

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**Facultad de Ciencias e Ingeniería**



**PONTIFICIA  
UNIVERSIDAD  
CATÓLICA  
DEL PERÚ**

**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA LA  
REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA CON TRES  
GRADOS DE LIBERTAD**

**Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico**

**AUTOR:**

**Edward Emill Tribeño Alata**

**ASESOR:**

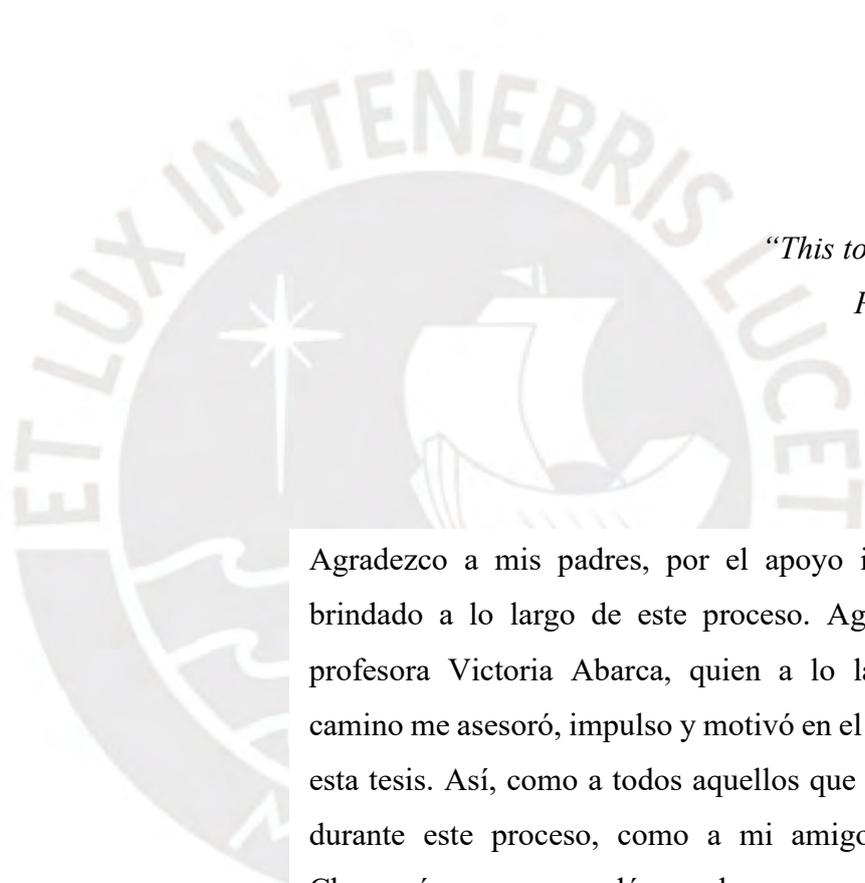
**Mag. Victoria Elizabeth Abarca Pino**

**Lima, agosto del 2021**

## RESUMEN

La presente tesis desarrolla el diseño de un dispositivo portátil de rehabilitación pasiva de muñeca que permite al usuario realizar los movimientos de flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación. Además, presenta un diseño antropométrico respecto al antebrazo y muñeca de la mujer peruana, tiene como principal tecnología de fabricación la impresión 3D.

En el desarrollo de ingeniería del dispositivo, se presenta el diseño mecánico del dispositivo de rehabilitación junto con el cálculo de torque necesario para realizar los movimientos de muñeca. Además, se diseña un aplicativo móvil como interfaz de comunicación entre usuario-dispositivo. Por último, se diseña un sistema de control redundante con la finalidad de alcanzar los rangos de movimiento de muñeca deseados, así como también de cuidar la integridad del usuario. El costo de producción del dispositivo es de S/2,560.00 soles, siendo este menor al precio promedio que tienen otros dispositivos comerciales de rehabilitación de muñeca de modo que posee una ventaja competitiva en el mercado.



*“This too shall pass”*

*Persian adage*

Agradezco a mis padres, por el apoyo incondicional brindado a lo largo de este proceso. Agradezco a la profesora Victoria Abarca, quien a lo largo de este camino me asesoró, impulso y motivó en el desarrollo de esta tesis. Así, como a todos aquellos que me ayudaron durante este proceso, como a mi amigo Jorge Luis Chanamé que me ayudó con la enumeración de este documento.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	i
AGRADECIMIENTOS .....	ii
INDICE DE TABLAS .....	v
INDICE DE FIGURAS.....	7
INTRODUCCIÓN .....	10
I. MARCO TEÓRICO.....	13
1.1 Anatomía y fisiología de la muñeca.....	13
1.2 Lesiones de muñeca .....	16
1.3 Rehabilitación física de muñeca .....	18
1.4 Antropometría.....	21
II. ANTECEDENTES .....	22
2.1 Productos Comerciales de rehabilitación de muñeca.....	22
2.2 Patentes de dispositivos de rehabilitación de muñeca .....	24
2.3 Dispositivos en investigación de rehabilitación de muñeca .....	28
III. DISEÑO CONCEPTUAL .....	32
3.1. Lista de requerimientos .....	32
3.2. Estructura de Funciones .....	35
3.3. Matriz Morfológica .....	39
3.4. Concepto de Solución.....	41
3.5. Evaluación técnica-económica .....	44
IV. DISEÑO DEL PROYECTO .....	47
4.1. Subsistema Mecánico .....	47
4.1.1 Diseño mecánico del dispositivo .....	48
4.1.2 Cálculos de Torque .....	51
4.1.3 Selección del actuador del sistema mecánico .....	56

4.1.4 Cálculo de resistencia de componentes mecánicos.....	58
4.1.5 Simulación de esfuerzos .....	67
4.2. Subsistema Electrónico .....	69
4.2.1 Selección de Componentes .....	69
4.2.2 Diagrama de arquitectura de hardware electrónico .....	74
4.3. Interfaz de Usuario .....	75
4.4. Subsistema de Control.....	77
4.4.1 Lógica de control de velocidad del dispositivo.....	78
4.4.2 Diagrama de Flujo.....	79
4.5. Diagramas de Operaciones .....	80
4.5. Integración Global del Dispositivo.....	83
V.    PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS.....	84
5.1. Lista de Planos.....	84
5.2. Estimación de costos .....	85
CONCLUSIONES .....	88
OBSERVACIONES.....	89
BIBLIOGRAFÍA .....	90
A N E X O S .....	
Anexo A: NORMA DIN 34402 .....	93
Anexo B: Planos de ensamble y despiece.....	96

## INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Rango de movimiento de la muñeca.....	10
Tabla 1.2: Antropometría de la mujer peruana entre 20 a 50 años .....	16
Tabla 2.1: Tipos y rango de movimiento del Kinect Maestra.....	18
Tabla 2.2: Tipos y rango de movimiento del Portatil Maestra.....	18
Tabla 2.3: Tipos y rango de movimiento de Pictor.....	19
Tabla 2.4: Rango de movimiento y torque de patente N°1 .....	23
Tabla 2.5: Rango de movimiento y torque de patente N°2.....	24
Tabla 2.6: Rango de movimiento y torque de patente N°3 .....	25
Tabla 2.7: Rango de movimiento y torque de patente N°4.....	26
Tabla 3.1: Rango de movimiento del dispositivo .....	28
Tabla 3.2: Velocidad del dispositivo.....	28
Tabla 3.3: Tabla de matriz morfológica.....	34
Tabla 3.4: Leyenda de conceptos de solución.....	36
Tabla 3.5: Evaluación técnica .....	40
Tabla 3.6: Evaluación económica .....	41
Tabla 4.1: Tabla de inercias de soporte.....	47
Tabla 4.2: Inercia y masa de la mano.....	48
Tabla 4.3: Tabla de inercias totales según el tipo de movimiento .....	48
Tabla 4.4: Tabla de velocidades de movimiento.....	48
Tabla 4.5: Tabla de torque de aceleración .....	49
Tabla 4.6: Torque resistivo .....	49

Tabla 4.7: Torque total.....	50
Tabla 4.8: Torque de desaceleración.....	50
Tabla 4.9: Factor de seguridad .....	52
Tabla 4.10: Tabla de selección de servomotores .....	52
Tabla 4.11: Tabla comparativa de sensores .....	64
Tabla 4.12: Tabla comparativa de drivers de servomotores .....	66
Tabla 4.13: Tabla comparativa de módulos bluetooth.....	66
Tabla 4.14: Tabla comparativa de controladores .....	67
Tabla 4.15: Tabla de consumo energético.....	68
Tabla 4.16: Características de batería .....	69
Tabla 4.17: Característica de cargador de batería Li-Po .....	70
Tabla 4.18: Velocidad de movimiento.....	72
Tabla 5.1: Lista de planos de despiece y ensamble.....	81
Tabla 5.2: Costo de diseño y programación.....	82
Tabla 5.3: Costo de fabricación .....	82
Tabla 5.4: Costo de adquisición de componentes electrónicos.....	83
Tabla 5.5: Costo de adquisición de componentes mecánicos .....	83
Tabla 5.6: Costo total del dispositivo.....	50

## INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Huesos de muñeca .....	9
Figura 1.2: Tipos de movimiento de muñeca.....	9
Figura 1.3: Ejercitación asistida del músculo extensor y masaje.....	14
Figura 1.4: Terapia activa .....	14
Figura 1.5: Ejercicios de muñeca en terapia activa.....	15
Figura 1.6: Kinetec Maestra.....	15
Figura 2.1: Kinetec Maestro.....	18
Figura 2.2: Maestra Portátil.....	18
Figura 2.3: Dispositivo de rehabilitación de muñeca Pictor .....	19
Figura 2.4: Órtesis robótica para rehabilitación de muñeca y mano.....	20
Figura 2.5: Dispositivo de rehabilitación de muñeca con 6GDL.....	21
Figura 2.6: Dispositivo portátil de rehabilitación de mano y muñeca .....	21
Figura 2.7: Movimiento de flexión/extensión.....	22
Figura 2.8: Mecanismos de dispositivo de rehabilitación.....	22
Figura 2.9: Dispositivo de rehabilitación usando mecanismos paralelos neumáticos	23
Figura 2.10: Exoesqueleto de rehabilitación de muñeca.....	24
Figura 2.11: Exoesqueleto auto-alineable de rehabilitación de muñeca con 3GDL ..	25
Figura 2.13: Dispositivo de rehabilitación de muñeca en 3GDL.....	26
Figura 3.1: Gráfico de frecuencia de torque de muñeca .....	29
Figura 3.2: Caja negra del sistema .....	31
Figura 3.3: Estructura de funciones .....	33
Figura 3.4: Concepto de solución N°1 .....	34

Figura 3.5: Concepto de solución N°2 .....	38
Figura 3.6: Concepto de solución N°3 .....	39
Figura 3.7: Fórmula de cálculo de valor técnico y económico .....	40
Figura 3.8: Gráfico técnico-económico de los conceptos de solución.....	41
Figura 4.1: Modelo global del dispositivo .....	43
Figura 4.2: Soporte de mano .....	44
Figura 4.3: Soporte de pronación/supinación .....	44
Figura 4.4: Soporte de flexión/extensión .....	45
Figura 4.5: Modelo de soporte de antebrazo.....	45
Figura 4.6: DCL de la mano.....	46
Figura 4.7: Gráfica de torque vs tiempo.....	51
Figura 4.8: Mango de sujeción.....	53
Figura 4.9: DCL de mango de agarre.....	54
Figura 4.10: Diagrama de fuerza cortante y momento flector .....	55
Figura 4.11: Unión entre el soporte de mano y servomotor de pronación/supinación .....	55
Figura 4.12: DCL del soporte de mano.....	56
Figura 4.13: Comprobación de resistencia de tornillos en soporte de mano .....	56
Figura 4.14: Unión entre el soporte de mano y el soporte de flexión/extensión.....	57
Figura 4.15: DCL del soporte de flexión/extensión.....	57
Figura 4.16: Comprobación de resistencia de los tornillos del servomotor.....	58
Figura 4.17: DCL del pin de soporte de flexión/extensión .....	58
Figura 4.18: Diagrama de fuerza cortante y momento flector del pin .....	59
Figura 4.19: Unión entre soporte de d. radial/cubital y soporte de flexión/extensión	61

Figura 4.20: DCL soporte de desviación radial/cubital .....	61
Figura 4.21: Comprobación de las uniones entre el soporte de flexión/ extensión y el de d. radial/cubital .....	62
Figura 4.22: Esfuerzo equivalente de Von Mises .....	63
Figura 4.23: Deformaciones máximas .....	63
Figura 4.24: Factor de seguridad.....	63
Figura 4.25: Convertidor de voltaje Step-Down.....	69
Figura 4.26: Inspector de nivel de batería Li-Po.....	70
Figura 4.27: Diagrama de arquitectura.....	71
Figura 4.28: Diagrama de conexiones.....	71
Figura 4.29: Pantalla de conexión.....	73
Figura 4.30: Pantalla de menú principal .....	73
Figura 4.31: Unidad de control .....	74
Figura 4.32: Lógica de control del servomotor.....	74
Figura 4.33: Lógica de control redundante .....	75
Figura 4.34: Diagrama de flujo global .....	76
Figura 4.35: Diagrama de operación.....	77
Figura 4.36: Integración global del dispositivo de rehabilitación.....	79
Figura 4.37: Vista frontal y de planta del dispositivo de rehabilitación .....	14

## INTRODUCCIÓN

Las lesiones de muñeca no solo son producto de contusiones físicas causadas por caídas, accidentes, aplastamientos, golpes, etc. Sino que éstas también pueden ser producidas por actividades diarias, laborales o deportivas, con un porcentaje de incidencia de 6 a 9% [FUFA, 2012]. En este sentido, entre las patologías más comunes de muñeca se encuentran las siguientes: fracturas, esguinces de ligamento, tendinitis y neuropatías, donde destaca el síndrome del túnel carpiano [URBANO, 2016].

