-color: #4a7ebb; color: white; padding: 5px; border-radius: 10px;">S1</div> <div style="background-color: #00b050; color: white; padding: 5px; border-radius: 10px;">S2</div> <div style="background-color: #e67e22; color: white; padding: 5px; border-radius: 10px;">S3</div> </div>		

### 3.2.1. Conceptos de solución

#### Solución 1

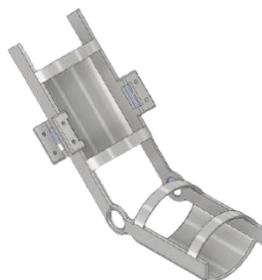


Figura 12 Exoesqueleto de aluminio, Fuente Propia



## Solución 2



Figura 13 Exoesqueleto codo-muñeca con material PET, Fuente Propia

## Solución 3



Figura 14 Exoesqueleto con servomotores, Fuente Propia

A su vez, se realiza el análisis técnico económico para hallar la solución más óptima

### 3.3. Matriz de evaluación de solución

La valoración de las tres propuestas de solución, teniendo en consideración diferentes aspectos y/o características para la selección del mecanizado de diseño del exoesqueleto de miembro superior para pacientes con hemiparesia, se realizan en las tablas 4 y 5 que justifican la valoración técnica y económica respectivamente, de esta forma se tiene la seguridad de concluir con un diseño adecuado. Véase en la siguiente página.

### 3.3.1. Valoración técnica

Tabla 4 Análisis Técnico, Fuente Propia

Evaluación de soluciones valor técnico								
Valor técnico (Xi)								
p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2206) 0: no satisface 1: aceptable 2: suficiente 3: bien 4: muy bien g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación								
Criterios de evaluación para las distintas soluciones de consultoría								
Variante de concepto / proyecto		g	Solución 1 (S1)		Solución 2 (S2)		Solución 3 (S3)	
N	Criterio de evaluación	%	p	gp	p	gp	p	gp
1	Cumple con la lista de exigencias	20	2	0.4	3	0.6	2	0.4
2	Es de fácil ensamblaje	30	3	0.9	3	0.9	2	0.6
3	Se podría plantear la solución en un corto tiempo	15	2	0.3	2	0.3	3	0.45
4	Es fácil conseguir los recursos para su implementación	20	2	0.4	4	0.8	2	0.4
5	Facilidad de mantenimiento	15	3	0.45	2	0.3	1	0.15
Punta total $\sum p$ o $\sum gp$		100	12	2.45	14	2.9	10	2
Valor económico Xi				0.817		0.967		0.667

\* Para la puntuación total se necesita multiplicar g el cual representa el indicador en % con la puntuación de valoración p.

### 3.3.2. Valoración económica

Tabla 5 Análisis Económico, Fuente Propia

Evaluación de soluciones valor económico								
Valor económico (Yi)								
p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2206) 0: no satisface 1: aceptable 2: suficiente 3: bien 4: muy bien g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación								
Criterios de evaluación para diseños en fase de concepto o proyectos								
Variante de concepto / proyecto		g	Solución 1 (S1)		Solución 2 (S2)		Solución 3 (S3)	
N	Criterio de evaluación	%	p	gp	p	gp	p	gp
1	Costo de su implementación	20	2	0.4	3	0.6	1	0.2
2	Costo de personal	10	3	0.3	1	0.1	2	0.3
3	Costo de materiales	40	3	1.2	3	1.2	3	1.2
4	Costo - beneficio	30	2	0.6	3	0.9	3	0.9
Punta total $\sum p$ o $\sum gp$		100	10	2.5	11	2.8	9	2.6
Valor económico Yi				0.83		0.93		0.867

\* Para la puntuación total se necesita multiplicar g el cual representa el indicador en % con la puntuación de valoración p.

Luego de obtener ambas coordenadas representadas por el valor técnico (X) y económico (Y), se procede a dibujar una gráfica de toma de decisión, se muestra en

la figura 8. Donde se representará la solución ideal como una línea de pendiente 1, la solución que se halle más próxima al vértice (1.1) es la solución óptima.

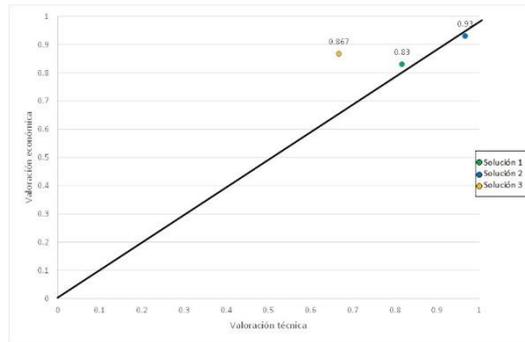


Figura 15 Valoración técnica - económica, Fuente Propia

A partir del análisis técnico-económico, con la ayuda de la gráfica de toma de decisión, podemos concluir que el proyecto preliminar óptimo es la solución N°2. Mediante la metodología VDI 2206 se plantea la propuesta de máquina seleccionadora de ajíes, que tomara el siguiente procedimiento:

En primer lugar, el sistema estará gobernado por el módulo Arduino Uno acoplado con la interfaz de programación en Matlab para así estudiar y a la vez validar los rangos de movimiento del exoesqueleto que con tara con 5 grados de libertad (DoF) donde 3 de ellos serán diseñados de forma pasiva y 2 integrados por el control de motores paso a paso y la unión entre rodamientos axiales de bolas. Por otra parte, se considera para el sistema de alimentación una batería de lipo de 12 V y para buscando la comodidad del usuario se utilizará el material de impresión PET, el cual está dotado de características físicamente de gran rigidez (filamento 3D) además de que se busca evitar la generación de alergias en el monto de uso. A continuación, en la figura 13 se muestran los detalles anteriormente descritos.

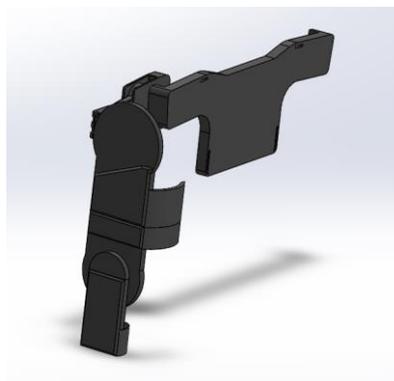


Figura 16 Exoesqueleto de miembro superior, Fuente Propia

## 4. Diseño conceptual

### 4.1. Dominio mecánico

#### 4.1.1. Medidas antropométricas

Para a la recolección de estos datos la investigación se basa en las medidas antropométricas promedio del individuo peruano obteniéndose según el Ministerio de Salud (MINSA) e Instituto Nacional de Salud (INS), la altura y peso promedio los cuales son 1.65 m y 75 Kg respectivamente.

Para la medida de los miembros como son la mano, brazo, antebrazo y hombro que se utilizara en el diseño de los eslabones del exoesqueleto nos referimos a las longitudes de los segmentos corporales expresadas como una fracción de la altura corporal.

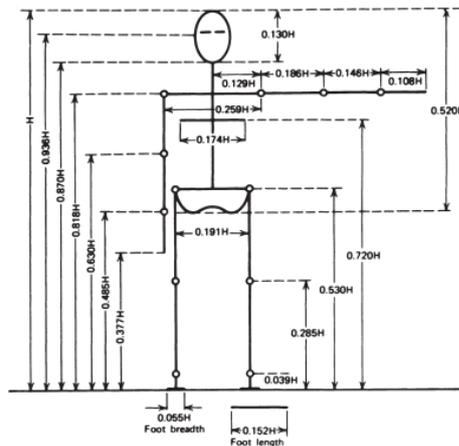


Figura 17 Medidas antropométricas estándar, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2009

Aplicando las fracciones respecto a la altura de la figura 1 tomando H como la altura del peruano promedio arrojaron los siguientes datos.

Tabla 6 Dimensiones del brazo, Fuente Propia

Parte de miembros superiores	Formula	Medida en cm cuando H=1.65m
Mano	0.108H	17.8 cm
Brazo	0.186H	30.7 cm
Antebrazo	0.146H	24 cm
Hombro	0.129H	21.3 cm

\* Fuente: Datos extraídos de Winter, David. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition. 10.1002/9780470549148,p86.

Asimismo, se obtuvo los pesos por cada segmento anteriormente vistos basándonos en la figura 2 para poder hacer el posterior análisis de cargas implementado en el exoesqueleto.

Tabla 7 Pesos del brazo, Biomechanics and Motor Control of Human Movement

Parte de miembros superiores	Porcentaje del peso total
Mano	0.006M
Antebrazo	0.016M
Brazo	0.028M
Hombro	-

*\*Fuente: Datos extraídos de Winter, David. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition. 10.1002/9780470549148.p86.*

Tomando en cuenta que el peso promedio de los habitantes peruanos es de 75 Kg reemplazando en la formula  $M=75$  se da los siguientes resultados en Kg

Tabla 8 Pesos del brazo, Fuente Propia

Parte de miembros superiores	Peso en Kg cuando $M = 75$ kg
Mano	0.45 kg
Antebrazo	1.2 kg
Brazo	2.1 kg
Hombro	-

#### 4.1.2. Modelado del brazo robótico

Continuando el diseño conceptual en el área mecánica, la propuesta plantea la construcción de un exoesqueleto de 5 grados de libertad con la característica de presentar 3 grados de manera pasiva y 2 de manera activa.

Por consiguiente, en este punto describe el proceso de diseño, análisis y construcción propia de un brazo superior mediante el programa SolidWorks. Para cada eslabón, se tomaron en cuenta los parámetros tales como longitud, centro de masa, gravedad y orientación obtenidas en las tablas 6,7 y 8. En las figuras 15, 16 y 17 se muestra los detalles croquizados del brazo y antebrazo respectivamente. A su vez, en la figura 18, se muestra el diseño de unión del hombro para de sujeción del sistema ya que, según Pérez, P. un brazo robótico mecánicamente está formado por una serie de elementos estructurales solidos o eslabones unidos mediante articulaciones que permiten un movimiento relativo entre dos eslabones consecutivos (22).

Para una mejor dinámica de diseño, la propuesta de cada eslabón se realiza de manera simétrica teniendo en consideración un eje rotacional en Z y un plano de trabajo XY. En la siguiente página, se muestran los eslabones:

- Dimensiones del brazo

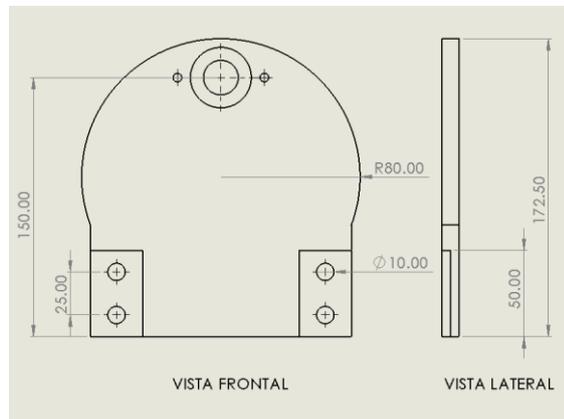


Figura 18 Diseño del brazo: parte 1, Fuente Propia

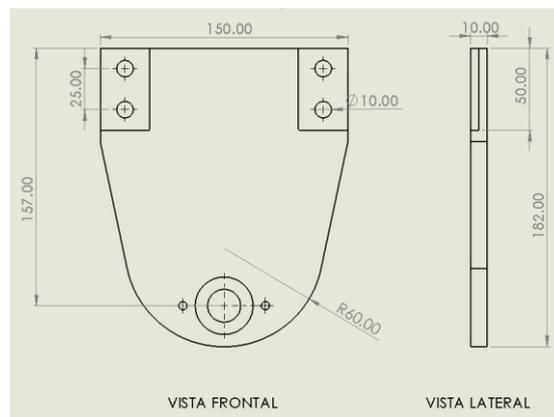


Figura 19 Diseño del brazo: parte 2, Fuente Propia

Donde:

- Longitud total del eslabón: 355 mm
- Longitud del eslabón: 307 mm

- Dimensiones del antebrazo

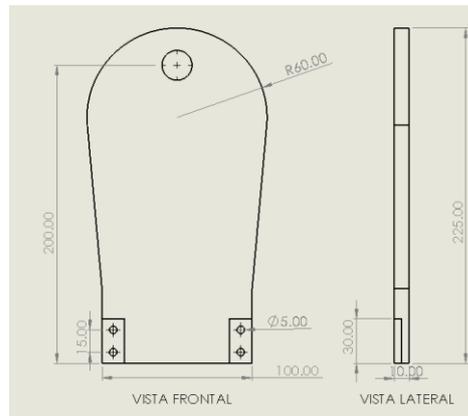


Figura 20 Diseño del antebrazo, Fuente Propia

Donde:

- Longitud total del eslabón: 225 mm
- Longitud del eslabón: 200 mm

Más adelante la longitud del eslabón servirá como la dimensión total para la programación en la parte de control y la longitud total para animación.