El número de personas que sufren síndrome de túnel carpiano ha ido aumentando en los últimos años, teniendo una frecuencia del 10% en la población mundial; se sabe que en Estados Unidos la prevalencia del síndrome de túnel carpiano en hombres es de 0.6% mientras en mujeres es de 5.8% [GARCÍA, 2009]. En Reino Unido es de 70 a 160 personas por cada 1000 de estas [KAO,2003]. En España, un 63.34% en sexo femenino [VALDES, 2006]. En México, se observa una prevalencia de 0.6% en hombres y 3.4% en mujeres con una incidencia de 99 personas por cada 100 000 al año [LOPEZ, 2014]. Asimismo, en un estudio realizado en el Perú entre los años 2004-2006, en la población de lima norte, un 78.8% de mujeres tuvo mayor prevalencia de este síndrome en el distrito de Comas con 17 personas de 100 000 [PÉREZ, 2004].

En la misma línea, el 2015 EsSalud realizó un estudio donde se identificó una mayor incidencia de este síndrome en mujeres de entre 20 a 50 años de edad, esto debido a que en sus actividades diarias realizan un gran número de movimientos repetitivos de muñeca, además aconseja realizar ejercicios que fortalezcan los músculos de los

brazos, antebrazos y manos [ESSALUD, 2015]. Asimismo, en el 2017 se realizó una investigación en el Hospital Nacional Guillermo Almenara, donde se indica que las mujeres, de entre 20 a 60 años, conformaban el 56% de las personas afectadas por este síndrome dentro de la población de estudio donde además, se sabe que el 66% obtuvo descanso médico producto de dolores en la muñeca [QUISPE, 2017].

Por las razones expuestas, la presente tesis tiene como objetivo general diseñar un dispositivo portátil para rehabilitación pasiva de muñeca de tres grados de libertad. Por ello, se tiene como objetivos específicos: i) realizar un estudio sobre la anatomía, fisiología y lesiones de muñeca además de obtener las dimensiones antropométricas de la mujer peruana con el fin de definir las dimensiones del dispositivo, ii) revisar el estado de la tecnología actual en productos comerciales, investigaciones y desarrollos tecnológicos relacionados con dispositivos de rehabilitación de muñeca, iii) establecer el concepto de solución óptimo, a partir de la elaboración de una lista de requerimientos, estructura de funciones, matriz morfológica y evaluación técnica-económica, iv) realizar cálculos mecánicos de los componentes más críticos del dispositivo, así como la selección de componentes necesarios con el fin de que el dispositivo pueda realizar los movimientos de extensión/flexión, desviación radial/cubital y supinación/pronación, plantear el subsistema electrónico y mostrar un diagrama de conexiones de componentes, plantear el subsistema de control a través de una lógica de funcionamiento y diagrama de flujo, v) realizar planos, tanto de ensamble como despiece así también como esquemáticos, y estimar costos de diseño, programación, fabricación y adquisición de componentes.

La metodología utilizada en este proyecto es la norma alemana de diseño mecatrónico VDI 2206, la cual consiste en definir una lista de exigencias y deseos, elaborar una estructura de funciones, plantear una matriz morfológica y establecer conceptos de solución que serán evaluados según criterios técnicos y económicos.

Se describe a continuación el alcance de este proyecto: en el primer capítulo, se presenta una descripción de la anatomía, fisiología y antropometría de la muñeca, así como los tipos de rehabilitación que existen. A continuación, en el segundo capítulo, se presenta el estado del arte con información de proyectos e investigaciones enfocadas en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de muñeca. En el tercer capítulo, se

desarrolla el diseño conceptual mostrando una lista de requerimientos, estructura de funciones y matriz morfológica; además, se establecen propuestas solución que serán evaluadas por un análisis técnico-económico para seleccionar la propuesta óptima. Luego, en el cuarto capítulo, se presenta el diseño del dispositivo donde se desarrolla el subsistema mecánico a partir de cálculos de resistencia dinámicos y estáticos, así como el cálculo del factor de seguridad de los elementos críticos, el subsistema electrónico y de control, mostrando una selección de componentes y la estrategia de control a emplear, respectivamente. Finalmente, en el capítulo 5, se presenta la lista de planos de ensamble y despiece del dispositivo, así como el plano electrónico del sistema y todos los costos correspondientes al desarrollo de este proyecto.

El diseño de este dispositivo tiene como impacto social el reducir el tiempo de rehabilitación de mujeres peruanas que sufren del síndrome del túnel carpiano, con el objetivo de que retomen sus actividades diarias y laborales con mayor facilidad. Con respecto al impacto tecnológico, impulsa el desarrollo de dispositivos afines a tratamientos de rehabilitación para enfermedades laborales en el Perú. Por otro lado, el impacto económico recae en que el dispositivo sea de bajo costo en comparación a otros dispositivos de rehabilitación, siendo menor a S/. 3500.00 soles. Por último, su impacto ambiental es reducir el uso de polímeros no biodegradables, fabricando la mayoría de sus piezas mecánicas mediante impresión 3D con material PLA.

## **CAPÍTULO 1**

### **MARCO TEÓRICO**

En el presente capítulo se realiza una descripción de la anatomía y fisiología de la muñeca, así como también los rangos y tipos de movimientos. A su vez se muestran las lesiones más frecuentes de muñeca en conjunto con factores de riesgo y cuidados que influyen en la incidencia de las mismas. Además, se presenta los tipos de rehabilitación física de muñeca. Por último, se aborda las medidas antropométricas del brazo, y sus partes, de la mujer peruana.

#### **1.1 Anatomía y fisiología de la muñeca**

La muñeca es una articulación compleja debido a los movimientos que esta puede realizar, se compone de ocho huesos, ligamentos y tejidos blandos como tendones, músculos, nervios y vasos. La articulación de la muñeca conecta el antebrazo con la mano, por lo que está formada de las terminaciones de huesos del antebrazo, radio y cúbito; además los grupos de huesos que forman el carpo se agrupan en el lado distal (próximos a los dedos): trapecio, trapezoide, grande y ganchoso; y los de la fila proximal (próximos al antebrazo): escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme (ver Figura 1.1).

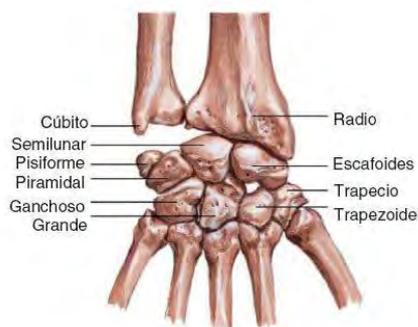


Figura 1.1 Huesos de muñeca<sup>1</sup>

A su vez, la muñeca se encuentra formada por las siguientes articulaciones: articulación radio-carpiana, articulación externa de la cámara distal y articulación interna de la cámara distal. La muñeca posee dos tipos de tendones, los flexores que se encuentran en el lado palmar y los extensores que se encuentran en el lado dorsal de la mano; donde nueve tendones flexores pasan a través del llamado túnel carpiano. Estas articulaciones en conjunto con los tendones extensores y flexores permiten los movimientos de muñeca: flexión/extensión y desviación radial/cubital. Además, debido a la posición relativa de la muñeca respecto al antebrazo se logra el movimiento de supinación/pronación. A continuación, en la Figura 1.2 se describe los movimientos de muñeca: flexión, extensión, desviación radial, desviación cubital, supinación y pronación.



Figura 1.2 Tipos de movimiento de muñeca<sup>2</sup>

- Flexión: intervienen los músculos palmar mayor y cubital posterior, lo que permite mover la articulación entre 80° a 90° grados a partir de la posición neutra.

<sup>1</sup> Fuente: <https://mejorconsalud.com/articulacion-la-muneca/> . Fecha:20/04/19

<sup>2</sup>Fuente: [https://www.researchgate.net/publication/321588709\\_DISENO\\_DE\\_UN\\_REHABILITADOR\\_PARA\\_MUNECA](https://www.researchgate.net/publication/321588709_DISENO_DE_UN_REHABILITADOR_PARA_MUNECA). Fecha:01/04/19

- Extensión: intervienen los músculos radial externo y cubital posterior, permite un movimiento de aproximadamente 70° grados a partir de la posición neutra.
- Desviación radial: este movimiento es hacia adentro, teniendo como referencia al radio, permite 25° grados de movimiento e involucra los músculos palmar mayor y supinador largo.
- Desviación cubital: este movimiento es hacia afuera, teniendo como referencia al cúbito, permite 60° grados e involucra los músculos cubital anterior y cubital posterior.
- Supinación: intervienen los músculos del bíceps braquial y supinador corto, los cuales se encuentran en el antebrazo donde el movimiento se aprecia en el conjunto muñeca-antebrazo.
- Pronación: intervienen los músculos pronador redondo y pronador cuadrado, los cuales se encuentran en el antebrazo donde el movimiento se aprecia en el conjunto muñeca-antebrazo.

El rango de los movimientos de muñeca depende de la posición de la muñeca con respecto al antebrazo. Por lo general, se mide el rango a partir de una posición neutra, de este modo la abertura angular que se obtiene a partir de dicha posición neutra representa el rango de movilidad que se puede alcanzar.

En el siguiente cuadro se muestra el rango que posee cada tipo de movimiento, teniendo como referencia a una persona sana [KAPANDJI, 2006]:

Tabla 1.1 Rango de movimientos de muñeca [KAPANDJI, 2006]:

Movimiento	Abertura angular
	Persona Sana
Flexión	0-90°
Extensión	0-80°
Supinación	0-90°
Pronación	0-85°
Desviación Cubital	0-45°
Desviación Radial	0-15°

## 1.2 Lesiones y dolor de muñeca

El dolor de muñeca es causado por esguinces o fracturas por lesiones repentinas, como también por problemas que se generan a largo plazo como tensión repetitiva, artritis y neuropatías, donde se encuentra el síndrome del túnel carpiano.

Existen varios factores que pueden provocar dolor en la muñeca de modo que resulta difícil la identificación de la causa exacta; sin embargo, un diagnóstico del problema es fundamental para la curación y tratamiento adecuado. A continuación, se presentan las afecciones de muñeca que ocurren con mayor frecuencia:

### a) Lesiones

- **Impactos repentinos:** estas lesiones se producen al caer hacia adelante sobre la mano extendida, lo que causa esguinces, distensiones y hasta fracturas, como la del escafoides que se encuentra cerca al dedo pulgar y es difícil de identificar debido a que muchas veces no aparece en las radiografías inmediatamente después de la lesión.
- **Tensión repetitiva:** es producida por las actividades que implican movimientos repetitivos de la muñeca, como la realización de algún deporte o actividades diarias, lo que puede inflamar los tejidos localizados alrededor de las articulaciones o provocar fracturas por sobrecarga, en este tipo de enfermedades destaca la de De Quervain la cual afecta la base del dedo pulgar.

### b) Artritis

- **Artrosis:** se produce cuando el cartílago que amortigua los extremos de los huesos se deteriora con el paso del tiempo. Este tipo de artritis es poco frecuente en la muñeca y usualmente aparece en personas que hayan padecido una lesión de muñeca en el pasado.
- **Artritis reumatoide:** este trastorno produce que el sistema inmunitario ataque a sus propios tejidos, por lo que si una muñeca es afectada la otra también suele estarlo.

### c) Otras enfermedades y afecciones

- **Quistes de los ganglios:** usualmente estos quistes aparecen en la parte de la muñeca contraria a la palma. Estos quistes suelen ser dolorosos de modo que empeoran con la actividad de muñeca.
- **Enfermedad de Kienbock:** Esta enfermedad interrumpe el suministro de sangre a uno de los huesos de la muñeca lo que involucra un colapso progresivo del hueso. Suele afectar con mayor frecuencia a los jóvenes adultos.
- **Síndrome del Túnel carpiano:** El túnel carpiano es un canal situado en la muñeca por donde pasan tendones flexores de los dedos y el nervio mediano. Este espacio se encuentra limitado por el ligamento anular del carpo y por los huesos de la muñeca. El síndrome se produce por la compresión del nervio mediano aumentando la presión en este.

Luego de haber explicado las afecciones más frecuentes de muñeca, es importante mencionar que a pesar que estas se producen debido a distintas causas, la exposición a factores de riesgo aumenta la probabilidad de que una persona sufra alguna de estas enfermedades. A continuación, se presentan algunos de los factores de riesgo más comunes:

- **Trabajo repetitivo:** cualquier actividad relacionada al uso de las manos y muñecas puede ocasionar dolor incapacitante de muñeca si se realiza con demasiada fuerza o frecuencia.
- **Práctica de deportes:** en los deportes las lesiones de muñeca son muy frecuente, esto es debido al impacto que esta recibe al igual que a la tensión permanente que padece a lo largo de la realización del deporte.
- **Determinadas enfermedades o afecciones:** la diabetes, el embarazo, la obesidad, la artritis reumatoide y la gota pueden aumentar el riesgo de padecer el síndrome del túnel carpiano.

A pesar que es imposible prevenir las causas que producen las lesiones de muñeca, se presentan algunos consejos que pueden disminuir la probabilidad de que una persona sufra de afección en la muñeca:

- **Evitar caídas:** caerse sobre las manos extendidas es la causa principal de la mayoría de lesiones de muñeca. Usar calzado adecuado junto con firmeza al caminar ayudan a prevenir caídas.
- **Usar equipos de protección para realizar actividades atléticas:** los equipos de protección como muñequeras para actividades de alto riesgo ayuda a reducir el impacto y tensiones que se producen en la muñeca en los deportes.
- **Desarrollar fuerza en los huesos:** una buena alimentación rica en calcio ayuda a fortalecer los huesos, se recomienda 1000 miligramos por día para la mayoría de adultos y 1200 miligramos para mujeres mayores de 50 años.
- **Ergonomía:** un factor importante en el ámbito laboral debido a las horas invertidas, por lo que realizar pausas regulares y adquirir dispositivos ergonómicos con apoyo ayudan a prevenir el estrés en la articulación de la muñeca [MAYOCLINIC, 2017].

### 1.3 Rehabilitación física de muñeca

La rehabilitación comienza con guardar reposo y evitar usar la extremidad que muchas veces presenta inflamación, ya sea en caso que se necesite o no una intervención quirúrgica, como en casos de síndrome del túnel carpiano y De Quervain. Una vez desaparecida la inflamación en la muñeca, el paciente entra a etapa de rehabilitación pasiva y luego de rehabilitación activa, cabe mencionar que muchas veces a pesar que el proceso de rehabilitación ayuda en la aceleración de la recuperación del paciente, este no garantiza la recuperación total del rango de movimiento de muñeca.

A continuación, se muestra los dos tipos de rehabilitación física clasificados según la participación del fisioterapeuta en la ejecución de los movimientos:

### a) Terapia pasiva

En esta etapa el fisioterapeuta es el que realiza los movimientos por el paciente, de modo que ayuda a los músculos extensores y flexores a realizar movimientos de muñeca (Figura 1.3). La duración de las terapias pasivas suele ser de 30 minutos y se realizan durante una o dos semanas.



Figura 1.3 Ejercitación asistida del músculo extensor y masaje<sup>3</sup>

### b) Terapia activa

En este tipo de terapia los ejercicios son realizados por el paciente (Figura 1.4), el fisioterapeuta interviene en caso que necesite corrección o ayuda [URBANO, 2016].



Figura 1.4 Terapia activa<sup>4</sup>

En este tipo de terapia se realizan ejercicios de estiramiento de músculos durante 20 a 30 minutos diariamente, por una semana o dos dependiendo del avance que tenga el paciente. En la Figura 1.5 se puede observar los ejercicios musculares que más se

<sup>3</sup> Fuente: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/angel-ramos/fisioterapia-y-rehabilitacion-muneca-abierta-esguince-de-muneca/>. Fecha:01/04/19

<sup>4</sup> Fuente: <https://mejorconsalud.com/fortalecer-las-munecas-ejercicios/>. Fecha:01/04/19

realizan donde se presenta la ejercitación de los músculos flexores, extensores y de abductor del pulgar

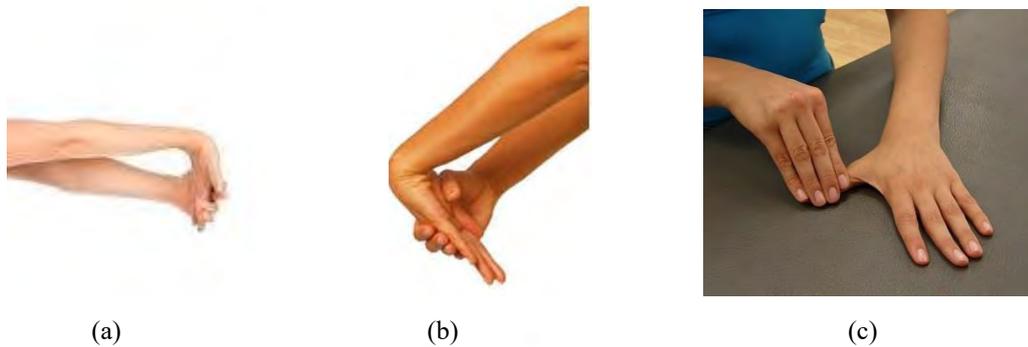


Figura 1.5 Ejercicios de muñeca en terapia activa, (a) músculos flexores, (b) músculos extensores, (c) músculo abductor del pulgar<sup>5</sup>

Actualmente existen dispositivos robóticos de rehabilitación post-operatoria con el fin de poder guiar al paciente en la fase de rehabilitación pasiva de modo que previene la rigidez articular, estos dispositivos han logrado mostrar grandes mejoras en los tratamientos debido a que permite obtener un mayor avance en un menor lapso de tiempo. Tal es el caso de Kinetec Maestra, de la compañía Prim Physio, un dispositivo estacionario que se encarga de brindar ayuda en la rehabilitación pasiva de la muñeca, donde debido a las piezas intercambiables que posee logra tener una gran versatilidad en su funcionalidad (Figura 1.6).



Figura 1.6 Kinetec Maestra<sup>6</sup>

<sup>5</sup> Fuente: <https://mejorconsalud.com/fortalecer-las-munecas-ejercicios/>. Fecha:01/04/19

<sup>6</sup>Fuente: <http://theratechequip.com/products/kinetec-maestra-hand-wrist-cpm/#landing-top>. Fecha:01/04/19

## 1.4 Antropometría

La antropometría se encarga de la medición del cuerpo humano y sus partes, así como también de sus proporciones. Para el desarrollo de este proyecto las dimensiones del antebrazo, muñeca y mano son muy importantes ya que de ello depende las dimensiones de los mecanismos.

El desarrollo de este proyecto está enfocado a mujeres peruanas, debido a esto se presenta la Tabla 1.2, con medidas obtenidas a partir de la medición de una muestra de 50 mujeres de entre 20 a 60 años de edad con el fin de obtener valores para el diseño geométrico del dispositivo y a su vez comparar estos valores con los percentiles de la Norma DIN 33402:

Tabla 1.2 Antropometría de la mujer peruana de entre 20 a 60 años

Dimensión (en cm)	Lado	Mujeres		
		Valor Mínimo	Valor Máximo	Promedio
Longitud de la mano	Derecha	14.80	17.80	16.80
	Izquierda	14.30	18.10	16.60
Longitud de la palma	Derecha	7.70	10.60	9.70
	Izquierda	7.50	10.40	9.50
Ancho de la palma incluyendo el pulgar	Derecha	6.81	10.29	8.40
	Izquierda	6.40	10.10	8.20
Ancho de la palma excluyendo el pulgar	Derecha	6.40	8.10	7.40
	Izquierda	6.20	7.80	7.10
Perímetro de la mano	Derecha	16.12	21.10	16.40
	Izquierda	15.70	20.20	16.20
Perímetro de la muñeca	Derecha	13.60	18.10	15.70
	Izquierda	13.39	18.22	15.60
Longitud del antebrazo	Derecha	23.31	27.82	26.90
	Izquierda	23.10	27.50	26.70
Perímetro del antebrazo	Derecha	21.51	24.51	23.80
	Izquierda	21.19	24.32	24.00

Comparando los valores obtenidos de la muestra con los de la norma, se puede observar que en promedio las mujeres peruanas tuvieron dimensiones inferiores al percentil 50 en todas las dimensiones, a excepción del perímetro de la mano donde las medidas obtenidas fueron inferiores al percentil 5 de la norma DIN 33402, ver anexo A. De este modo, se tomará las dimensiones del percentil 50 de la norma DIN 33402 como referencia para las dimensiones de los mecanismos que estarán en contacto directo con el antebrazo, muñeca y mano del usuario.

## **CAPÍTULO 2**

### **ANTECEDENTES**

Se presenta varios dispositivos enfocados en la rehabilitación de la muñeca, empezando desde los dispositivos íntegramente mecánicos hasta los robotizados con un sistema de control complejo. Más allá de los productos comerciales, también existen investigaciones y proyectos que buscan solucionar esta problemática mediante la mejora de los subsistemas mecánicos, electrónicos o de control; así como también con la incorporación de nuevas tecnologías.

#### **2.1 Productos Comerciales de rehabilitación de muñeca**

A continuación, se presentan algunos productos comerciales enfocados en la rehabilitación de muñeca:

##### **a. Kinetec Maestra y Maestra Portátil**

Estos son dispositivos de movimiento pasivo continuo, por sus siglas CPM, que se enfoca en la rehabilitación de distintas patologías de manos y muñecas. En la Figura 2.1 se presenta el dispositivo estacionario Kinetec Maestra y en la Figura 2.2 se muestra el dispositivo Maestra Portátil. Ambos son de la empresa PRIM Physio, donde todos sus productos poseen un mando de control con el cual el fisioterapeuta puede variar el rango de movimiento, así como la velocidad con la que se realiza. El precio de venta de este dispositivo es mayor a \$8000.



Figura 2.1 Kinetec Maestra<sup>7</sup>

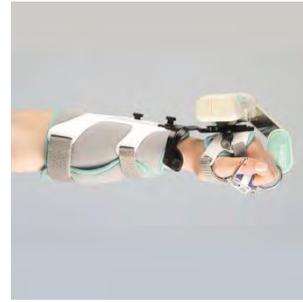


Figura 2.2 Maestra Portátil<sup>8</sup>

El Kinetec Maestra es un dispositivo estacionario que ofrece al usuario la realización de 9 movimientos distintos de mano y muñeca (Figura 2.1), los cuales se detallan en la Tabla 2.1:

Tabla 2.1 Tipos y rangos de movimiento de Kinetec Maestra<sup>9</sup>

Tipo de movimiento	Rango de movimiento (a partir de una posición neutra)
Combinación puño (MCP-PIP-DIP)	-30° a 225°
Desviación hueso del codo	-30° a 60°
Extensión/Flexión de la muñeca	-30° a 60°
Extensión/Flexión de la muñeca con MCP	-50° a 140°
Pronación/Supinación	-90° a 90°
Pulgar en posición contraria	0° a 180°
Intrínseco +	0° a 90°
Intrínseco -	0° a 180°
Movilización selectiva de articulación DIP	0 a 70°

Por su lado el Portátil Maestra es un dispositivo portátil que ofrece al usuario realizar 3 tipos movimientos enfocados en los dedos (Figura 2.2). Estos movimientos se presentan en la Tabla 2.2:

Tabla 2.2 Tipos y rangos de movimiento de Portátil Maestra<sup>10</sup>

Tipo de Movimiento	Rango de movimiento
Combinación puño (MCP-PIP-DIP)	-15° a 270°
Intrínseco -	0° a 180°
Intrínseco +	0° a 90°

<sup>7</sup> Fuente: [https://www.primphysio.es/productos/kinetec\\_maestra-maquina-de-mano/](https://www.primphysio.es/productos/kinetec_maestra-maquina-de-mano/). Fecha:01/04/19

<sup>8</sup> Fuente: [https://www.primphysio.es/productos/maestra\\_portatil\\_maquina\\_cpm\\_mano\\_y\\_muneca/](https://www.primphysio.es/productos/maestra_portatil_maquina_cpm_mano_y_muneca/). Fecha:01/04/19

<sup>9</sup> Fuente: <http://enraf.es/wp-content/uploads/2015/07/Maestra-portable.pdf>. Fecha:01/04/19

<sup>10</sup> Fuente: <http://enraf.es/wp-content/uploads/2015/07/Maestra-portable.pdf>. Fecha:01/04/19

### b. Dispositivo de rehabilitación de articulación de muñeca Pictor

Este dispositivo, netamente mecánico, permite a la persona obtener mejores resultados en la etapa de rehabilitación activa del paciente. El principio de funcionamiento de este dispositivo consiste en emplear elementos rotatorios con el fin de brindar la libertad al usuario de realizar ejercicios auto asistidos, de esta forma se logra reconstruir las funciones de los movimientos anatómicos de la muñeca. Además, permite al paciente regular la resistencia a la rotación de los mecanismos con el fin de que el paciente pueda realizar movimientos que no superen su umbral de dolor. Por último, este dispositivo sirve para tratar distintos tipos de lesiones de muñeca, así como trastornos neurológicos o distrofia muscular (Figura 2.3).



Figura 2.3 Dispositivo de rehabilitación de muñeca Pictor<sup>11</sup>

En la Tabla 2.3 se detalla los tipos y rangos de movimiento que permite este dispositivo:

Tabla 2.3 Tipos y rangos de movimiento de Pictor

Tipo de Movimiento	Rango de movimiento
Flexión/Extensión	0° a 90°
Desviación radial	0° a 72°
Desviación cubital	0° a 90°
Supinación/Pronación	0° a 90°

## 2.2 Patentes de dispositivos de rehabilitación de muñeca

Se mencionan algunas patentes que tienen como objetivo el diseño de un dispositivo de rehabilitación incorporando mejoras tecnológicas, ergonómicas, de interfaz

<sup>11</sup> Fuente: [https://meden.com.pl/offer/limb-dysfunction-therapy/175-wrist-joint-rehabilitation-device-pictor.html?download\\_pdf](https://meden.com.pl/offer/limb-dysfunction-therapy/175-wrist-joint-rehabilitation-device-pictor.html?download_pdf). Fecha: 01/04/19

usuario-dispositivo, en los mecanismos, así como en los sistemas eléctricos y de control.

a. Ortesis Robótica para la rehabilitación de mano y muñeca

Esta ortesis ha sido diseñada para complementar la terapia física convencional en pacientes con discapacidad motriz de la mano y muñeca, proporciona 7 grados de libertad (Figura 2.4). Así, facilita la movilización pasiva temprana en caso de lesiones traumáticas y asiste en la rehabilitación activa en caso de enfermedades crónicas. Este mecanismo está conformado por un exoesqueleto que puede trabajar la rehabilitación en zonas independientes pero que también puede trabajar de forma integral, mano y muñeca [MORENO, 2018]. Lo que diferencia a este dispositivo de otros son las siguientes características:

- Interfase ortesis-piel: consiste en protectores de cuero y neopreno con el fin de adaptar la ortesis a la piel y hacer al exoesqueleto más ergonómico
- Interfase ortesis pasiva.
- Interfase ortesis activa.
- Módulo de Control Electrónico: permite al operador graduar el movimiento de los dedos al igual que los de la muñeca.

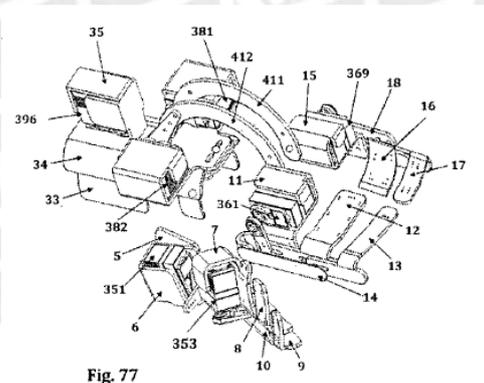


Figura 2.4 Ortesis robótica para rehabilitación de mano y muñeca<sup>12</sup>

b. Dispositivo de rehabilitación de muñeca adaptativo de 6 grados de libertad

Esta patente china plantea un dispositivo con 6 grados de libertad, 2 grados por cada eje, con la ayuda de mecanismos paralelos guiados por rodamientos y servos que

<sup>12</sup> Fuente: <https://patentados.com/2018/ortesis-roboticas-para-rehabilitacion>. Fecha: 01/04/19

permiten dar libertad de movimiento (Figura 2.5). De esta forma se puede realizar la rehabilitación de los movimientos: flexión/extensión, pronación/supinación y desviación radial/cubital [JIANFENG, 2016].