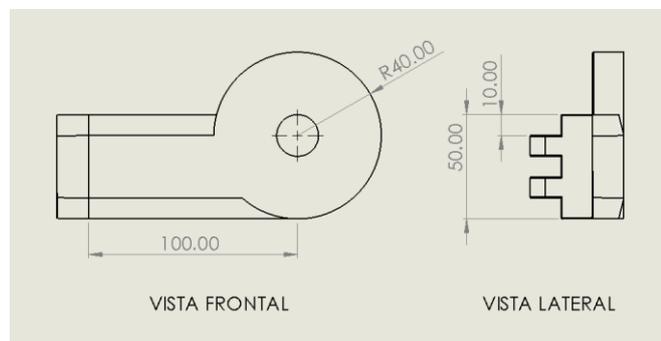


Figura 21 Diseño de unión del hombro, Fuente Propia

Por otra parte, algo importante a detallar es el hecho de que el programa de SolidWorks nos calcula el centro de masa de la pieza, es otras palabras, se simplificaría el análisis del centro de masa para el dominio de control.

El centro de masa para el eslabón del brazo, tenemos un valor de 148.01 mm donde se mantendrá este valor gracias a que el centro de origen coincide a la distancia del eslabón. Paralelamente, el centro de masa para el eslabón del antebrazo, tenemos un valor de 89.91 mm.

Finalmente, al realizar las uniones por eslabones se obtiene el siguiente diseño de brazo robótico de 2 DoF con el que se trabajara a lo largo de la investigación.

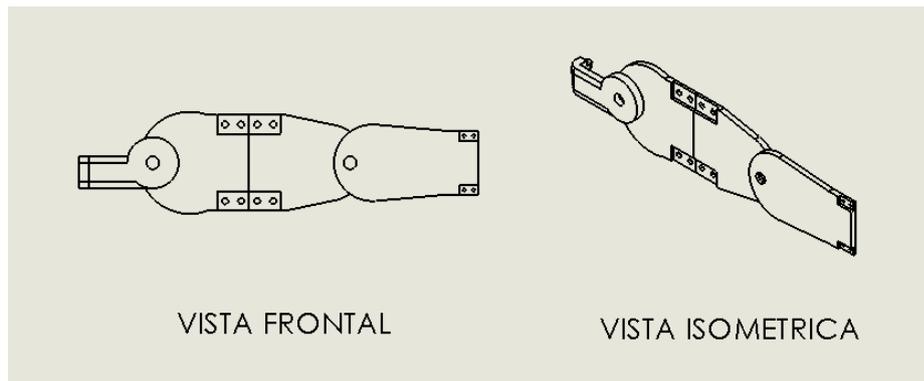


Figura 22 Exoesqueleto de miembro superior 5 DoF, Fuente Propia

A manera de resumen, en la siguiente tabla se muestra las características físicas de cada eslabón:

Tabla 9 Características generales del sistema, Fuente Propia

Eslabón	Significado	Notación
<b>Brazo (1)</b>	Masa	$m1 = 0.6 \text{ kg}$
	Longitud	$l1 = 0.307 \text{ m}$
	Inercia	$I1 = 6263.5 \cdot 10^{-6} \text{ kgm}^2$
	Centro de masa	$lc1 = 0.14801 \text{ m}$
	Coefficiente de fricción	$B1 = 0.017 \text{ Nm/rad/s}$
	Posición articular	$q1$
<b>Antebrazo (2)</b>	Masa	$m2 = 0.3 \text{ kg}$
	Longitud	$l2 = 0.200 \text{ m}$
	Inercia	$I2 = 1420.25 \cdot 10^{-6} \text{ kgm}^2$
	Centro de masa	$lc2 = 0.8991 \text{ m}$
	Coefficiente de fricción	$B2 = 0.013 \text{ Nm/rad/s}$
	Posición articular	$q2$
Aceleración debida a la gravedad		$g = 9.81 \text{ m/s}^2$

\*  $q1$  y  $q2$  es la notación que se empleara en el dominio de control.

#### 4.1.3. Análisis con el Factor de Seguridad

Para realizar el siguiente análisis, en este caso con cargas netamente estáticas y axiales, se hace uso de la tabla 8. Entonces, para realizar el estudio se considera la fuerza que genera la gravedad dentro del planeta Tierra  $9.81 \text{ m/s}^2$  y a su vez las fuerzas de torque estandarizadas desarrollados por el investigador Galán-Cutipa Frank en su trabajo *“Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitación de extremidades superiores”*.

Tabla 10 Cargas Axiales, Fuente Propia

Análisis Estático		
<b>Brazo</b>	Tensión	20.60 N
	Torsión	11.80 Nm
<b>Antebrazo</b>	Tensión	11.72 N
	Torsión	2.91 Nm

A partir de estas cargas se genera la integración dentro del sistema de exoesqueleto que a continuación se muestra.

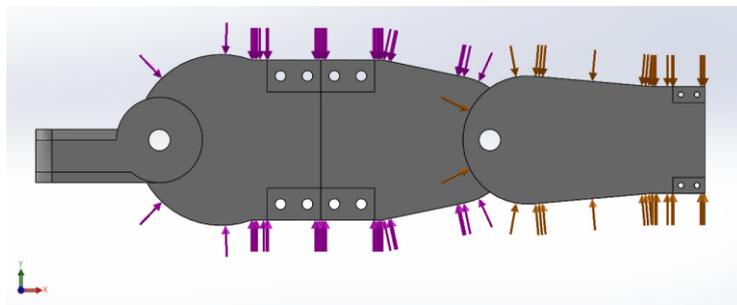


Figura 23 Cargas axiales en el brazo: tensiones, Fuente Propia

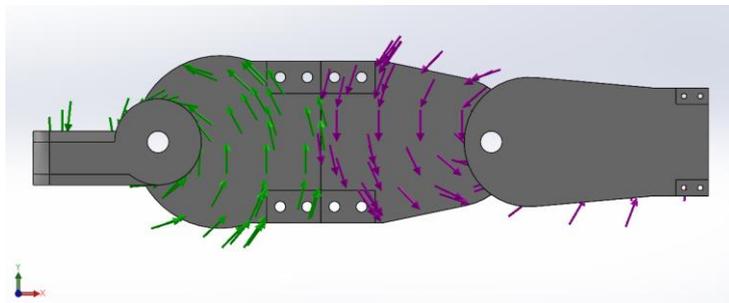


Figura 24 Cargas axiales en el brazo: torques, Fuente Propia

- Análisis de tensión

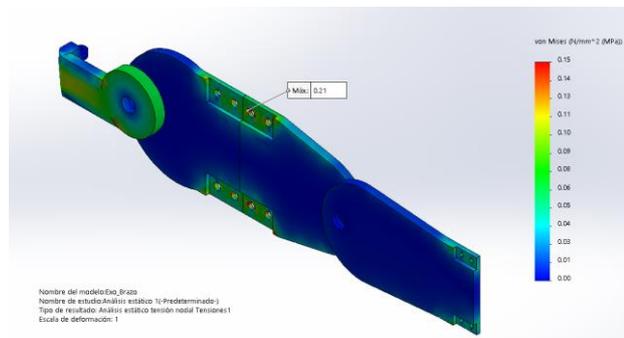


Figura 25 Análisis de tensión, Fuente Propia

El siguiente análisis muestra los efectos de deformación del exoesqueleto para miembro superior mediante la distribución de cargas de manera estática ejercidos por el propio peso del brazo y las fuerzas de torsión en las articulaciones, donde los puntos más afectados son en los pernos de unión de sujeción para el brazo seguido por la unión hombro-brazo con un valor de Von - Mises de 0.21 MPa.

- Análisis de Factor de Seguridad

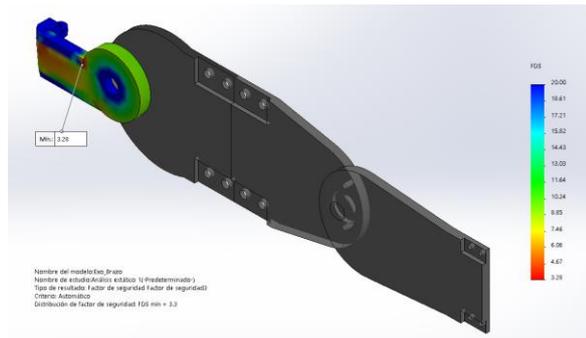


Figura 26 Análisis de FS en la unión, Fuente Propia

La figura N°23 muestra un valor de 3.28 como FS de dicha pieza, esto representa, que posee la capacidad de aguantar una carga tres veces mayor a la fuerza de torsión ejercida en ese punto, no obstante, similar a la anterior imagen, tener cuidado en los puntos del centro ya que son la zona más vulnerable de quebrarse.

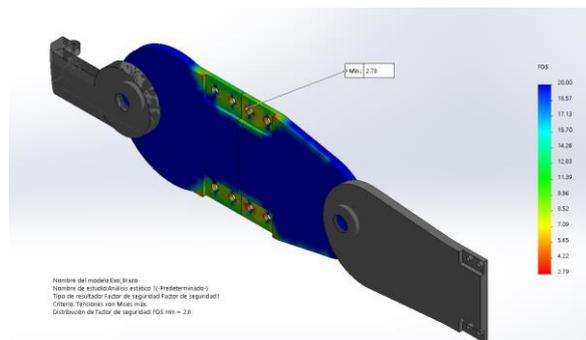


Figura 27 Análisis de FS en el brazo, Fuente Propia

En la siguiente figura N°24 expresa un valor de 2.79 como FS de dicha pieza, esto representa, que posee la capacidad de aguantar una carga dos y media veces mayor a la fuerza de torsión y tensión ejercida en ese punto.

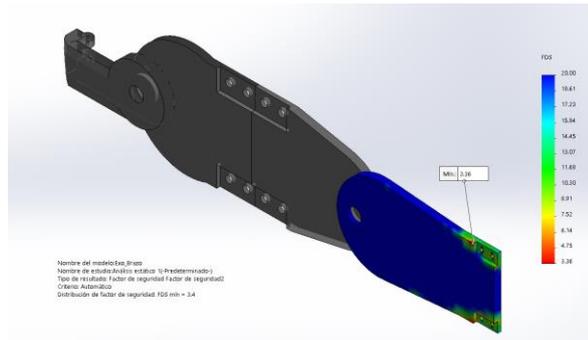


Figura 28 Análisis de FS en el antebrazo, Fuente Propia

Para el caso del antebrazo, en la figura N°25 muestra un valor de 3.36 como FS de dicha pieza, además, se ve que los puntos críticos en la pieza son concretamente los puntos de unión para sujeción con el miembro superior.