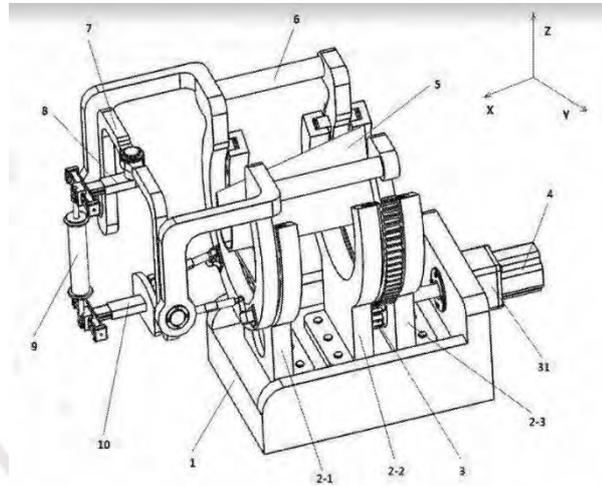


Figura 2.5 Dispositivo de rehabilitación de muñeca con 6 GDL<sup>13</sup>

#### c. Dispositivo portátil de rehabilitación de mano y muñeca

Este dispositivo posee una caja pequeña, de mano, donde se encuentra un freno cuya resistencia varía con un flujo magnético. Además, posee elementos de agarre desmontables con el fin de que se pueda variar los ejercicios, permitiendo ejercitar la muñeca y la mano mediante distintos movimientos [WEST, 2002]. Por último, el freno al ser controlado por el flujo magnético, que se genera a partir de la corriente de la que se alimenta el dispositivo, proporciona un control preciso de la resistencia del freno permitiendo al usuario variar la fuerza empleada en sus diferentes ejercicios (Figura 2.6).

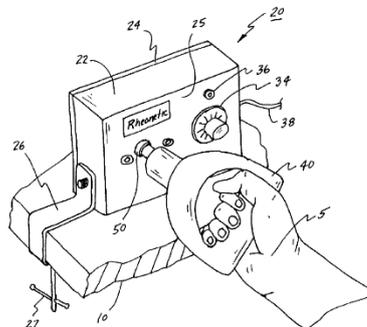


Figura 2.6 Dispositivo portátil de rehabilitación de mano y muñeca<sup>14</sup>

<sup>13</sup> Fuente: <https://patentimages.storage.googleapis.com/82/de/c2/ad5055c600ac1b/CN106109165B.pdf> Fecha: 03/04/19

<sup>14</sup> Fuente: <https://patents.google.com/patent/US6117093?q=portable+hand+and+wrist> Fecha: 03/04/19

#### d. Dispositivo para la rehabilitación de muñeca y codo

Este dispositivo consta de un pivote esférico lo cual brinda gran libertad de movimiento, además posee un soporte para el antebrazo lo cual permite a su vez poder trabajar en la rehabilitación del codo [EN HYEON, 2012]. El soporte de antebrazo está conectado al pivote esférico, este soporte permite el giro en sentido axial. Además, el soporte posee un mango de agarre, sobre una cadena cinemática, el cual puede girar respecto al soporte. De esta forma se logran los siguientes movimientos de muñeca: flexión/extensión y pronación/supinación (Figura 2.7).

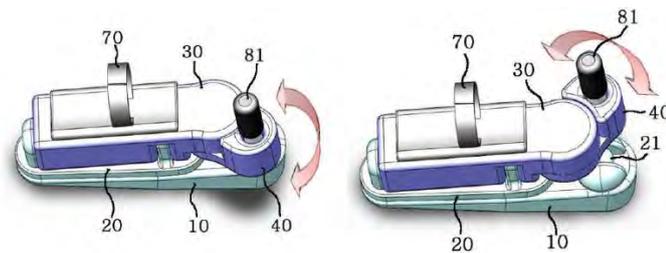


Figura 2.7 Movimiento de flexión/extensión<sup>15</sup>

#### e. Diseño de un rehabilitador para muñeca

Este dispositivo es estacionario y adaptable a distintos tamaños de antebrazo, además posee tres grados de libertad y está enfocado en la etapa de rehabilitación pasiva. A su vez, posee una interfaz de usuario que se da mediante un dispositivo móvil [TAOPANTA, 2017]. El mecanismo de este dispositivo contempla el uso de servomotores y rodamientos con el fin de permitir los movimientos de la muñeca. Este dispositivo permite realizar los siguientes movimientos de muñeca: flexión/extensión, supinación/pronación y desviación radial/cubital (Figura 2.8).

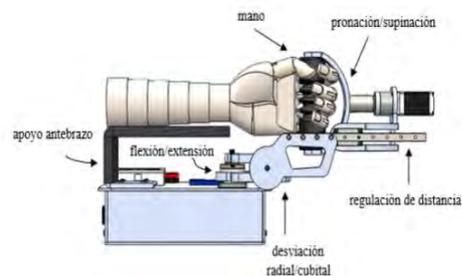


Figura 2.8 Mecanismo de dispositivo de rehabilitación<sup>16</sup>

<sup>15</sup>Fuente: <https://patentimages.storage.googleapis.com/d4/c9/01/95f7f9a0c9416c/KR101305341B1.pdf>. Fecha: 01/04/19

<sup>16</sup>Fuente: [https://www.researchgate.net/publication/321588709\\_DISENO\\_DE\\_UN\\_REHABILITADOR\\_PARA\\_MUNECA](https://www.researchgate.net/publication/321588709_DISENO_DE_UN_REHABILITADOR_PARA_MUNECA). Fecha: 05/04/19

### 2.3 Investigación en dispositivos de rehabilitación de muñeca

Investigadores han estudiado dispositivos asistenciales para la rehabilitación de la muñeca desde el año 2014, los cuales se detallan a continuación:

a. Equipo de rehabilitación de muñeca usando mecanismos paralelos neumáticos

En este estudio se desarrolla un equipo para apoyar la rehabilitación de muñeca de modo que no se necesite un fisioterapeuta (Figura 2.9). Su funcionamiento se basa en el uso de mecanismos paralelos con un manipulador neumático que le brinda al dispositivo un control preciso de fuerza. Además, debido a la compresibilidad del aire y al manipulador paralelo se logra alcanzar múltiples grados de libertad en su funcionamiento lo cual se asemeja al movimiento de la muñeca humana [NURDOS, 2016].



Figura 2.9 Dispositivo de rehabilitación usando mecanismos paralelos neumáticos<sup>17</sup>

A continuación, en la Tabla 2.4 se muestran las características del dispositivo:

Tabla 2.4 Rango de movimientos y torque

Tipo de Movimiento	Rango	Torque (Nm)
Flexión/Extensión	-91° a 91°	10.5
Desviación Radial/Cubital	-34° a 34°	5.1
Supinación/Pronación	-80° a 80°	5.9

b. Exoesqueleto robótico para la rehabilitación coordinada de la muñeca.

El diseño y la implementación de un exoesqueleto ayuda a maximizar los resultados obtenidos en la coordinación de la mano y muñeca durante la etapa de rehabilitación (Figura 2.10). Los mecanismos son seriales y han sido diseñados con un fácil acople y adaptabilidad a distintos usuarios, además posee un módulo de agarre para la mano

<sup>17</sup>Fuente: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1570456>. Fecha: 05/04/19

que facilita la realización de los ejercicios asistidos. Por último, el exoesqueleto logra un óptimo rendimiento en términos de alcance de movimiento junto con buena ergonomía y facilidad de uso clínico [PEZENT, 2017].

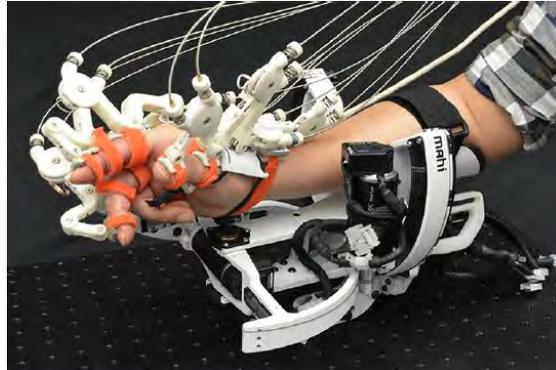


Figura 2.10 Exoesqueleto de rehabilitación de muñeca<sup>18</sup>

A continuación, en la Tabla 2.5 se muestran las características del exoesqueleto de rehabilitación:

Tabla 2.5 Rango de movimientos y torque

Tipo de Movimiento	Rango	Torque (Nm)
Flexión/Extensión	-70° a 65°	3.6
Desviación Radial/Cubital	-35° a 45°	2.3
Supinación/Pronación	-85° a 85°	3.5

c. Exoesqueleto auto-alineable de 3GDL para el diagnóstico y entrenamiento de la muñeca y antebrazo después de un derrame cerebral

El diseño de un novedoso dispositivo de rehabilitación para el antebrazo y muñeca (Figura 2.3) considera dos aspectos claves: realizar un movimiento dinámico que contrarresta la desalineación del brazo, y ayudar a la realización de los movimientos dentro del rango natural del movimiento humano. La dinámica de auto alineación se logra mediante un enlace de barras en paralelogramos que permite el accionamiento de un par conductor del movimiento. Donde, en el diseño en este dispositivo permanece libre la mano y los dedos con el fin de que puedan agarrar algún objeto o carga durante el ejercicio. En la Tabla 2.6 se muestran las características más relevantes de este dispositivo [HOUDIJN, 2013].

<sup>18</sup> Fuente: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/document/8009333> Fecha:22/04/2019

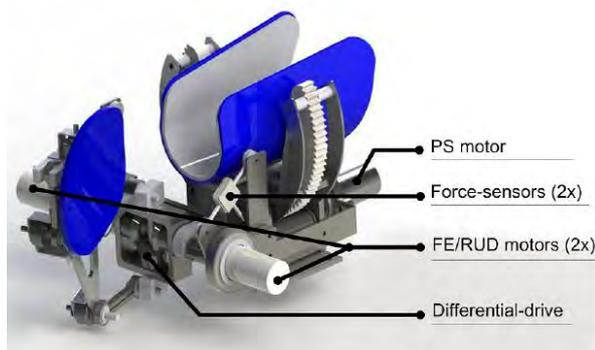


Figura 2.11 Exoesqueleto auto-alineable de rehabilitación de muñeca con 3GDL<sup>19</sup>

Tabla 2.6 Rango de movimientos y torque

Tipo de Movimiento	Rango	Torque (Nm)
Flexión/Extensión	70°/60°	2
Desviación Radial/Cubital	20°/30°	2
Supinación/Pronación	80°/90°	4

d. Dispositivo de dos grados de libertad para la rehabilitación de muñeca

Este trabajo presenta el diseño de un dispositivo de rehabilitación de muñeca destinado a pacientes que han sido diagnosticados de Angioedema Hereditario (HAE), una condición que no permite una recuperación efectiva de una lesión de muñeca. Este dispositivo es capaz de realizar los movimientos de flexión/extensión y desviación radial/cubital mediante el uso de dos servomotores (Figura 2.12). Este dispositivo es de rehabilitación pasiva debido a que el paciente al poseer la condición de HAE necesita una rehabilitación constante asistida. Este dispositivo logra alcanzar un rango de 0° a 90° en extensión/flexión y un rango de 0° a 45° en desviación radial/cubital ambos a una velocidad de 0.16s/60° [CALLE, 2018].

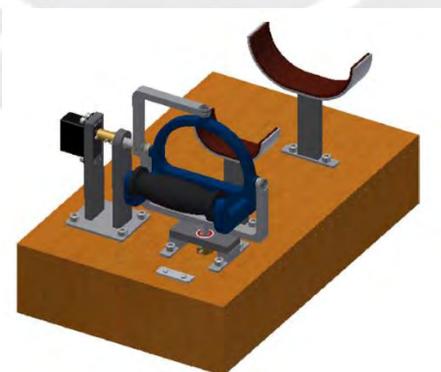


Figura 2.12 Dispositivo de rehabilitación de muñeca con 2GDL<sup>20</sup>

<sup>19</sup> Fuente: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/document/7523753>. Fecha: 22/04/2019

<sup>20</sup> Fuente: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/document/8564620>. Fecha: 22/04/2019

e. Diseño, modelado y fabricación de un dispositivo de rehabilitación de muñeca con tres grados de libertad

Un robot de rehabilitación de muñeca cuya estructura mecánica está fabricada en base a los requisitos deseados de rango de movimiento a alcanzar además de ser un dispositivo de bajo costo (Figura 2.8). Estos movimientos se logran empleando tres motores con un juego de engranajes, de modo que permite que la muñeca logre los movimientos de flexión/extensión, desviación radial/cubital y supinación/pronación (Tabla 2.7) [NIKAFROOZ, 2018].