Entonces, gracias al estudio de los análisis anteriormente mostrados, ver figuras 22 – 24, indica que dentro de la unidad de rehabilitación el miembro más afectado y propenso a romperse es el brazo (FS de 2.94) debido a que es quien soporta la mayor parte del peso y a su vez es el eslabón donde se integran la mayor cantidad de grados de libertad ya sea activa y pasiva.

#### 4.2. Dominio eléctrico – electrónico

En este sector se toma los criterios de selección que compondrán el sistema eléctrico – electrónico, la composición del esquema eléctrico se puede apreciar en la parte de anexos.

##### 4.2.1. Motor

La selección de un motor paso a paso bipolar NEMA 17 el cual cumple con los requisitos dando las especificaciones técnicas en la tabla 11.

Tabla 11 Características del motor, Geek Factory

Descripción	NEMA 17 60BYG401-03
Angulo de paso	1.8
Toque de retención	12 N/m
Corriente Nominal	1.7 A
Voltaje Nominal	12 – 35 V
Peso	280 g
Largo	40 mm

También se muestra la forma del actuador que integra el sistema de rehabilitación de miembro superior.

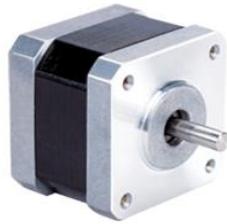


Figura 29 Nema 17 H2A4417, MotionKing

#### 4.2.2. Giroscopio

Para poder seleccionar el giroscopio que tendrá como función darnos el grado de movimiento de los eslabones se utilizará un embebido giroscopio siendo uno de los más comerciales y satisfaciendo las necesidades requeridas el ADXL345.

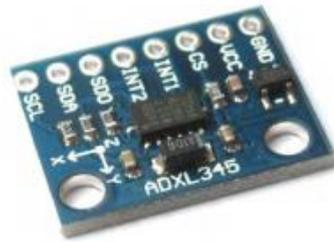


Figura 30 Modulo ADXL345, Amazon

En la siguiente tabla, se muestra los parámetros del módulo.

Tabla 12 Características del módulo ADXL345, Amazon

Parámetros	ADXL345
Aceleración	10000 g
Voltaje	-0.3v - 3.9v
Rango de temperaturas	-40°C - 105°C

#### 4.2.3. Fuente de Poder

Para el suministro de voltaje se requiere que el dispositivo tenga 12 V de alimentación como máximo por lo cual se optó en la matriz morfológica por baterías Lipo las cuales tienen un peso liviano para facilitar su transporte y son recargables optando por la empresa Bigtronica. A su vez, en la tabla N°13 se proporciona las especificaciones técnicas.



Figura 31 Batería de lipo 12V, Bigtronica

Tabla 13 Características generales, Technology IO

Batería LIPO	
Química	Litio-Polímero
Numero de células	3 S
Voltaje	12V
Capacidad	3000 mAh

### 4.3. Dominio de control

#### 4.3.1. Modelo dinámico

En esta sección se obtiene el modelo dinámico para el exoesqueleto portable de 5 grados de libertad, en este caso 2 DoF activos, basados en eslabones rígidos con filamento 3D y conectados por articulaciones libres brindados por el motor paso a paso en cadena cinemática abierta. Un método estándar para obtener el modelo dinámico de un robot está basado en las ecuaciones de movimiento de Euler – Lagrange (23).

Si se quisiera expresar el modelo dinámico en su forma compacta y con la notación más ampliamente utilizada, se encontraría descrito de la siguiente forma:

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) \dots (1)$$

A continuación, se describe el procedimiento para obtener el modelo dinámico de exoesqueleto portable con 2 grados de libertad.

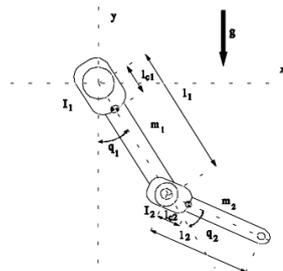


Figura 32 Parámetros del brazo con 2 DoF, Research Gate

Si el vector de posiciones articulares  $q(t)$  se define como:

$$q(t) = [q_1(t) \ q_2(t)]^T \dots (2)$$

Donde la posición mediante un plano cartesiano se representa:

$$\begin{aligned} x_1 &= l_1 \sin q_1 & x_2 &= l_1 \sin q_1 + l_2 \sin q_{12} \\ y_1 &= -l_1 \cos q_1 & y_2 &= -(l_1 \cos q_1 + l_2 \cos q_{12}) \end{aligned}$$

Y la velocidad se representa mediante la derivada de la ecuación 2:

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= l_1 \dot{q}_1 \cos q_1 & \dot{x}_2 &= l_1 \dot{q}_1 \cos q_1 + l_2 \dot{q}_{12} \cos q_{12} \\ \dot{y}_1 &= l_1 \dot{q}_1 \sin q_1 & \dot{y}_2 &= l_1 \dot{q}_1 \sin q_1 + l_2 \dot{q}_{12} \sin q_{12} \end{aligned}$$

Energía cinética:  $K(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2} * \dot{q}^T * M(q) * \dot{q} = \frac{1}{2} * m * v^2 \dots (3)$

$$\dot{x}_1^2 = l_1^2 \dot{q}_1^2 \cos^2 q_1$$

$$\dot{x}_2^2 = l_1^2 \dot{q}_1^2 \cos^2 q_1 + l_2^2 \dot{q}_{12}^2 \cos^2 q_{12} + 2l_1 l_2 \dot{q}_1 \dot{q}_{12} \cos q_1 \cos q_{12}$$

$$\dot{y}_1^2 = l_1^2 \dot{q}_1^2 \sin^2 q_1$$

$$\dot{y}_2^2 = l_1^2 \dot{q}_1^2 \sin^2 q_1 + l_2^2 \dot{q}_{12}^2 \sin^2 q_{12} + 2l_1 l_2 \dot{q}_1 \dot{q}_{12} \sin q_1 \sin q_{12}$$

Al sumar  $\dot{x}_2^2$  mas  $\dot{y}_2^2$  se obtendrá el vector de velocidad  $v^2$

$$v_1^2 = l_1^2 \dot{q}_1^2$$

$$v_2^2 = l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_2^2 \dot{q}_{12}^2 + 2l_1 l_2 \dot{q}_1 \dot{q}_{12} \cos q_2$$

Por lo tanto:  $K(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} * m l_1^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} * I \dot{q}_2^2 \dots (4)$

$$K = \frac{1}{2} [m_1 (l_1^2 \dot{q}_1^2) + m_2 (l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_2^2 \dot{q}_{12}^2 + 2l_1 l_2 \dot{q}_1 \dot{q}_{12} \cos q_2) + I_1 \dot{q}_1^2 + I_2 \dot{q}_{12}^2]$$

Al existir un momento de inercia es importante añadir la energía que aporta este mencionado por lo que la ecuación de la energía cinética queda de esa forma.

Energía potencial:  $U(\theta) = m * g * h \dots (5)$

Al variar la posición con respecto al ángulo  $q$  es importante tener en cuenta que  $h$  va a ir variando, por lo que la ecuación final es:

$$U(\theta) = m_1 * g * l_1 (1 - \cos q_1) + m_2 * g * [l_1 (1 - \cos q_1) + l_2 (1 - \cos q_{12})]$$

Para obtener los valores del lagrangiano se necesitará realizar la diferencia entre las ecuaciones 4 y 5 respectivamente.

Lagrangiano:

$$L(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} [m_1(l_{c1}^2 \dot{q}_1^2) + m_2(l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_{c2}^2 \dot{q}_2^2 + 2l_1 l_{c2} \dot{q}_1 \dot{q}_2 \cos q_2) + I_1 \dot{q}_1^2 + I_2 \dot{q}_2^2] - m_1 * g * l_{c1}(1 - \cos q_1) - m_2 * g * [l_1(1 - \cos q_1) + l_{c2}(1 - \cos q_2)]$$

Llegados a este punto, tocara realizar las derivadas con respecto a q1 y q2 quienes vienen siendo los valores de cada eslabón brazo y antebrazo respectivamente.

Ecuaciones de movimiento de Euler – Lagrange:

- Para el brazo

$$\frac{d}{dt} \left[ \frac{dL(q, \dot{q})}{dq_1} \right] = m_1 l_{c1}^2 \ddot{q}_1 + m_2 l_1^2 \ddot{q}_1 + m_2 l_{c2}^2 \ddot{q}_2 + m_2 l_1 l_{c2} [(q_2 \ddot{q}_1 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) \cos q_2 - (\dot{q}_1 \dot{q}_2 + q_2 \ddot{q}_1) \sin q_2] + I_1 \ddot{q}_1 + I_2 \ddot{q}_2$$

$$\frac{dL(q, \dot{q})}{dq_1} = -m_1 g l_{c1} \sin q_1 - m_2 g [l_1 \sin q_1 + l_{c2} \sin q_2]$$

- Para el antebrazo

$$\frac{d}{dt} \left[ \frac{dL(q, \dot{q})}{dq_2} \right] = m_2 l_{c2}^2 \ddot{q}_2 + m_2 l_1 l_{c2} [\dot{q}_1 \cos q_2 - q_2 \dot{q}_1 \sin q_2] + I_2 \ddot{q}_2$$

$$\frac{dL(q, \dot{q})}{dq_2} = -m_2 l_1 l_{c2} \dot{q}_1 \sin q_2 - m_2 g l_{c2} \sin q_2$$

La representación matricial de los resultados obtenidas a partir de la ecuación de Euler – Lagrange serian:

$$\begin{bmatrix} m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_1 + I_2 & m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 \\ m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 & m_2 l_{c2}^2 + I_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -2m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 & -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \\ m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_1 & 0 \\ 0 & b_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} [m_1 l_{c1} + m_2 l_1] g \sin(q_1) & m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \\ m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) & \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix}$$

Por consiguiente, se obtiene el siguiente modelado:

- Matriz de Masas

$M(q)$

$$= \begin{bmatrix} m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_1 + I_2 & m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 \\ m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 & m_2 l_{c2}^2 + I_2 \end{bmatrix}$$

- $M_{11}(q) = m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_1 + I_2$
- $M_{12}(q) = m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2$
- $M_{21}(q) = m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2$
- $M_{22}(q) = m_2 l_{c2}^2 + I_2$

- Matriz de Inercias

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} -2m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 & -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \\ m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix}$$

- $C_{11}(q, \dot{q}) = -2m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2$
- $C_{12}(q, \dot{q}) = -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2$
- $C_{21}(q, \dot{q}) = m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1$
- $C_{22}(q) = 0$

- Vector de Gravedad

$$G(q) = \begin{bmatrix} [m_1 l_{c1} + m_2 l_1] g \sin(q_1) + m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \\ m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix}$$

- $G_1(q) = [m_1 l_{c1} + m_2 l_1] g \sin(q_1) + m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2)$
- $G_2(q) = m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2)$

Donde  $\ddot{q}$  es el vector de aceleraciones de la articulación y  $\dot{q}$  el vector de velocidad, por otra parte, para poder ser un modelo más generalizado se ha de incluir la pérdida por fricciones.

$$M(q)\ddot{q} + C(q + \dot{q})\dot{q} + B\dot{q} + g(q) = \tau \dots (6)$$

- Matriz Diagonal de Fricción Viscosa

$$B = \begin{bmatrix} b_1 & 0 \\ 0 & b_2 \end{bmatrix}$$

- $B_{11} = b_1$
- $B_{12} = 0$
- $B_{21} = 0$
- $B_{22} = b_2$

#### 4.3.2. Control Par Calculado

Este modelo se caracteriza por generar el comportamiento generalmente de forma no lineal en términos de las variables de estado, es decir, permite confirmar que existe un controlador no lineal que consigue describir el sistema de control en malla cerrada mediante una ecuación diferencial lineal. Dicho controlador es capaz de

satisfacer el objetivo de control y movimiento en forma global, el control por Par Calculado viene dada por la siguiente ecuación:

$$\tau = M(q)[\ddot{q}_d + k_d\dot{\tilde{q}} + k_p\tilde{q}] + C(q, \dot{q})\dot{q} + B\dot{q} + g(q) \dots (7)$$

En la siguiente tabla, se muestran los valores de ganancia de Kp y Kd sintonizados para realizar un control adecuada del sistema propuesto.

Tabla 14 Ganancias del controlador, Fuente Propia

Eslabón	Kp	Kd
Brazo (1)	30	25
Antebrazo (2)	25	20

#### 4.3.3. Seguimiento de trayectoria

El controlador de par calculado sirve como regulador de posición, es decir, emplea el movimiento de un punto a otro punto sin imponer el seguimiento de una trayectoria específica.

Entonces para compensar este problema, se hace uso de cinemática inversa que tiene como objetivo encontrar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares del exoesqueleto, de esta forma, las extremidades tanto brazo como antebrazo regula su posición y se oriente según una determinada localización espacial.

Generalmente la resolución no es sistemática, depende de la configuración del sistema y pueden existir soluciones múltiples.

#### – Cinemática Inversa

Contrario al modelo de cinemática directa, este modelo trabaja con los puntos finales de posición y velocidad para obtener las trayectorias del sistema, en otras palabras, permite obtener las posiciones articulares de los eslabones rígidos o en este caso de los eslabones que imitan el tren superior de la persona. Otra forma de describir el modelo es matemáticamente, el cual, representa la orientación del efector final del sistema robótico expresando en un plano cartesiano. Para la investigación, el exoesqueleto con 2 DoF activos se basa en el siguiente sistema.

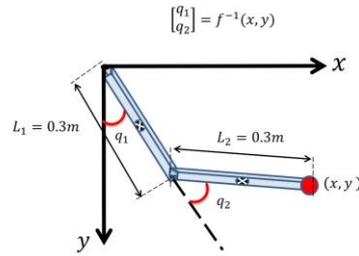


Figura 33 Parámetros de brazo con 2 GDL, UPIITA

Para el interés práctico del exoesqueleto portable el modelo cinemático consiste en su empleo para obtener las especificaciones de posiciones articulares deseadas  $qd = [qd1, qd2]^T$  a partir de especificaciones de posición deseada  $xd$  e  $yd$  del extremo final del último eslabón del robot.

A partir de esta información pueden obtenerse las posiciones deseadas:

$$-\tan^{-1} q_{d1} = \tan^{-1} \left( \frac{x_d}{-y_d} \right) \left( \frac{l_2 \sin(q_{d2})}{l_1 + l_2 \cos(q_{d2})} \right) \dots (8)$$

$$q_{d2} = \tan^{-1} \left( \frac{\pm \sqrt{(1 - \cos(q_{d2})^2)}}{\cos(q_{d2})} \right) \dots (9)$$

Las virtudes del modelo trabajado anteriormente, brinda dos posibles soluciones para  $q_{d2}$  (representa biomecánica del codo) donde se trabajará con el codo abajo con el objetivo de emular al codo humano.

$$\cos(q_{d2}) = \left( \frac{x_d^2 + y_d^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \right) \dots (10)$$

\*Nota: La función  $\text{atan2}(\ )$  devuelve el ángulo  $\theta$  mapeado de  $[-\pi, \pi]$ .

## CAPITULO V

### VALIDACIÓN Y SIMULACION

Para este capítulo, se dividirá en dos partes. La primera constara de la validación de la propuesta realizada en SolidWorks puesta a prueba a diferentes valores de fuerza en el torque y para la otra parte la realización del seguimiento de trayectoria con el control de par calculado propuesta anteriormente.

#### 1. Validación del sistema

En la validación del sistema encontraremos a los bloques con posiciones y fuerzas arbitrarias, es decir, que no posee un control de retroalimentación más que en las posiciones.

##### 1.1. Diagrama de bloque de validación teórico-práctico

Utilizando los valores de la tabla N°9 se realiza la siguiente programación dentro del embebido de Matlab que lleva por nombre *Planta*.

```
1 function gpp = fun(tau1,tau2,q1,q1p,q2,q2p)
2 %Parametros
3 m1=0.60256; m2=0.31404;
4 l1=(307)/1e3; l2=(200)/1e3;
5 lcl=(148.01)/1e3; lc2=(89.91)/1e3;
6 I1=6263.49746/1e6; I2=1420.25218/1e6;
7 B1=0.017; B2=0.013;
8 q=9.81;
9
10 %Matrices
11 %Matriz de Masas
12 M11 = m1*lcl^2 + m2*l1^2 + m2*lc2^2 + 2*m2*l1*lc2*cos(q2)+ I1 + I2;
13 M12 = m2*lc2^2 + m2*l1*lc2*cos(q2) + I2;
14 M21 = m2*lc2^2 + m2*l1*lc2*cos(q2) + I2;
15 M22 = m2*lc2^2 + I2;
16 M = [M11 M12; M21 M22];
17
18 %Matriz de Inercias
19 C11 = -2*m2*l1*lc2*sin(q2)*q2p;
20 C12 = -m2*l1*lc2*sin(q2)*q2p;
21 C21 = m2*l1*lc2*sin(q2)*q1p;
22 C22 = 0;
23 C = [C11 C12; C21 C22];
24
25 %Matriz de F. Viscosidad
26 B = [B1 0; 0 B2];
27
```

```

28 %Vector de Gravedad
29 G11 = (m1*l1 + m2*l1)*g*sin(q1) + m2*g*l2*sin(q1+q2);
30 G21 = m2*g*l2*sin(q1+q2);
31 G = [G11; G21];
32
33 %Vectores
34 qp=[q1p; q2p];
35
36 T=[tau1; tau2];
37
38 %Planta
39 qp = M\ (T-C*qp-B*qp-G);

```

Figura 34 Programación: control - planta, Fuente Propia

Después de incluirse los valores del sistema, se realiza los siguientes diagramas de bloque.

### 1.1.1. Diagrama de bloque matemático

Dentro del sistema, involucra a dos integradores para obtener la matriz de posición con la que se realiza las validaciones.

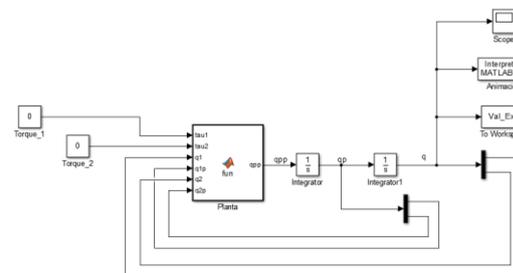


Figura 35 Diagrama de bloque teórico, Fuente Propia

### 1.1.2. Diagrama de bloque del sistema

El sistema integra en cada módulo *join* los vectores de posición.

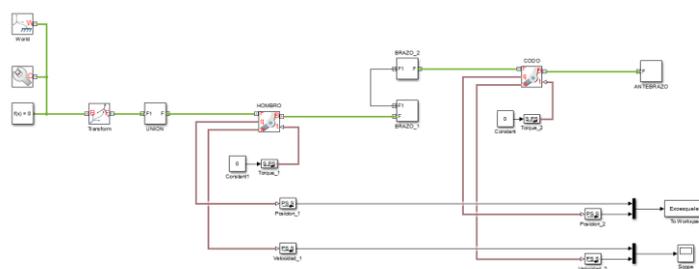


Figura 36 Diagrama de bloque real, Fuente Propia

Caso 1:

Para concretar la validación, se colocan los valores en condición:

- Posición del brazo: 90° grados
- Posición del antebrazo: 0° grados

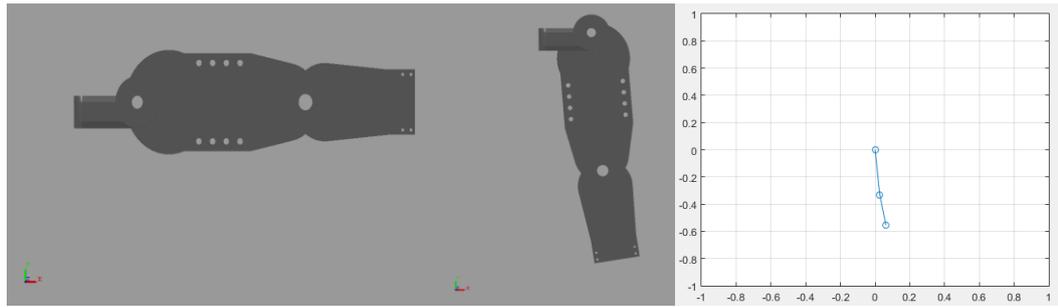


Figura 37 Posición inicial & final, Fuente Propia

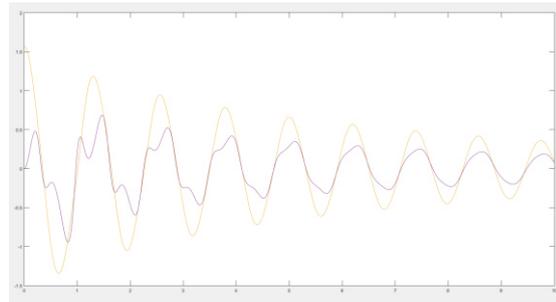


Figura 38 Grafica de posición teórico & real, Fuente Propia

En la figura 35 se observa que las funciones de posición se traslapan una con otra ya sea para el caso del brazo y del antebrazo lo cual hace notar que las funciones estudiadas se acercan con la realidad logrando un rendimiento superior al 90%.

## 2. Simulaciones del sistema

Por otra parte, con la validación del sistema y el modelo dinámico, se da continuación de la evaluación de los resultados brindados por el controlador de par calculado además de un estudio con las trayectorias establecidas, tales como círculo, lemniscata y una flor de n pétalos haciendo uso de la cinemática inversa.

Para ello se muestra los diagramas de bloque para validar el sistema matemático con la propuesta de diseño de exoesqueleto de miembro superior con 2 GDL activo y 3 GDL pasivos.