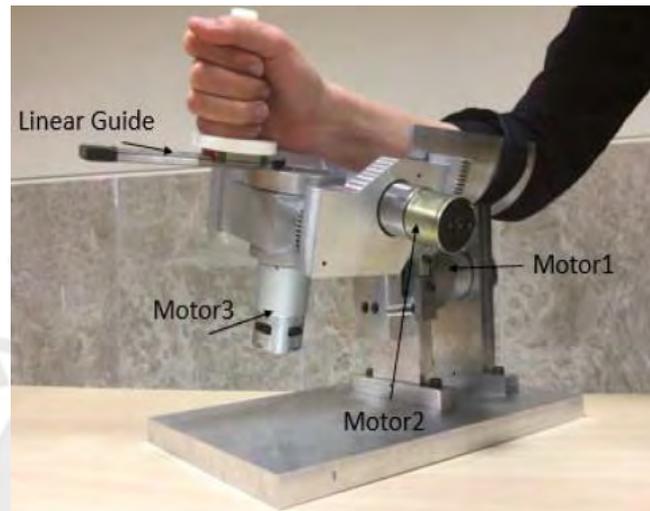


Figura 2.13 Dispositivo de rehabilitación de muñeca en 3GDL<sup>21</sup>

Tabla 2.7 Rango de movimientos y Torque

Tipo de Movimiento	Rango	Torque (Nm)
Flexión/Extensión	-60° a 60°	2
Desviación Radial/Cubital	-20° a 20°	0.12
Supinación/Pronación	-35° a 35°	1.5

<sup>21</sup> Fuente: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/document/8657532>. Fecha: 22/04/2019

## CAPÍTULO 3

### DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se expone los requerimientos del proyecto, la lista de funciones, matriz morfológica y el planteamiento de alternativas de solución, así como de una evaluación técnico económica de dichas alternativas con el fin de obtener la solución óptima. Para el desarrollo de este capítulo se emplea la norma alemana VDI2206 de diseño de sistemas mecatrónicos.

#### 3.1 Lista de Requerimientos

A continuación, se presentan la lista de requerimientos con mayor relevancia para la realización de este proyecto:

##### a) Función Principal:

El dispositivo tendrá como función principal ayudar en la etapa de rehabilitación pasiva de muñeca de mujeres peruanas, debido a que representan la población más afectada por el síndrome del túnel carpiano [ESSALUD, 2015], mediante ejercicios asistidos de muñeca en tres grados de libertad.

##### b) Cinemática

Los movimientos de la muñeca son tres: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación. Se toma en consideración los rangos de movimiento de muñeca (Tabla 3.1), para establecer los rangos máximos de desplazamiento del dispositivo

(Tabla 3.1) y sus velocidades de movimiento (Tabla 3.2). El rango de movimiento y las velocidades se controlará a partir de una interfaz gráfica.

Tabla 3.1 Rango de movimiento del dispositivo

Movimiento	Rango
	Persona Sana
Flexión	0-90°
Extensión	0-80°
Supinación	0-90°
Pronación	0-85°
Desviación Cubital	0-40°
Desviación Radial	0-15°

Tabla 3.2 Velocidad del dispositivo

Velocidad(°/s)	Lento	Normal	Rápido
	Rango/4	Rango/3	Rango/2

### c) Torque

Según la Figura 3.1, el torque más frecuente que ejerce una persona sana en su muñeca durante actividades diarias es de 0.3 Nm, además el torque promedio es 2 Nm y el máximo torque que soporta la muñeca de una persona es de 12 Nm [PANDO, 2013]. Por lo tanto, se define que el dispositivo debe ejercer un torque máximo de 2 Nm para no dañar al paciente.

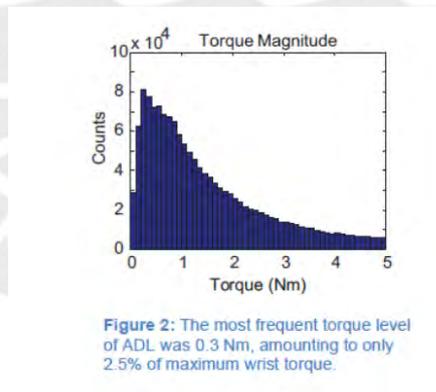


Figura 2.1 Gráfico de frecuencia de torque en la muñeca<sup>22</sup>

### d) Geometría y mantenimiento

Las dimensiones de este dispositivo deben ser acorde al percentil 50 de la norma DIN 33402 mencionadas en el estado del arte, antropometría de una mujer peruana de entre

<sup>22</sup> Fuente: <http://jur.byu.edu/?p=4296>. Fecha: 02/04/2019

20 a 50 años. De este modo, las dimensiones generales del dispositivo serán de 28x40x25 cm y será contenido en un maletín de dimensiones 30x45x30 cm. A su vez, se requiere que el diseño sea ergonómico. El equipo debe ser de fácil mantenimiento y limpieza, con prioridad en las partes móviles como uniones, servomotores, etc. Como mantenimiento preventivo, se revisarán los componentes internos y externos del dispositivo cada 3 meses, parte mecánica y electrónica, con el fin de asegurar el correcto funcionamiento del mismo y proporcionar fiabilidad al dispositivo, de modo que se cuida la integridad del paciente.

#### **e) Materiales, fabricación y ensamble**

Se desea que la mayoría de los elementos puedan fabricarse mediante impresión 3D, usando un material reciclable y biodegradable como el PLA, para reducir el peso del dispositivo. Asimismo, se usará componentes normalizados debido a su facilidad de adquisición en el mercado local. Por último, se desea que el montaje y desmontaje del dispositivo no sea muy complejo, mediante el uso de herramientas comunes como: desarmador, destornillador, alicate, llave allen, etc.

#### **f) Seguridad**

Se tiene a la norma ISO/TC 168 “Prosthetics and Orthotics” como referente de normas de seguridad para el dispositivo de rehabilitación. Con el fin que los elementos del dispositivo no fallen por resistencia, se realizará una simulación en un software de los mismos sometidos a distintos esfuerzos. Además, se tendrá un compartimento aislado para la batería, así como un indicador de nivel de carga de la misma.

#### **g) Operación**

La operación de este dispositivo se dará mediante una interfaz gráfica a través de un dispositivo móvil o tablet. Se exige que esta aplicación sea intuitiva y fácil de usar, donde proporcionará el usuario pueda introducir el tipo de ejercicio que desee realizar, así como también otros parámetros como la velocidad, rango del movimiento y número de repeticiones del ejercicio.

#### **h) Energía**

Debido a que el dispositivo es portátil, se usará baterías recargables con el fin de darle autonomía energética al mecanismo.

#### **i) Ergonomía**

El dispositivo deberá ser ergonómico, debido a que el usuario es una persona en rehabilitación. Además, el peso de este dispositivo no debe de exceder 5 kg según la norma básica de ergonomía (Ley N° 27711, Ley del Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo).

#### **j) Señales**

El dispositivo tendrá una unidad de control externa, que permitirá indicar el prendido o apagado. Además, poseerá un interruptor de emergencia, así como un display donde se pueda ver el nivel de carga de batería, y en caso de batería baja posee un buzzer que dará aviso al usuario del evento.

#### **k) Costos**

Se desea que el costo total del proyecto sea menor a S/. 3500.00 soles con el fin de ser accesible para los centros de fisioterapia, rehabilitación, hospitales, clínica, gimnasios, etc. Se puso este valor monetario debido a que varios de los dispositivos de rehabilitación comerciales superan por mucho el monto dado, teniendo como referencia un valor de S/.6000.00 soles. Sin embargo, al ser el costo de este proyecto menor al de los productos comerciales no significa que se comprometerá la función ni la ergonomía del dispositivo a diseñar.

### **3.2 Estructura de funciones**

Mediante un análisis del sistema se definirá las entradas y salidas, para lo cual se hará uso de una caja negra con el fin de englobar los procesos internos. Además, se describe los subsistemas que tendrá el dispositivo con el fin de lograr la función principal descrita en la lista de requerimientos. A continuación, se presentan los elementos de entrada y salida del sistema:

### Entradas:

- Materia: Se recibe al antebrazo y muñeca de la persona a rehabilitar.
- Energía: Se recibe energía eléctrica.
- Señales: Como señal de información el fisioterapeuta tendrá que seleccionar el tipo de movimiento que se desea realizar, el rango angular hasta donde se desea llegar, la velocidad de movimiento y el número de repeticiones del ejercicio.

### Salidas:

- Materia: Muñeca rehabilitada del paciente.
- Energía: Como salida se tiene energía sonora, energía calorífica, energía lumínica.
- Señales: Se obtiene la señal de fin de ejercicio como señal de salida y una señal de emergencia, en caso ocurra este evento.

A continuación, en la Figura 3.2 se presenta la caja negra del sistema:

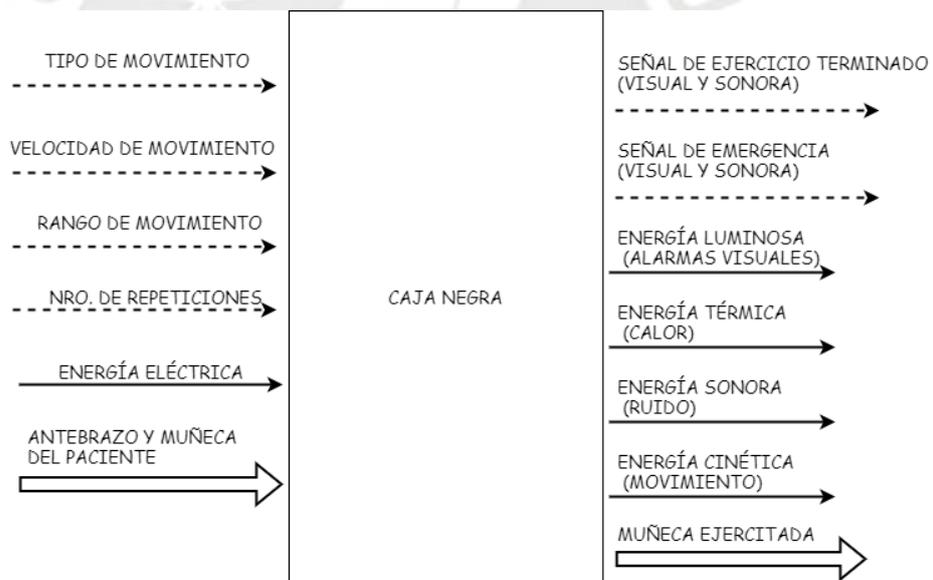


Figura 3.2 Caja Negra del sistema.

Una vez identificadas las entradas y salidas del sistema, con el fin de realizar las funciones englobadas por la caja negra se establecen tres subsistemas: mecánico, electrónico y de control. A continuación, se detalla la lista de funciones que desarrollará cada subsistema, además se muestra la estructura de funciones (Figura 3.3) que engloba lo mostrado:

**Subsistema Mecánico:**

- Brindar soporte al antebrazo y muñeca.
- Realizar el tipo de movimiento, a la velocidad, rango y número de repeticiones establecidas por el fisioterapeuta.

**Subsistema Electrónico:**

- Energizar los actuadores, sensores y sistema de control.
- Accionar los actuadores para lograr el movimiento deseado.
- Medir la posición y velocidad de los tipos de movimiento de muñeca.

**Subsistema de Control:**

- Establecer los parámetros de referencia recibidos por la interfaz de usuario.
- Verificar que se cumplan los movimientos con los parámetros establecidos.
- Registrar cantidad de repeticiones del movimiento.

**Subsistema de interfaz de usuario:**

- Recibir señales de entrada de tipo de movimiento, velocidad, rango y número de repeticiones del movimiento.
- Indicar señal de emergencia.
- Indicar fin de ejercicio.

Como se puede ver en la Figura 3.3, el subsistema de control recibe los parámetros de movimiento indicados mediante el subsistema de interfaz de usuario con el fin de establecer los parámetros de ejercicio que se realizará: tipo de movimiento, velocidad, rango y número de repeticiones. Previamente, se posiciona el antebrazo y muñeca en el dispositivo para luego ser asegurado al soporte, se realizan los movimientos de muñeca bajo los parámetros establecidos y el controlador verifica mediante el sensado del movimiento que se cumpla con la configuración indicada. Al finalizar el ejercicio, se le avisa al usuario mediante una señal (visual y sonora) y en caso que exista alguna falla se le indicada al usuario mediante una señal de emergencia.

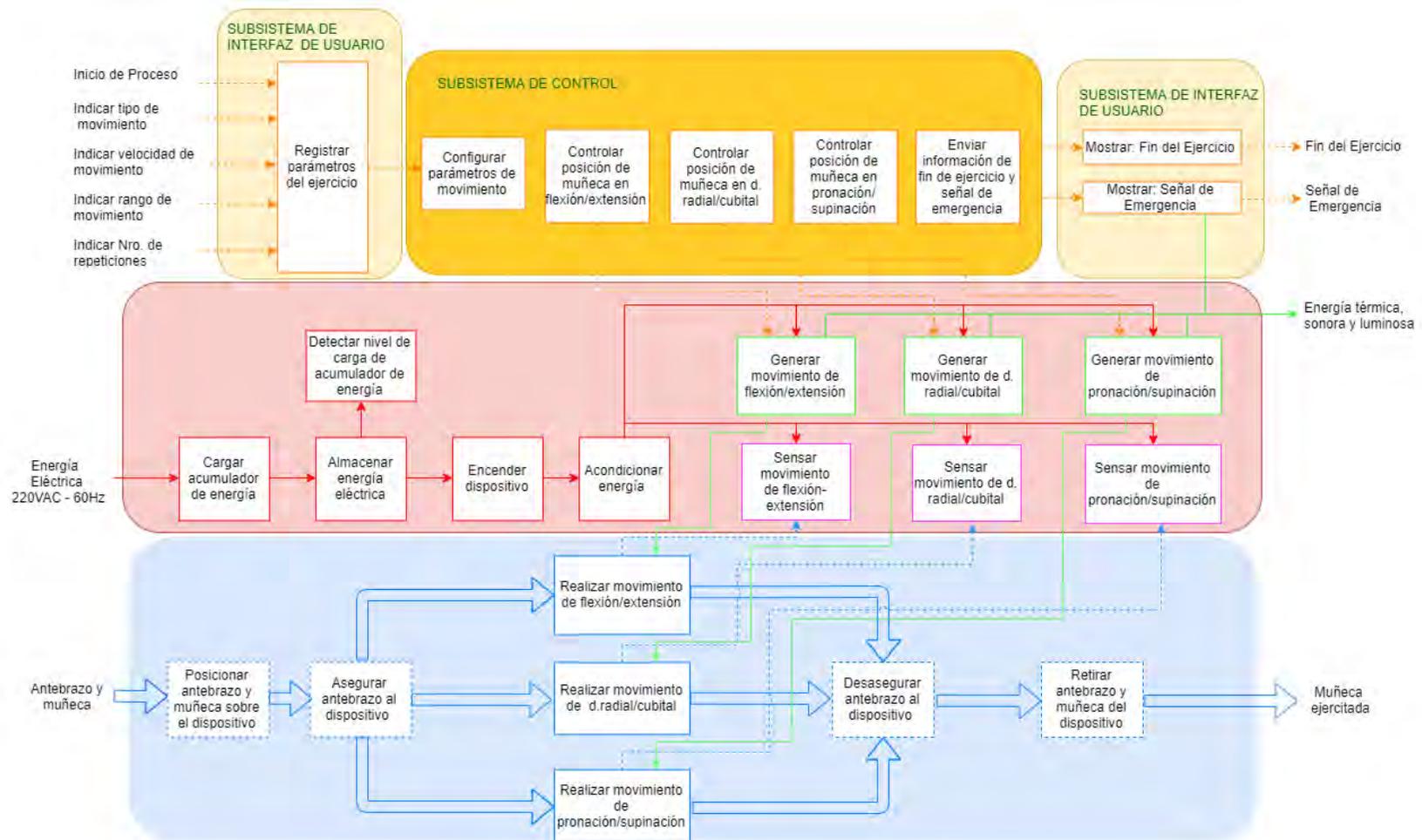
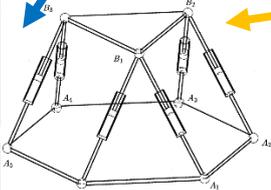
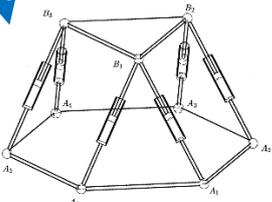


Figura 3.3 Estructura de Funciones

### 3.3 Matriz Morfológica

A continuación, se presentan tres alternativas de solución para cada función parcial del sistema:

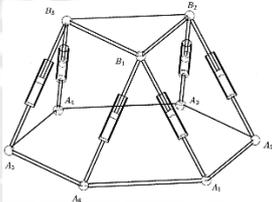
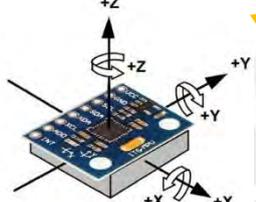
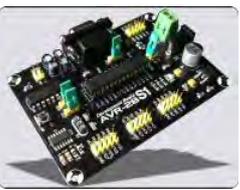
Tabla 3.3 Matriz Morfológica

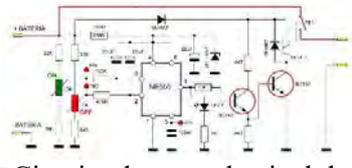
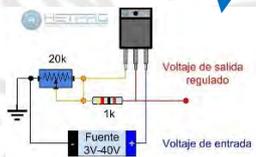
Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Asegurar antebrazo al soporte	 Cinturón con broche	 Cinturón de velcro	 Cinturón con hebilla
Generar movimiento supinación y pronación	 Actuador lineal eléctrico	 Servomotor	 Actuador lineal eléctrico
	 Mecanismo paralelo Stewart-Gough	 Engranajes	
Generar movimiento extensión y flexión	 Servomotor	 Motor a paso	 Actuador lineal eléctrico
	 Engranajes	 Tornillo sin fin	 Mecanismo paralelo Stewart-Gough

S3

S1

S2

Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Generar movimiento desviación radial y cubital	 Motor a pasos	 Actuador lineal eléctrico	 Servomotor
	 Tornillo sin fin	 Mecanismo paralelo Stewart-Gough	 Engranajes
Sensar movimientos de muñeca	 Giroscopio	 IMU sensor	 Potenciómetro
Controlador del Sistema	 Arduino Uno	 Tiva-C Launchpad	 PIC 40-28 S1
Cargar acumulador de energía	 Cargador de batería Li-Po	 Cargador de batería de litio	 Cargador de batería de grafeno
	S2	S3	S1

Función	Alternativa de solución		
	Elemento1	Elemento2	Elemento3
Almacenar energía eléctrica	 Batería de litio	 Batería de Li-Po	 Batería de grafeno
Detectar nivel de carga de acumulador de energía	 Medidor de batería con buzzer	 Circuito detector de nivel de batería	-
Acondicionador de energía	 Circuito divisor de voltaje	 Regulador Step-down	-
Encendido y Apagado	 Botón pulsador	 Perilla ON/OFF	 Interruptor ON/OFF
	(S1)	(S2)	(S3)

### 3.4 Concepto de Solución

A partir de las alternativas de solución planteadas, para cada función del sistema, en la matriz morfológica se definen tres conceptos de solución, donde se detallan en un bosquejo sus dimensiones aproximadas y sus respectivas alternativas de solución.

Tabla 2.4 Leyenda de conceptos de solución

Indicador	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3
Flecha			

- Concepto de solución 1

En la solución presentada en la Figura 3.4, se propone una sujeción del antebrazo mediante un cinturón de broche a un soporte donde descansa el antebrazo del paciente

mientras se realiza la rehabilitación. El funcionamiento de este dispositivo se basa en el uso de mecanismos paralelos donde se usa seis actuadores lineales eléctricos. De esta forma, mediante la elongación de los actuadores A-B junto con la contracción de los actuadores C-D se logra realizar el movimiento de flexión, del mismo modo si ahora se contrae los actuadores A-B, y se extienden C-D se logra el movimiento de extensión. El movimiento de supinación radial y cubital se obtiene siguiendo una lógica similar donde se extiende/contrae los actuadores A-C a la misma vez que se contrae/extienden los actuadores B-D. Para lograr el movimiento de pronación y supinación, del mismo modo se extiende/contrae los actuadores E-F. En la medición de desplazamientos y velocidades angulares alcanzados se hace uso de un acelerómetro con un giroscopio, ambos acoplados al mango de agarre de la mano. Además, en el soporte se ubica un buzzer que tiene como función emitir una señal sonora en caso de emergencia para seguridad del usuario, se posee un dispositivo de control donde se ubica el pulsador de emergencia y el botón ON/OFF.

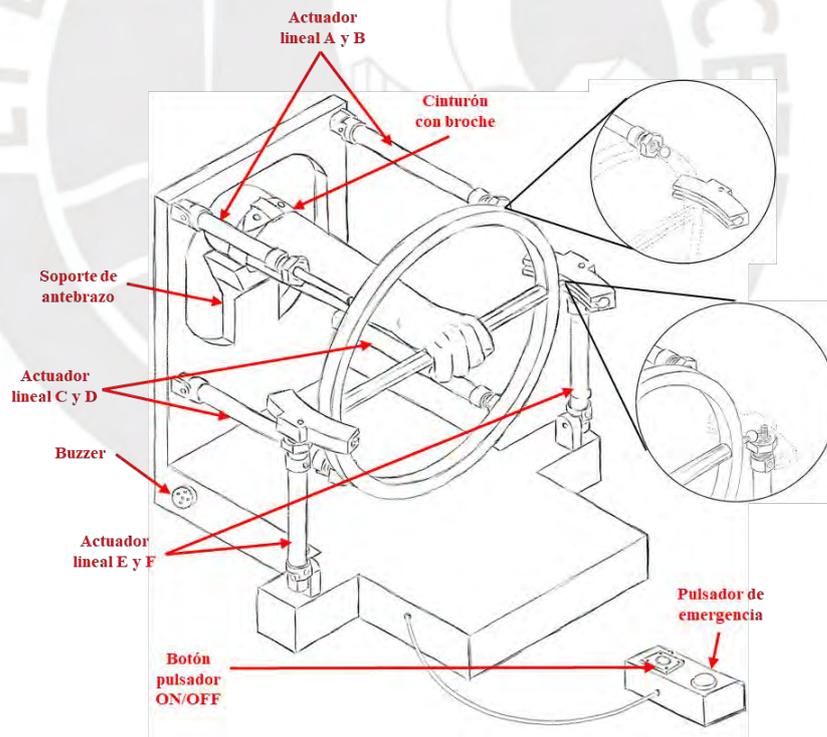


Figura 3.4 Concepto de solución N°1

- Concepto de solución N°2

En la Figura 3.5 se usan 3 servomotores, los cuales nos dan un mejor control en posición y velocidad angular. Se usa un sensor giroscopio y un sensor inercial para

poder medir la velocidad y posición angular de la muñeca. A su vez, el soporte del antebrazo posee un botón de encendido/apagado en conjunto con un buzzer que sirve para emitir una señal sonora en caso de fallo en el mecanismo. El movimiento de extensión/flexión se logra mediante el accionamiento del servomotor 1, de la misma forma se logra el movimiento de desviación radial/cubital con el accionamiento del servomotor 2. Para realizar el último tipo de movimiento, pronación/supinación, se acciona el servomotor 3. Estos movimientos se encargan de hacer girar el mango de sujeción en los distintos ejes que posee el mecanismo, el usuario asegura su antebrazo al soporte mediante una correa de velcro y se agarra del mango de sujeción de modo que sigue los movimientos de este.

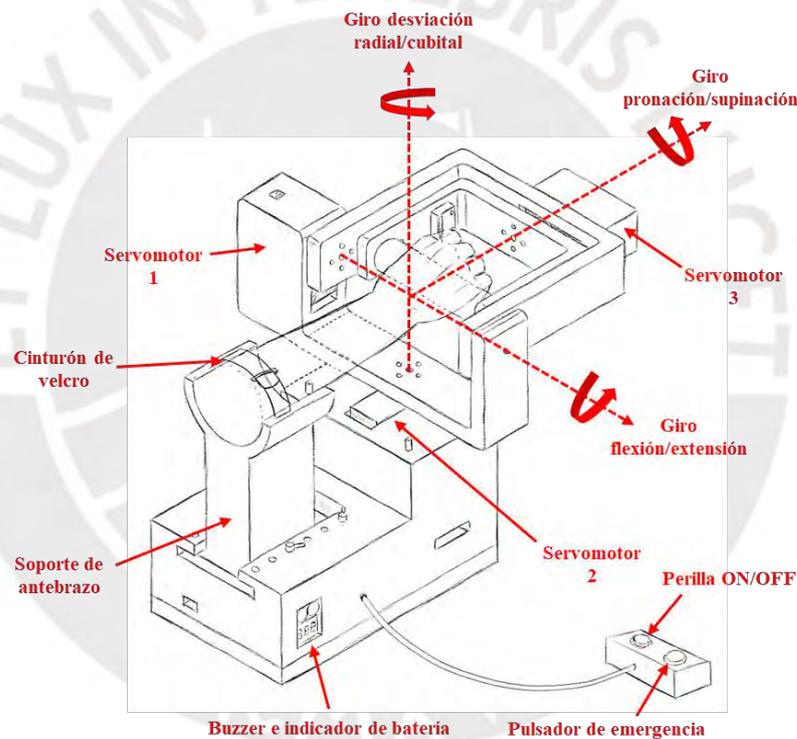


Figura 3.5 Concepto de Solución N°2

- Concepto de solución N°3

El concepto de solución planteado en la Figura 3.6 hace uso de un cinturón con hebilla para asegurar el brazo del usuario al soporte, a su vez se observa que la mano del paciente descansa en un mango de sujeción. El dispositivo cuenta con tres motores a pasos (identificados con las letras A, B y C) que se encargan de realizar los movimientos de desviación radial/cubital y flexión/extension. Además, el dispositivo posee dos actuadores lineales eléctricos que permiten realizar los movimientos de

pronación/supinación. Para los movimientos de desviación radial y cubital, se hace uso principalmente de los motores a pasos A y B de modo que se hace subir la biela acoplada a la tuerca del husillo del motor a pasos A y bajar la biela respectiva del motor a pasos B, en el mismo sentido, si se hace bajar la biela del motor A y subir la biela del motor B se logra el movimiento alterno. Para el movimiento de flexión/extensión, se hace subir las bielas de los motores a pasos A-B y bajar la biela del motor a pasos C, el movimiento alterno se logra bajando las bielas de los motores a pasos A-B y subiendo la biela del motor a pasos C. El movimiento de pronación/supinación se logra mediante el accionamiento de los actuadores lineales eléctricos en sentidos opuestos, es decir, se extiende el actuador D y se contrae el E, de forma viceversa se logra el movimiento alterno. A su vez, en el mango de sujeción se encuentra un sensor inercial el cual se encarga de medir la posición y velocidad angular, en el soporte del dispositivo se encuentra un interruptor para encender y apagar el dispositivo junto con un pulsador de emergencia.