### 2.1. Modelo matemático: polinomio de 5to grado

Algunas veces se utilizan polinomios de mayor orden para segmentos que requieren movimientos con control más fino, es decir, movimientos más específicos en la posición, la velocidad y la aceleración tanto al inicio como al final. Debido a ello se emplean polinomios de quinto grado, de la siguiente forma.

$$P(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 + a_4t^4 + a_5t^5 \dots (11)$$

Se deriva la ecuación (11) respecto a  $t$  para obtener la ecuación de la velocidad

$$\dot{P}(t) = a_1 + 2a_2t + 3a_3t^2 + 4a_4t^3 + 5a_5t^4 \dots (12)$$

Se halla la segunda derivada de la ecuación (12) con respecto a  $t$  para obtener la aceleración

$$\ddot{P}(t) = 2a_2 + 6a_3t + 12a_4t^2 + 20a_5t^3 \dots (13)$$

Condiciones iniciales para la Posición  $P(t)$  ,  $P(t_0) = \theta_0$  ;  $P(t_f) = \theta_f$

Donde  $t_0 = 0$

Se reemplaza los valores en la ecuación (14)

$$P(t_0) = a_0 + a_1 \cdot 0 + a_2 \cdot 0^2 + a_3 \cdot 0^3 + a_4 \cdot 0^4 + a_5 \cdot 0^5 = \theta_0$$

$$a_0 = \theta_0$$

$$P(t_f) = a_0 + a_1 t_f + a_2 t_f^2 + a_3 t_f^3 + a_4 t_f^4 + a_5 t_f^5 = \theta_f$$

$$a_0 + a_1 t_f + a_2 t_f^2 + a_3 t_f^3 + a_4 t_f^4 + a_5 t_f^5 = \theta_f \dots (14)$$

Condiciones iniciales para la Velocidad  $\dot{P}(t)$  ,  $\dot{P}(t_0) = \dot{\theta}_0$  ;  $\dot{P}(t_f) = \dot{\theta}_f$

Donde  $t_0 = 0$

Reemplazar valores en la ecuación (15) de la velocidad

$$\dot{P}(t_0) = a_1 + 2a_2 \cdot 0 + 3a_3 \cdot 0^2 + 4a_4 \cdot 0^3 + 5a_5 \cdot 0^4 = \dot{\theta}_0$$

$$a_1 = \dot{\theta}_0$$

$$\dot{P}(t_f) = a_1 + 2a_2 t_f + 3a_3 t_f^2 + 4a_4 t_f^3 + 5a_5 t_f^4 = \dot{\theta}_f$$

$$a_1 + 2a_2 t_f + 3a_3 t_f^2 + 4a_4 t_f^3 + 5a_5 t_f^4 = \dot{\theta}_f \dots (15)$$

Condiciones iniciales para la Velocidad  $\ddot{P}(t)$  ,  $\ddot{P}(t_0) = \ddot{\theta}_0$  ;  $\ddot{P}(t_f) = \ddot{\theta}_f$

Donde  $t_0 = 0$

Se reemplaza valores en la ecuación (16) de la velocidad

$$\ddot{P}(t_0) = 2a_2 + 6a_3 \cdot 0 + 12a_4 \cdot 0^2 + 20a_5 \cdot 0^3 = \ddot{\theta}_0$$

$$2a_2 = \ddot{\theta}_0$$

$$\ddot{P}(t_f) = 2a_2 + 6a_3 t_f + 12a_4 t_f^2 + 20a_5 t_f^3 = \ddot{\theta}_f$$

$$2a_2 + 6a_3t_f + 12a_4t_f^2 + 20a_5t_f^3 = \ddot{\theta}_0 \dots (16)$$

Desarrollando las ecuaciones (14), (15) y (16) tenemos obtenemos los valores de  $a_3, a_4, a_5$ , por lo que tenemos:

$$a_0 = \theta_0$$

$$a_1 = \dot{\theta}_0$$

$$a_2 = \frac{\ddot{\theta}_0}{2}$$

$$a_3 = \frac{20\theta_f - 20\theta_0 - (8\dot{\theta}_f + 12\dot{\theta}_0)t_f - (3\ddot{\theta}_0 - \ddot{\theta}_f)t_f^2}{2t_f^3}$$

$$a_4 = \frac{30\theta_f - 30\theta_0 + (14\dot{\theta}_f + 16\dot{\theta}_0)t_f + (3\ddot{\theta}_0 - 2\ddot{\theta}_f)t_f^2}{2t_f^4}$$

$$a_5 = \frac{12\theta_f - 12\theta_0 - (6\dot{\theta}_f + 6\dot{\theta}_0)t_f - (\ddot{\theta}_0 - \ddot{\theta}_f)t_f^2}{2t_f^5}$$

### 2.1.1. Diagrama de bloque del sistema

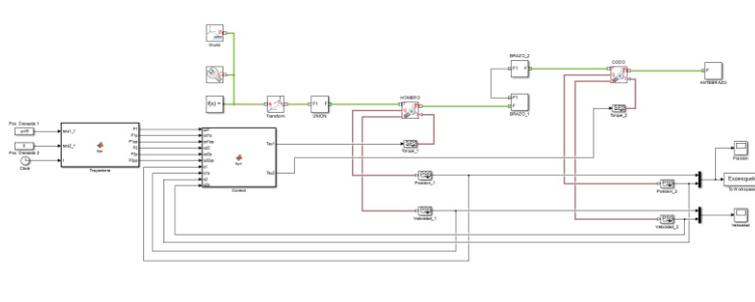


Figura 39 Diagrama de bloque real, Fuente Propia

Entonces para validar los movimientos de flexión-extensión del brazo se emplea el estudio de biomecánica del miembro superior que a continuación se muestra:

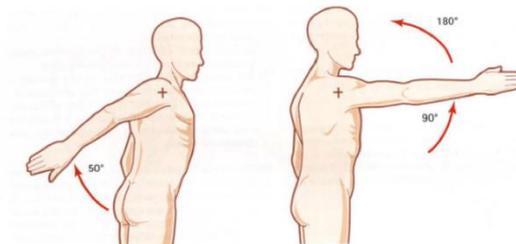


Figura 40 Biomecánica del brazo, Upper Limber Mechanics

Caso 1:

Flexión del brazo en un rango negativo (ver figura 37)

Posición inicial:

- Brazo: 0° grados
- Antebrazo: 0° grados

Posición final:

- Brazo: -45° grados
- Antebrazo: 0° grados

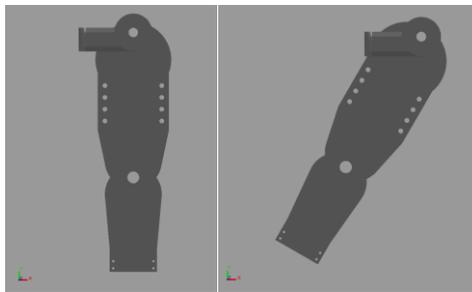


Figura 41 Movimiento negativo del brazo, Fuente Propia

Caso 2:

Flexión del brazo en un rango positivo (ver figura 37)

Posición inicial:

- Brazo: 0° grados
- Antebrazo: 0° grados

Posición final:

- Brazo: 180° grados
- Antebrazo: 0° grados

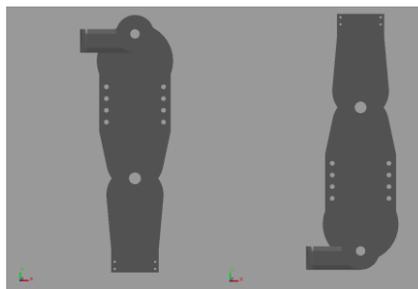


Figura 42 Movimiento positivo del brazo, Fuente Propia

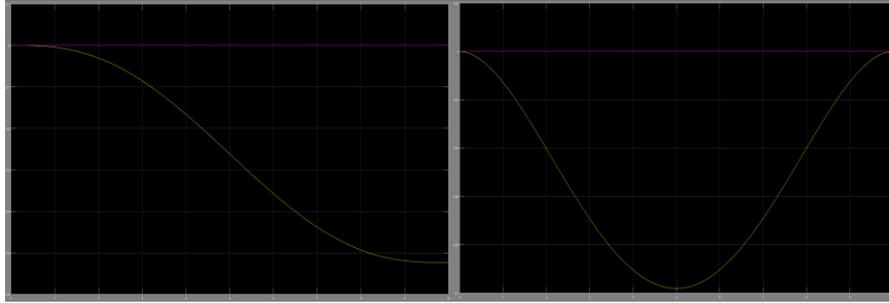


Figura 43 Graficas de posición & velocidad, Fuente Propia

### 2.1.2. Ejercicio post – traumatismo de miembro superior

Los ejercicios de rehabilitación tienen el objetivo de prevenir la rigidez del miembro afectado, es por ello, que se dispone a prueba el trabajo de investigación para corroborar la siguiente técnica de movilización enfocada en el codo.

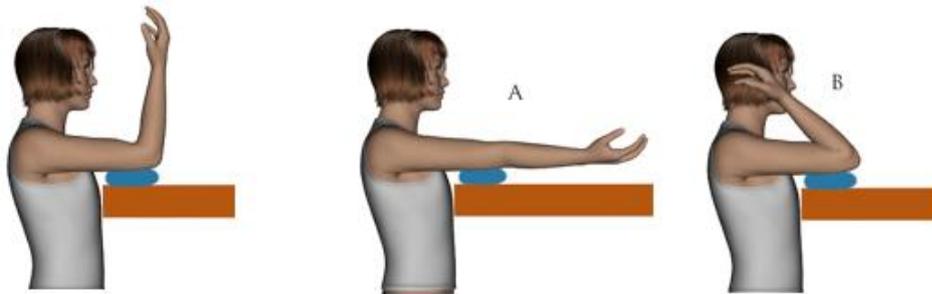


Figura 44 Flexo-extensión del codo, Traumatología Hellin

Caso 3:

Flexión del codo en la posición A de la figura 41.

Posición inicial:

- Brazo: 90° grados
- Antebrazo: 90° grados

Posición final:

- Brazo: 90° grados
- Antebrazo: 0° grados

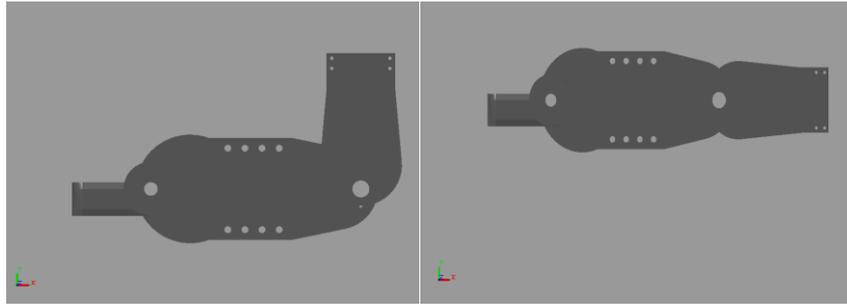


Figura 45 Movimiento A, Fuente Propia

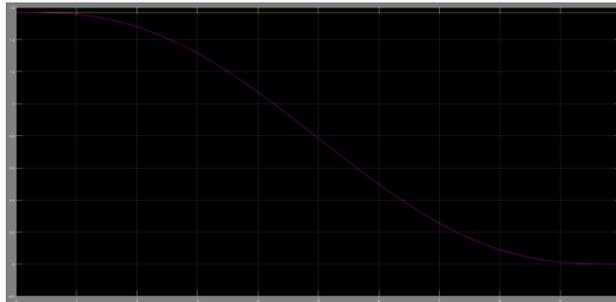


Figura 46 Gráfica de posición, Fuente Propia

Caso 4:

Flexión del codo en la posición B de la figura 41.

Posición inicial:

- Brazo: 90° grados
- Antebrazo: 90° grados

Posición final:

- Brazo: 90° grados
- Antebrazo: 120° grados

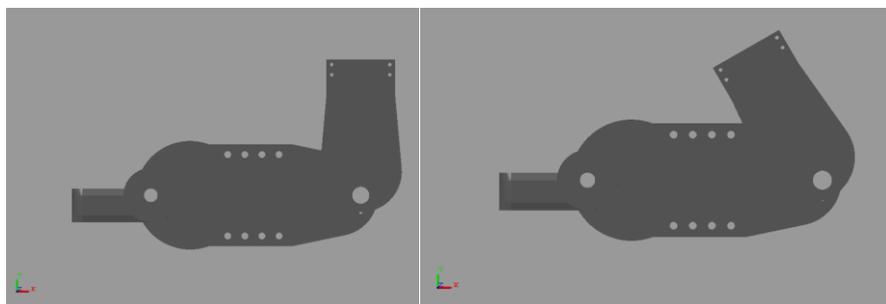


Figura 47 Movimiento B, Fuente Propia

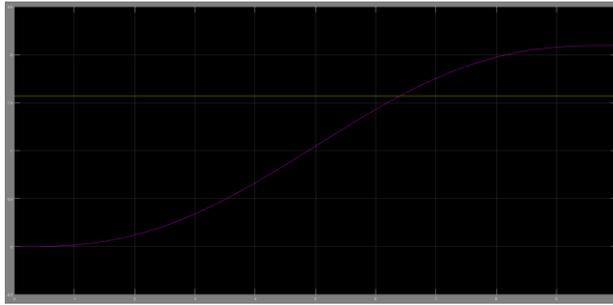


Figura 48 Gráfica de posición, Fuente Propia

## 2.2. Seguimiento de trayectoria

En este punto se realiza el estudio de las trayectorias establecidas para flexión-extensión de miembro superior (circulo, lemniscata y una flor de n pétalos) haciendo uso de la cinemática inversa.