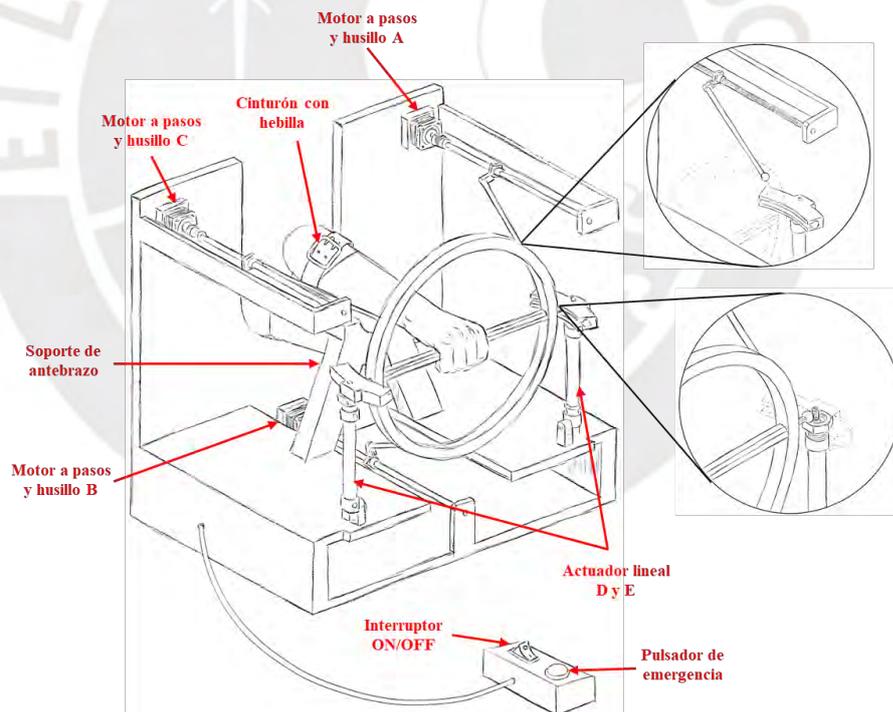


Figura 3.6 Concepto de solución N°3

### 3.5 Evaluación Técnica-Económica

En este acápite se realiza una evaluación de carácter técnico y económico para cada concepto de solución planteado. De este modo, se califica a cada concepto de solución con un puntaje (p) de entre 0 a 4 donde:

- No satisface: 0
- Aceptable a las justas: 1
- Suficiente: 2
- Bien: 3
- Muy bien (ideal): 4

En la Ecuación 3.1 se aprecia la fórmula de cálculo donde este puntaje (p) será multiplicado por un peso (g) que se asigna según el criterio de evaluación determinada por el diseñador. La etiqueta “Puntaje Máximo” representa la suma de los puntajes (p) y puntajes ponderados (pxg) de cada solución, así como también de la solución ideal. Por último, la etiqueta “Valor Técnico y Valor Económico” representa la comparación del puntaje máximo de cada solución planteada con la solución ideal, de modo que se divide los puntajes máximos respectivos. A continuación, se muestra la Tabla 3.5 la evaluación técnica realizada y en la Tabla 3.6 la evaluación económica con los puntajes asignados y los promedios de cada solución con respecto al puntaje ideal.

$$x_i = \frac{p_1 + p_2 + p_3 \dots p_n}{np_{\max}} = \frac{p_1 + p_2 + p_3 \dots p_n}{n p_{\max}} = \frac{p}{p_{\max}} \leq 1 \quad (3.1)$$

$$x_i = \frac{g_1 p_1 + g_2 p_2 + \dots + g_n p_n}{(g_1 + g_2 + \dots + g_n) p_{\max}} \leq 1$$

Tabla 3.5 Evaluación Técnica

Valor Técnico	Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución Ideal		
	g	p	pxg	p	pxg	p	pxg	p	pxg
Función	5	3	15	3	15	3	15	4	20
Seguridad	4	3	12	2	8	2	8	4	16
Portabilidad	4	2	8	3	12	1	4	4	16
Rigidez	3	3	9	3	9	2	6	4	12
Compacto	4	3	12	2	8	1	4	4	16
Facilidad de manejo	3	2	6	3	9	2	6	4	12
Montaje	4	1	4	2	8	1	4	4	16
Forma	3	2	6	3	9	1	3	4	12
Diseño	3	1	3	3	9	1	3	4	12
Fabricación	2	1	2	3	6	2	4	4	8
Mantenimiento	4	2	8	2	8	2	8	4	16
Número de piezas	4	3	12	2	8	1	4	4	16
<b>Puntaje Máximo</b>		<b>26</b>	<b>97</b>	<b>31</b>	<b>109</b>	<b>18</b>	<b>65</b>	<b>48</b>	<b>172</b>
<b>Valor Técnico</b>		<b>0.54</b>	<b>0.56</b>	<b>0.65</b>	<b>0.63</b>	<b>0.38</b>	<b>0.38</b>	<b>1</b>	<b>1</b>

Tabla 3.6 Evaluación económica

Valor Económico	Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución Ideal	
Criterio	g	p	pxg	p	pxg	p	pxg	p	pxg
Diseño	3	2	6	3	9	1	3	4	12
Número de piezas	4	2	8	2	8	1	4	4	16
Costo de Tecnología	4	1	4	2	8	3	12	4	16
Costos diversos	2	2	4	2	4	2	4	4	8
Fácil adquisición de materiales	5	1	5	3	15	2	10	4	20
Mantenimiento	2	2	4	2	4	1	2	4	8
<b>Puntaje Máximo</b>	<b>10</b>	<b>31</b>	<b>14</b>	<b>48</b>	<b>10</b>	<b>35</b>	<b>24</b>	<b>80</b>	<b>80</b>
<b>Valor Económico</b>	<b>0.42</b>	<b>0.39</b>	<b>0.58</b>	<b>0.60</b>	<b>0.42</b>	<b>0.44</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>

Se observa que la solución 2 tiene un mayor acercamiento a la línea de equivalencia de ponderación entre los aspectos económicos y técnicos. De este modo, debido a la evaluación técnica-económica realizada se establece el concepto de solución 2 como el óptimo.

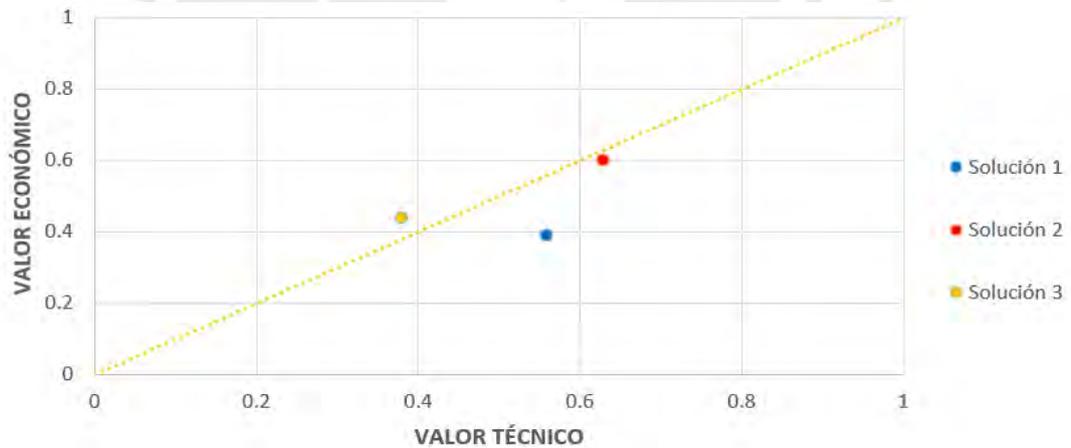


Figura 3.7 Evaluación técnico-económico de los conceptos de solución

## **CAPÍTULO 4**

### **DISEÑO DEL DISPOSITIVO**

En este capítulo se presenta el diseño integral del dispositivo, engloba al subsistema mecánico, subsistema electrónico y subsistema de control. En el subsistema mecánico se presenta todos los cálculos involucrados en el diseño mecánico. Primero se expone los cálculos de torque, luego la resistencia de componentes mecánicos se evalúa mediante la simulación de esfuerzos a fatiga y finalmente la selección de servomotor. En el subsistema electrónico, se realiza una selección de los elementos electrónicos del dispositivo y se muestra las conexiones entre estos mediante un diagrama de bloques. En el subsistema de control, se muestra la lógica de funcionamiento del dispositivo, en conjunto con el sistema de control. Finalmente se muestra los diagramas de flujo asociados con el subsistema de control y se establece un diagrama de operaciones del dispositivo, considerando un procedimiento en caso de falla.

#### **4.1 Subsistema mecánico**

En el presente acápite se presenta el diseño mecánico del dispositivo el cual se compone de tres soportes que en su conjunto permitirán al usuario realizar los movimientos de rehabilitación: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación. Cabe mencionar que el diseño geométrico del dispositivo se realizó en base a las medidas antropométricas correspondientes al percentil 50 de la Norma DIN 33402 (Anexo A), según el requerimiento del capítulo 3. Por último, se selecciona el servomotor a ser usado a partir del cálculo de torque.

#### 4.1.1 Diseño mecánico del dispositivo

En la Figura 4.1, se presenta el modelo global del dispositivo de rehabilitación de muñeca de dimensiones generales 27.45x42.5x28.5 cm, el cual consta de cuatro soportes conectados entre ellos permitiendo sus giros relativos, estos giros se logra mediante servomotores que se encuentran incorporados en la estructura de cada uno de estos soportes. De este modo, los soportes a considerar serán: el soporte de mano, soporte de flexión/extensión, soporte de desviación radial/cubital y el soporte de pronación/supinación.

El soporte de desviación radial/cubital servirá para albergar las baterías y conexiones del dispositivo, así también se contará con una unidad de control externa donde se ubicará el interruptor de ON/OFF y el pulsador emergencia.

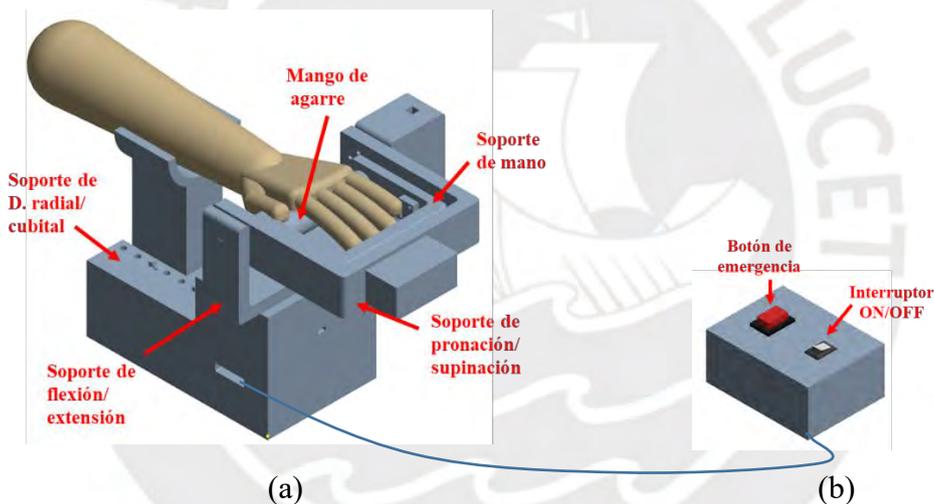


Figura 4.1 (a) Modelo global del dispositivo, (b) Dispositivo de control

##### a) Soporte de mano

El soporte de mano del paciente se encarga de conducir a la muñeca en los tres movimientos de rehabilitación: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación (Figura 4.2), este elemento se encuentra conectado con el soporte de pronación/supinación a través de un servomotor. Contiene al mango de agarre donde el paciente puede sujetarse y seguir los movimientos de muñeca. A su vez, alberga en su interior un sensor inercial, el cual se encarga de medir la rotación de la muñeca en los tres tipos de movimientos.

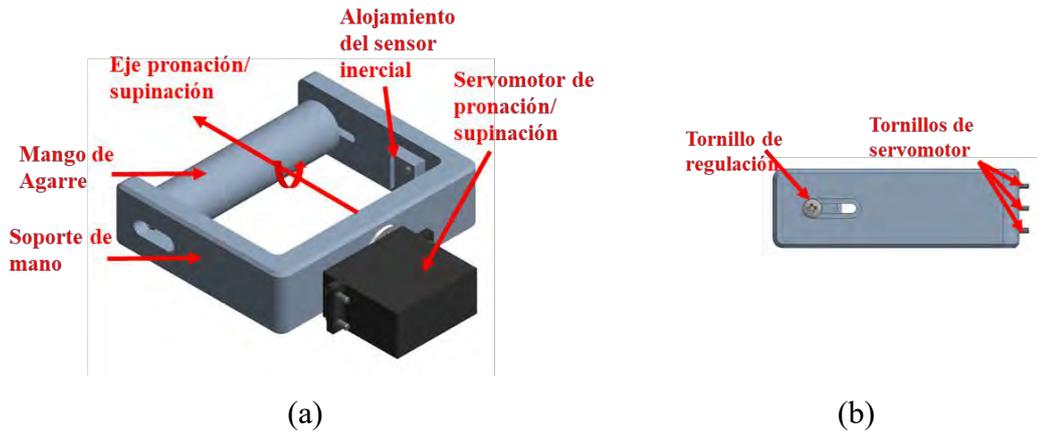


Figura 4.2 (a) Soporte de mano, (b) Vista de frontal de componentes

### b) Soporte de pronación/supinación

El soporte de pronación/supinación, (Figura 4.3), alberga en su estructura un servomotor el cual permite realizar el movimiento de pronación/supinación en conjunto con el soporte de mano, este se encuentra conectado al soporte de flexión/extensión a través del eje de un servomotor.

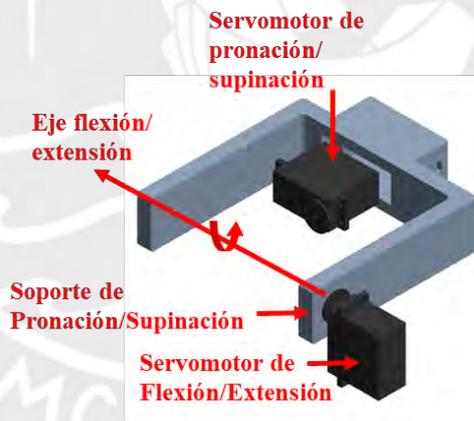


Figura 4.3 Vista 3D de soporte de pronación/supinación

### c) Soporte de flexión/extensión

El soporte de flexión/extensión (Figura 4.4), se encuentra conectado con el soporte de pronación/supinación y ambos realizan el movimiento de flexión/extensión mediante el accionamiento de un servomotor, a su vez este soporte se conecta mediante el eje del servomotor del soporte de desviación radial/cubital.

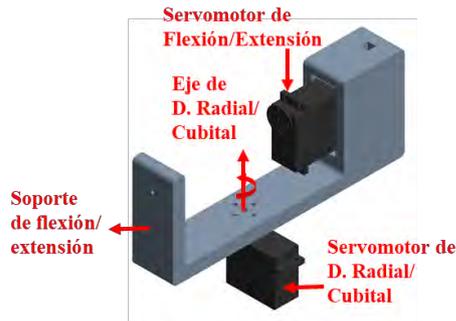


Figura 4.4 Soporte de flexión/extensión

#### d) Soporte base del dispositivo de rehabilitación

En la Figura 4.5 (a), el diseño contempla un soporte regulable para el antebrazo del paciente y el soporte de desviación radial/cubital, Figura 4.5 (b). Este diseño del ensamble permite regular la distancia del soporte de antebrazo respecto al mango de agarre, posee unos pines para fijar la posición deseada. A su vez, el soporte de desviación radial/cubital contiene al servomotor encargado del movimiento de desviación radial/cubital y permite integrar en su interior al controlador, batería y conexiones internas. En la Figura 4.5 (c), se muestra la integración de ambos soportes.