### 2.2.1. Diagrama de bloque teórico

Similar al diagrama de bloque de la primera etapa, en este esquema se integra tanto la función de trayectoria, así como el embebido de la cinemática inversa.

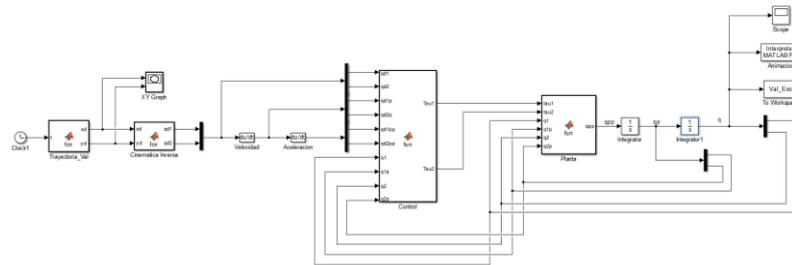


Figura 49 Diagrama de bloque teórico, Fuente Propia

### 2.2.2. Diagrama de bloque del sistema

En el esquema real se necesita los mismos embebidos que en la validación para realizar los movimientos y trayectorias deseadas.

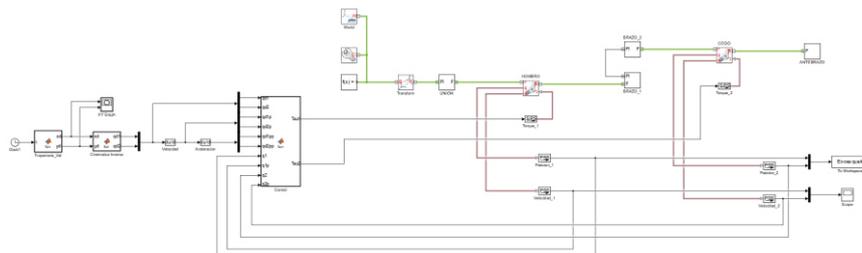


Figura 50 Diagrama de bloque real, Fuente Propia

Caso 1:

Parámetros del círculo

- $r = 0.15$
- $h_x = 0.3$
- $h_y = 0$
- $T = 10$
- $f = 1/T$
- $w = 2 \cdot \pi \cdot f$

Función de trayectoria

- $x_d = h_x + r \cdot \cos(w \cdot t)$
- $y_d = h_y + r \cdot \sin(w \cdot t)$

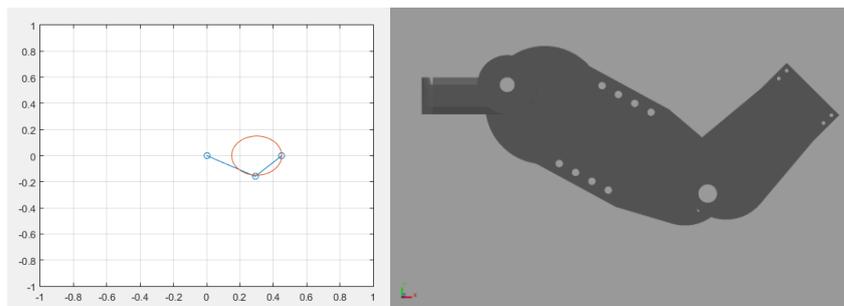


Figura 51 Movimiento teórico & real, Fuente Propia

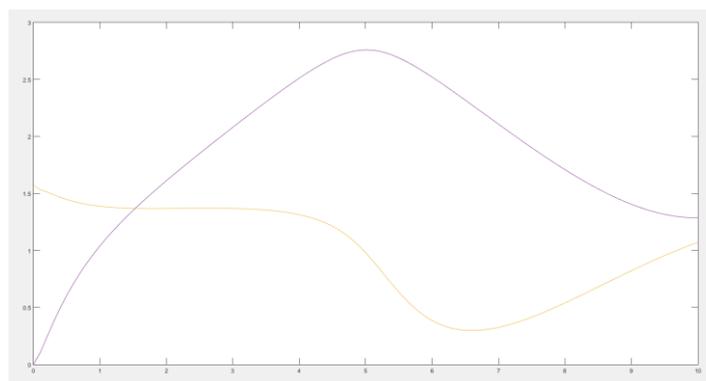


Figura 52 Grafica de trayectoria posición & velocidad, Fuente Propia

Caso 2:

Parámetros de lemniscata

- $a = 0.15$
- $h_x = 0.3$

- $h_y = 0$
- $T = 10$
- $f = 1/T$
- $w = 2 * \pi * f$

#### Función de trayectoria

- $x_d = h_x + (a * \cos(w * t)) / (1 + \sin(w * t) .^2)$ ;
- $y_d = h_y + (a * \sin(w * t) * \cos(w * t)) / (1 + \sin(w * t) .^2)$ ;

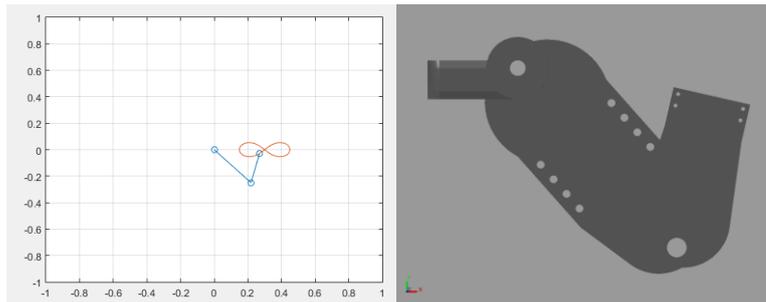


Figura 53 Movimiento teórico & real, Fuente Propia

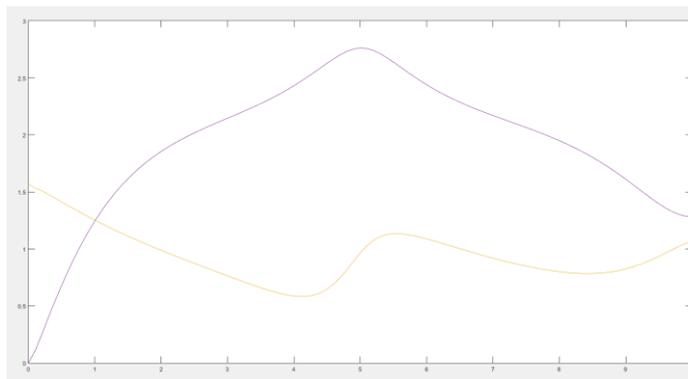


Figura 54 Grafica de trayectoria posición & velocidad, Fuente Propia

#### Caso 3:

##### Parámetros de flor de 8 pétalos

- $a = 0.02$
- $R = 0.15$
- $n = 3$
- $h_x = 0.3$
- $h_y = 0$
- $T = 10$
- $f = 1/T$

- $w = 2 \cdot \pi \cdot f$

Función de trayectoria

- $x_d = h_x + (a + R \cdot \cos(n \cdot w \cdot t))^2 \cdot \cos(w \cdot t)$

- $y_d = h_y + (a + R \cdot \cos(n \cdot w \cdot t))^2 \cdot \sin(w \cdot t)$

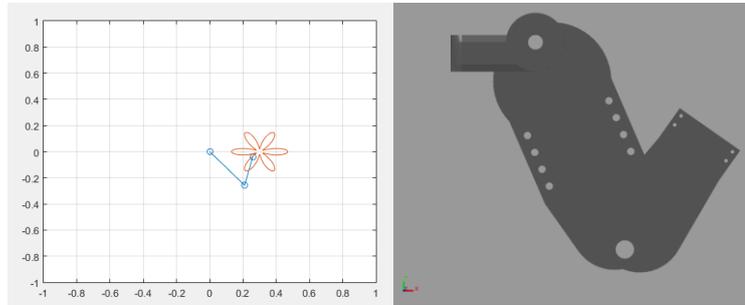


Figura 55 Movimiento teórico & real, Fuente Propia

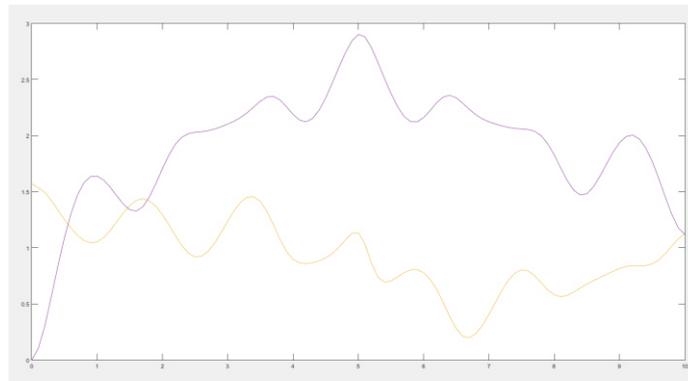


Figura 56 Grafica de trayectoria posición & velocidad, Fuente Propia

## CONCLUSIONES

- ✓ Se observa que el sistema de exoesqueleto portable basados en una matemática lineal cumple los movimientos naturales que ayudara al paciente con hemiparesia causada por ACV a una recuperación optima, se espera seguir mejorando este prototipo y poder ser incluido en un sistema robótico de recuperabilidad de miembro superior completa.
- ✓ El modelo matemático propuesto por las ecuaciones de Euler-Lagrange teniendo como referencia las medidas antropomórficas, los movimientos naturales realizados por el brazo y el control por par calculado es eficaz, dando como resultado un seguimiento de trayectoria capaz de gobernar el control de movimiento del exoesqueleto, además, de reducir el desgaste en el material de diseño.
- ✓ El Arduino Uno funciona adecuadamente para realizar el control del sistema de exoesqueleto, gracias a la validación del seguimiento de trayectorias vistas en el programa Matlab. No obstante, pese a que el tiempo de respuesta es un poco lenta, se puede aprovechar las características del embebido para realizar las prácticas de rehabilitación debido a que no se necesita una actuación rápida en los ejercicios.
- ✓ Se logró reconocer los movimientos y rango de movimientos que se hacen naturalmente en el brazo y en el antebrazo, de esta manera realizar y parametrizar los movimientos en el sistema de control realizados en Simulink del programa Matlab.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

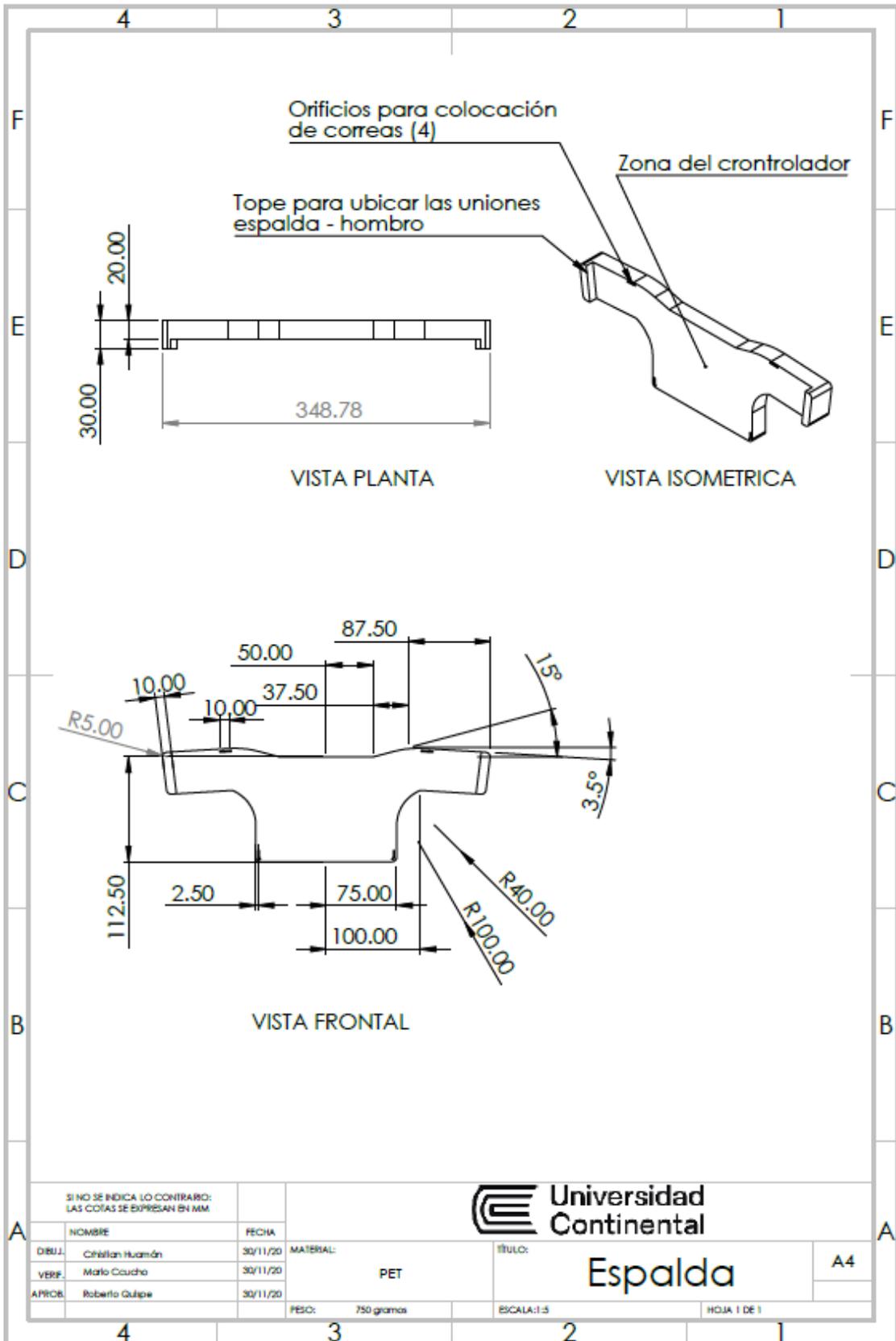
1. INEI. Censos Nacionales 2017: XII de Población, VII de Vivienda y III de Comunidades. Lima : s.n., 2018.
2. Discapacidad, Consejo Nacional para la Integración de la Persona con. ANUARIO ESTADISTICO 2018. Lima : s.n., 2018.
3. Ministerio de Salud. Anexo N°2: Contenidos minimos del Programa Presupuestal. Lima : s.n., 2019.
4. Palomino López, Diego Armando. Centro de prevención y rehabilitación para pacientes con A.C.V. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas. Lima : s.n., 2018. Tesis de bachiller.
5. El accidente cerebrovascular en el Perú: una enfermedad prevalente olvidada y desatendida. Davalos, LF y Málaga, G. 400, s.l. : Rev. Peru Medicon Exp. Salud Publica, 2014, Vol. 2.
6. al., Arcas. M. et. Fisioterapeuta Servicio de Salud de la Comunidad de Madrid. SERMAS. [En línea] [Citado el: 10 de 10 de 2020.] <https://www.efisioterapia.net/libros/fisioterapeuta-del-servicio-de-salud-de-la-comunidad-de-madrid-vol-1>.
7. Diseño de Exoesqueleto con base en Cuatro Casos de Estudio de Rehabilitación de Miembro Superior. Cruz Martínez, G. M., y otros. 1, 2018, Ingeniería Biomédica, Vol. 39, págs. 81-94.
8. Mio Zaldívar, Renato Alonso. DISEÑO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR ACCIONADA POR UNA INTERFAZ CEREBRO-MÁQUINA. Universidad Católica del Perú. Lima : s.n., 2014. Tesis bachillerato.
9. Reyes Cortés, Fernando. Robótica: Control de robots manipuladores. [ed.] Francisco Javier Rodríguez Cruz. s.l. : Alfaomega, 2011. pág. 592.
10. Garcés Beltrán, Andrés Eduardo. DISEÑO DE UN MECANISMO DEL TIPO EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES QUE PERMITA REPRODUCIR PATRONES DE MOVIMIENTO. Pontificia Universidad Católica del Perú. Lima : s.n., 2017. Tesis bachillerato.

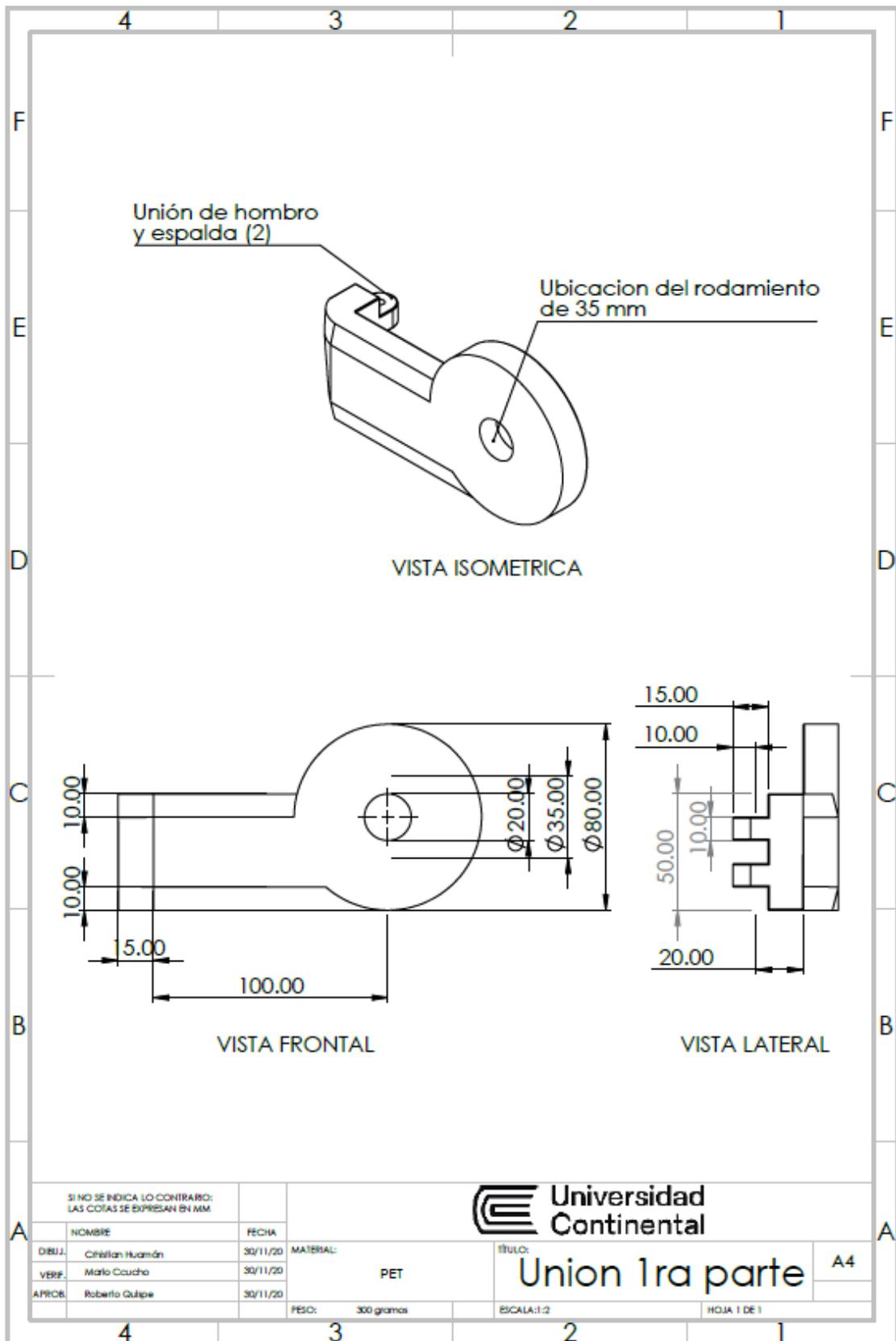
11. Dávila Portals, Diego. REDISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DEL EXOESQUELETO PUCP PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES. Pontificia Universidad Católica del Perú. Lima : s.n., 2018. Tesis bachiller.
12. MARIONET: An Exotendon-Driven Rotary Series Elastic Actuator for Exerting Joint Torque. Sulzer, James, Peshkin, Michael y Patton, James. Chicago : s.n., Junio de 2005, IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, págs. 103-108.
13. Electromyography-Controlled Exoskeletal Upper-Limb???Powered Orthosis for Exercise Training After Stroke. Stein, Joel, y otros. 4, s.l. : Lippincott Williams and Wilkins, 2007, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 86. 255-261.
14. A low cost parallel robot and trajectory optimization method for wrist and forearm rehabilitation using the Wii. Spencer, S. J., y otros. s.l. : IEEE, Octubre de 2008, IEEE EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, págs. 869-874.
15. Robot-Aided Neurorehabilitation: A Robot for Wrist Rehabilitation. Krebs, H. I., y otros. 3, s.l. : IEEE, Setiembre de 2007, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 15, págs. 327—335.
16. Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training. Gupta, A., y otros. 2, s.l. : Sage Publications, Enero de 2008, Internatinal Journal of Robotics Research, Vol. 27, págs. 233—251.
17. Ataque cerebrovascular isquémico del adulto (15 años y más). Chile : Guía clínica - Ministerio de Salud, 2007. MINSEL N° 37.
18. Prevalence of stroke and related burden among older people living in Latin America, India and China. Ferri, CP, y otros. October de 2011, Journal Neurol Neurosurg Psychiatry, Vol. 10, págs. 1074 - 1082.
19. Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: A State of the Art. Huo, Weiguan, y otros. 3, 2016, IEEE Systems Journal, Vol. 10, págs. 1—14.

20. Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. Ayala Lozano, Juan Francisco, y otros. 1, Bogotá : s.n., Junio de 2015, Revista Colombiana de Biotecnología, Vol. 17, págs. 79-90.
21. Gonzales Martinez, Bruno Manuel. DISEÑO DE UN MECANISMO DE AYUDA TÉCNICA PARA LA MARCHA A MANOS LIBRES PARA LESIONES TEMPORALES EN UN MIEMBRO INFERIOR EN PERSONAS DE 21 A 50 AÑOS PARA DESPLAZAMIENTO. Universidad Santo Toribio de Mogrovejo. Chiclayo : s.n., 2018. Tesis bachiller.
22. Patologías del codo y rehabilitación. Vulliet, P., y otros. 2, s.l. : EM Consulte, 2017, EMC - Kinesiterapia - Medicina Física, Vol. 38, págs. 1-18.
23. Biomecánica clínica Biomecánica de la Extremidad Superior. Angulo Carrere, Teresa, Álvarez Méndez, Ana y Fuentes Peñaranda, Yolanda. 4, Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología), Vol. 3, págs. 82-103.
24. El complejo articular de la muñeca: aspectos anatofisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio. Medina Gonzales, Carlos Eduardo, Rodríguez, Mikhail Benet y Martínez, Fernando Marco. 4, Bogotá : s.n., Setiembre de 2016, Medisur, Vol. 14.

## **ANEXOS**

Se muestran los anexos de construcción y elaboración del exoesqueleto de miembro superior tanto para la parte mecánica como eléctrica

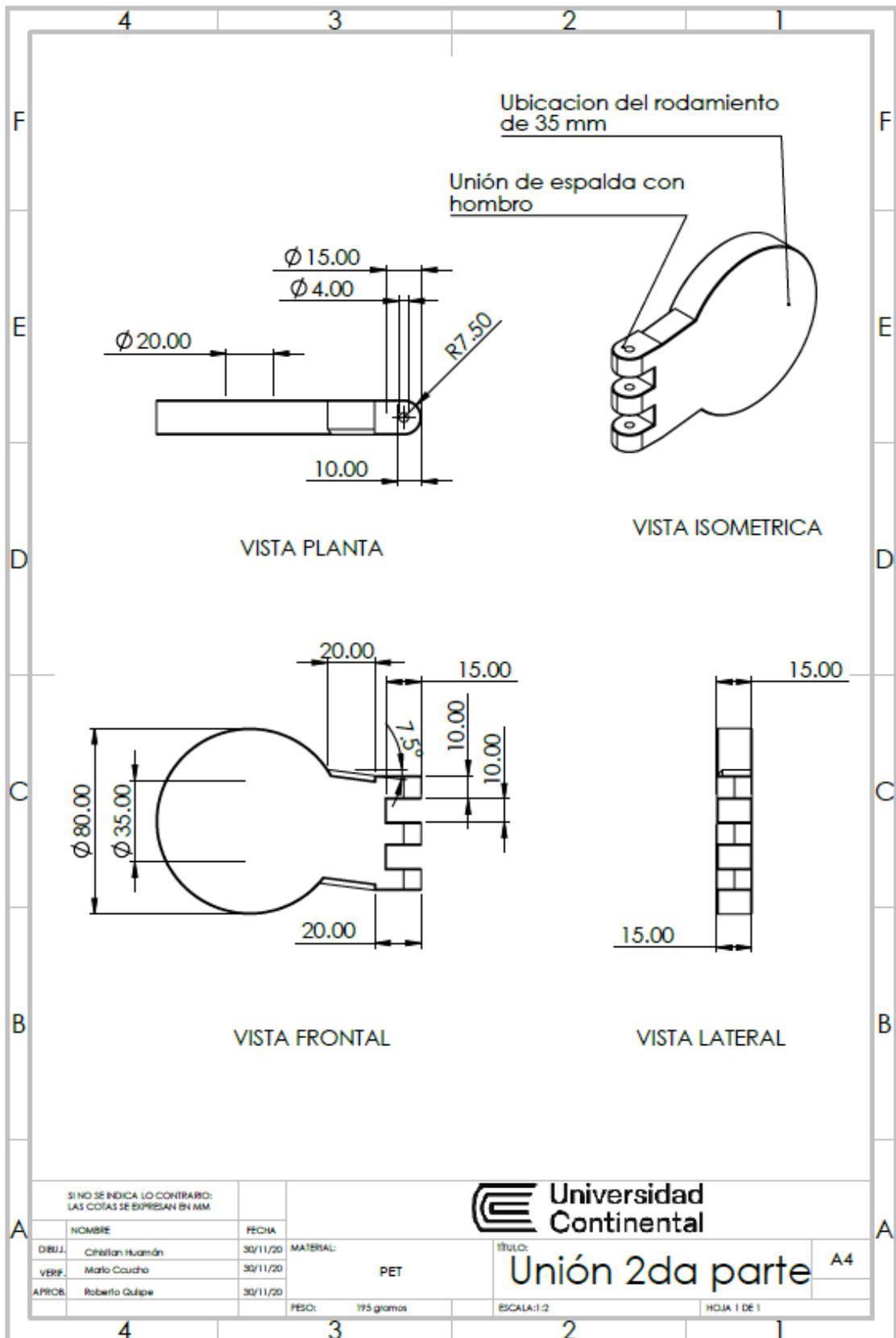


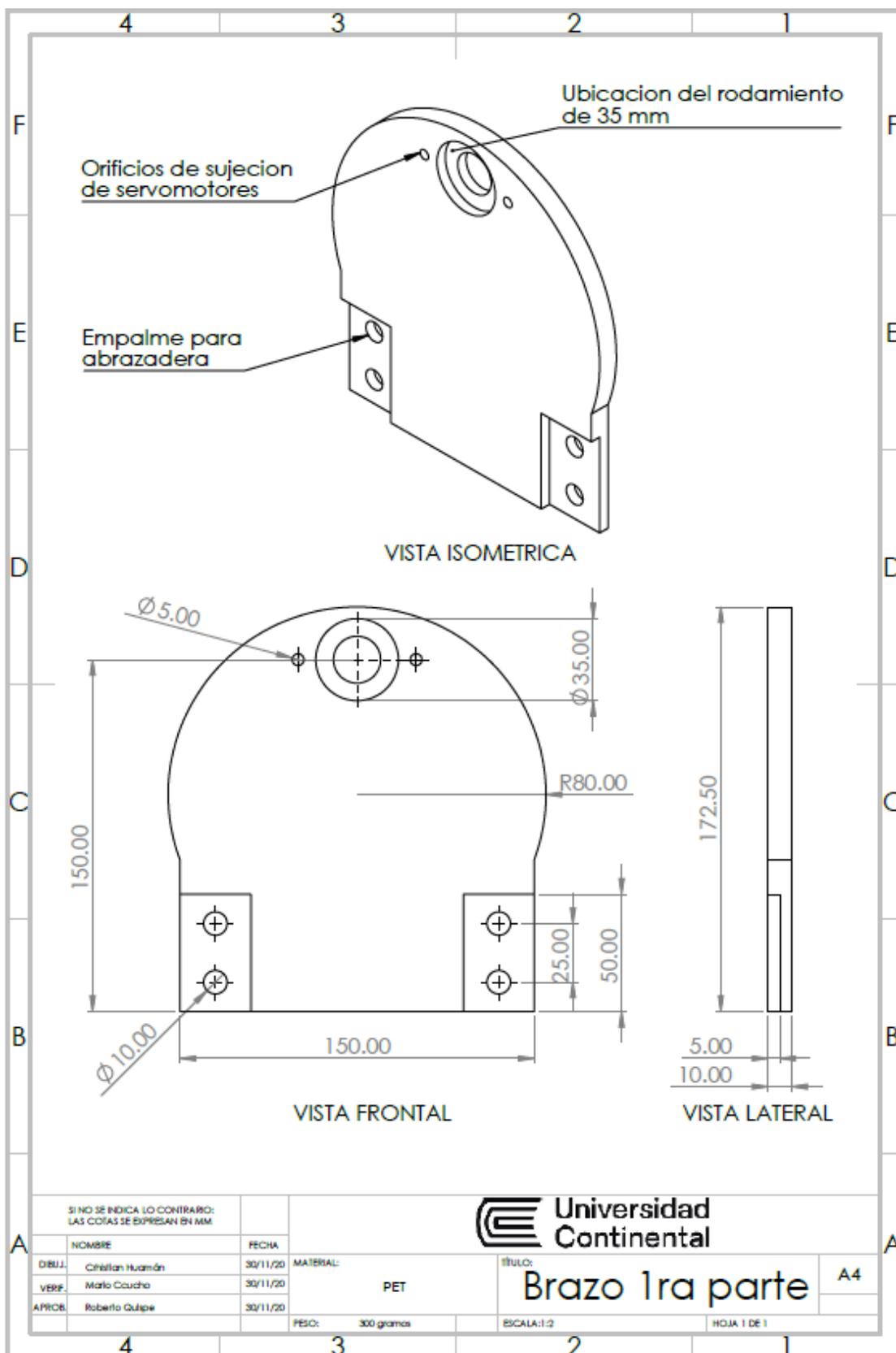


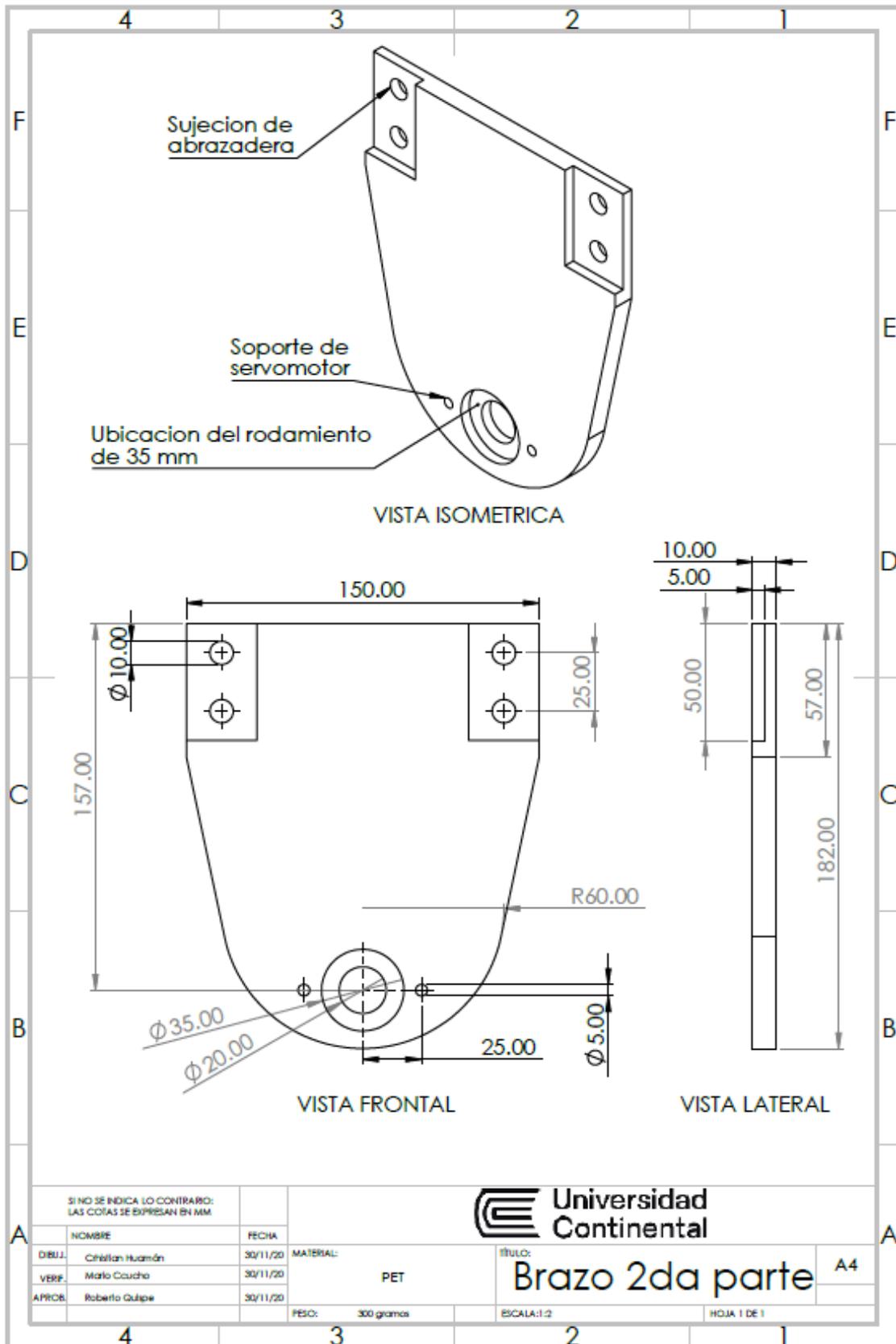
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

**Universidad Continental**

NOMBRE		FECHA	MATERIAL:		TÍTULO:		A4
DIBUJ.	Cristian Huamán	30/11/20	PET		Unión 1ra parte		
VERIF.	Mario Cordero	30/11/20					
APROB.	Roberto Quipe	30/11/20	PESO: 300 gramos		ESCALA: 1:2	HOJA 1 DE 1	







SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

 Universidad  
Continental

NOMBRE	FECHA	MATERIAL:	TITULO:	A4
DIBUJ. Cristian Huamán	30/11/20	PET	Brazo 2da parte	
VERIF. Mario Coucho	30/11/20			
APROB. Roberto Quipe	30/11/20	PESO: 300 gramos	ESCALA: 1:2	HOJA 1 DE 1