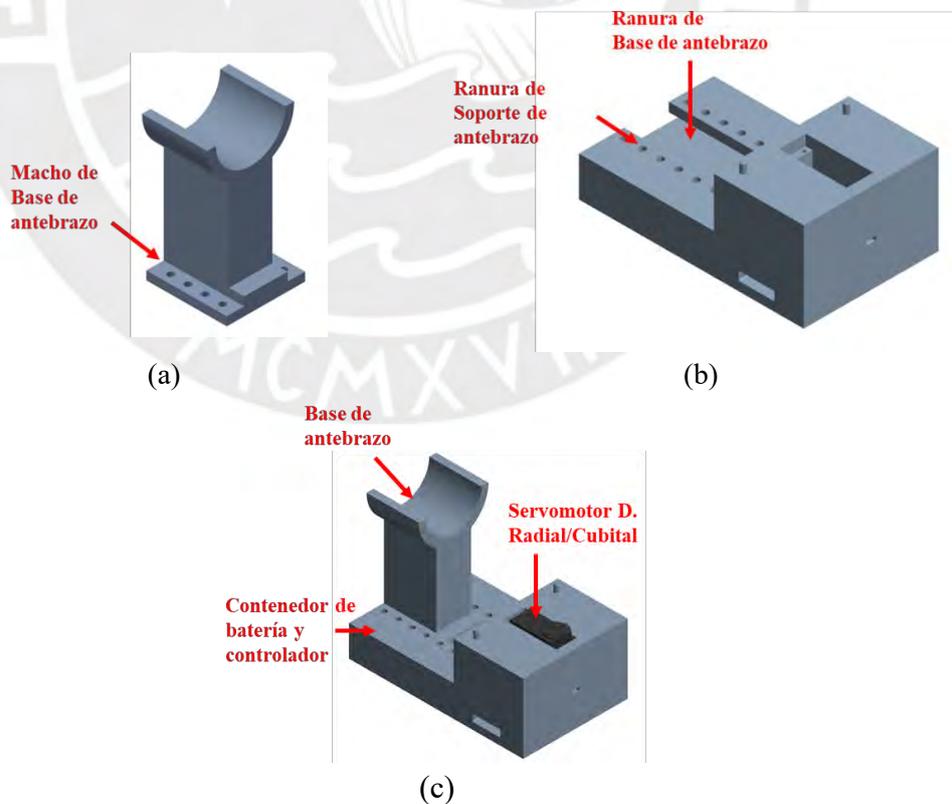


Figura 4.5 (a) Modelo soporte de antebrazo, (b) Modelo del soporte de d. radial/cubital, (c) Modelo del soporte base del dispositivo de rehabilitación

#### 4.1.2 Cálculos de torque

Se calcula los torques requeridos por los servomotores para realizar los movimientos de muñeca tales como flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación. En la Figura 4.6, se presenta el DCL de la mano donde se observa que la fuerza producida debido al peso de la mano es paralela al eje del movimiento de desviación radial/cubital y cruza perpendicularmente al eje de movimiento de pronación/supinación, por lo que no genera torque en ambos movimientos de muñeca.

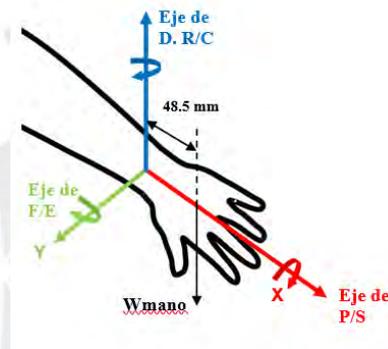


Figura 4.6 DCL de la mano

En la Ecuación 4.1, se plantea el cálculo del torque de aceleración necesario para los tipos de movimientos de muñeca teniendo como parámetros de entrada la inercia total a mover, el diferencial de velocidad angular requerido, el diferencial de tiempo del movimiento y el torque generado por el peso de la mano, solo a considerarse en el movimiento de flexión/extensión.

$$T_{\text{acel}} = \frac{2 \cdot I_{\text{total}} \cdot \Delta Vel \cdot \pi}{60 \cdot \Delta t} + D \cdot W_{\text{mano}} \quad (4.1)$$

Dónde:

$T_{\text{acel}}$  = Torque de aceleración [Nm],  $I_{\text{total}}$  = Inercia total [kg.mm<sup>2</sup>],  $\Delta Vel$  = Diferencial de velocidad [rpm],  $\Delta t$  = Diferencial de tiempo [s],  $D$  = Centroide de la mano [m].  $W_{\text{mano}}$  = Peso de la mano [N].

La inercia total se calcula con la Ecuación 4.2, la cual describe la sumatoria de las inercias de todos los elementos a ser movidos por el servomotor según el tipo de movimiento a realizar.

$$I_{\text{Total}} = I_{\text{Soporte}} + I_{\text{Rotor}} + I_{\text{Mano}} \quad (4.2)$$

Dónde:  $I_{\text{total}}$ = Inercia total [kg.mm<sup>2</sup>],  $I_{\text{Soporte}}$ = Inercia del soporte [kg.mm<sup>2</sup>],  $I_{\text{Rotor}}$ = Inercia del rotor [kg.mm<sup>2</sup>],  $I_{\text{Mano}}$ = Inercia de la mano [kg.mm<sup>2</sup>]

En la Tabla 4.1 se presentan las inercias de los soportes respecto a los ejes coordenados ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$  y  $I_{zz}$ ). Los valores fueron obtenidos a través del software Autodesk Inventor 2019, según el tipo de movimiento: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación.

Tabla 4.1 Inercias de soporte

Inercia del elemento	Flexión/Extensión (kg.mm <sup>2</sup> )	D. Radial/Cubital (kg.mm <sup>2</sup> )	Pronación/Supinación (kg.mm <sup>2</sup> )
$I_{xx}$	41890	88860	2762
$I_{yy}$	18800	45500	1769
$I_{zz}$	14660	81340	6469

Luego, se calcula la inercia de la mano mediante la Ecuación 4.3, 4.4, 4.5 y 4.6, se tiene como parámetros de entrada la altura y el peso del usuario, previamente definido como mujer peruana de 20 a 50 años, se tiene un valor de estatura promedio de 153 cm, y con un peso promedio de 69kg [INEI, 2002]. En la Tabla 4.2, se presenta la inercia de la mano, a partir de los datos de talla y peso [PAJARES, 2017].

$$I_{xx} = -13.68+0.088M+0.092T \quad (4.3)$$

$$I_{yy} = -6.26+0.0762M+0.0347T \quad (4.4)$$

$$I_{zz} = -19.5+0.17M+0.116T \quad (4.5)$$

$$\text{Masa} = -0.1165+0.0036M+0.00175T \quad (4.6)$$

Donde:

$I_{xx}$ = Inercia en el eje X [kg.mm<sup>2</sup>],  $I_{yy}$ = Inercia en el eje Y [kg.mm<sup>2</sup>],  $I_{zz}$ = Inercia en el eje Z [kg.mm<sup>2</sup>],  $M$ = Masa de la mano [kg],  $T$ = Altura [cm].

Tabla 4.2 Inercia de la mano humana

Eje Inercia	Valor kg.mm <sup>2</sup>
Ixx	646.8
Iyy	430.7
Izz	997.8

La masa de la mano se calcula de la Ecuación 4.6, tiene un valor de 0.4kg. Se considera la inercia del servomotor un valor aproximado con la inercia de un Nema 17, de este modo la inercia del servomotor tendrá un valor de 6.8 kg mm<sup>2</sup>. Para cada uno de los movimientos, en la Tabla 4.3 se presentan el conjunto de inercias de cada componente a mover, estas incluyen la inercia del soporte, mano y rotor.

Tabla 4.3 Inercias totales según unidades de movimiento

Inercias	Flexión/Extensión. kg.mm <sup>2</sup>	Radial/Cubital kg.mm <sup>2</sup>	Pronación/Supinación kg.mm <sup>2</sup>
I. Soporte	14660	45500	2761.6
I. Mano	430.7	997.8	646.8
I. Rotor	6.80	6.8	6.8
<b>Inercia Total</b>	151000	464500	3415

A continuación, en la Tabla 4.4 se representan las velocidades y su conversión a RPM para cada movimiento, y se considera un valor conservador para el diferencial de tiempo ( $\Delta t$ ) de 0.1 segundos para que no cause algún sobreesfuerzo sobre el servomotor.

Tabla 4.4 Velocidad Requerida

Movimientos	Velocidad requerida	
	°/s	rpm
Flexión	50	8.33
Extensión	40	6.67
D. Radial	10	1.67
D. Cubital	20	3.33
Pronación	40	6.67
Supinación	50	8.33

Luego de hallar los valores involucrados en la Ecuación 4.1, se presenta en la Tabla 4.5 los torques de aceleración para los movimientos de muñeca: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación.

Tabla 4.5 Torque de aceleración

Movimiento	Torque de aceleración N.m
Flexión	0.46
Extensión	0.44
Radial	0.08
Cubital	0.16
Pronacion	0.02
Supinacion	0.03

Debido a que la mano y los componentes ejercen una fuerza de oposición al movimiento se considera un torque de resistencia, en la Ecuación 4.7 se define al torque resistivo igual al 50% del torque de aceleración necesario, en la Tabla 4.6 se presenta el valor de este torque resistivo para cada uno de los movimientos de muñeca.

$$T_{\text{Resistivo}} = T_{\text{Aceleración}} \cdot 0.5 \quad (4.7)$$

Tabla 4.6 Torque resistivo

Movimientos	Torque Resistivo N.m
Flexión	0.23
Extensión	0.22
Radial	0.04
Cubital	0.08
Pronacion	0.01
Supinacion	0.01

Dónde:

$T_{\text{resistivo}}$  = Torque de resistivo [Nm],  $T_{\text{aceleración}}$  = Torque de aceleración [Nm]

Se calcula el torque total, según la Ecuación 4.8, el cual se halla sumando ambos torques de aceleración y el resistivo. En la Tabla 4.7, se presenta el torque total que demandará cada tipo de movimiento.

$$T_{\text{Total}} = T_{\text{Aceleración}} + T_{\text{Resistivo}} \quad (4.8)$$

Dónde:

$T_{\text{Total}}$  = Torque total [Nm].

Tabla 4.7 Torque total

Movimientos	Torque Total N.m
Flexión	0.69
Extensión	0.65
Radial	0.12
Cubital	0.24
Pronación	0.04
Supinación	0.04

Se calcula el torque de desaceleración necesaria para parar y detener el movimiento con la Ecuación 4.10, se considera al torque de desaceleración como la resta entre el torque resistivo y el torque de aceleración (Tabla 4.8).

$$T_{\text{Desaceleración}} = T_{\text{Resistivo}} - T_{\text{Aceleración}} \quad (4.10)$$

Tabla 4.8 Torque de desaceleración

Movimientos	Torque Desaceleración N.m
Flexión	-0.23
Extensión	-0.22
Radial	-0.04
Cubital	-0.08
Pronación	-0.01
Supinación	-0.01

En la Figura 4.7 se muestra el torque vs tiempo. Estos torques corresponden a los de aceleración, velocidad constante y desaceleración, máximos de entre los tres tipos de movimiento, a vencer por el servomotor para poder realizar el movimiento deseado. Se realiza una selección previa del servomotor, teniendo como requerimiento principal un torque mayor a 2Nm, torque promedio ejercido por una persona sana. Se muestra en el gráfico el torque máximo proporcionado por el servomotor y el torque máximo necesario a vencer, se evidencia que el servomotor preseleccionado, de 3.95 Nm de torque, es capaz de lograr los distintos tipos de movimiento.

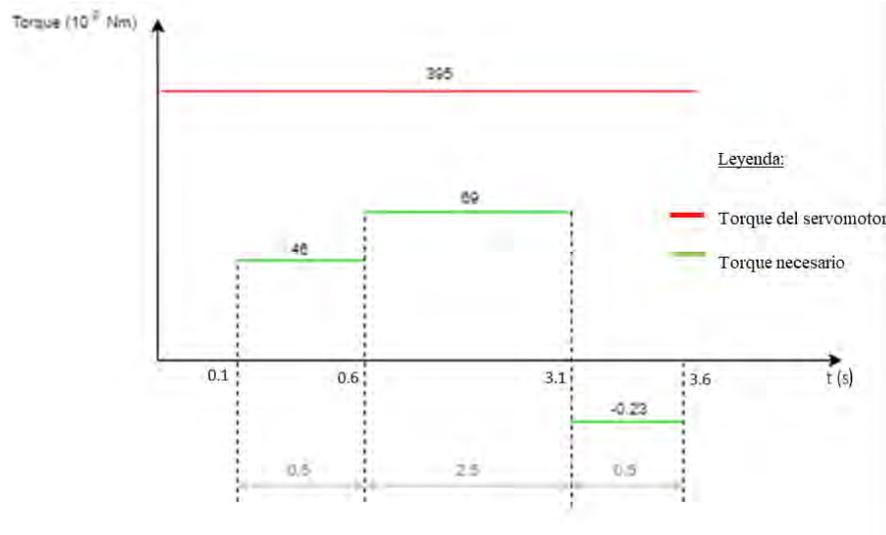


Figura 4.7 Torque vs tiempo

#### 4.1.3 Selección del actuador del sistema mecánico

En esta sección se selecciona los servomotores del dispositivo de rehabilitación. Para esto, con la información de los torques necesarios para realizar los tres movimientos de muñeca y considerando la selección previa de un servomotor de 3.95 Nm de torque se calcula el factor de seguridad para cada tipo de movimiento. Finalmente, se propone un cuadro comparativo y se realiza la selección del servomotor a ser usado.

##### a) Verificación de la selección de los actuadores mediante el factor de seguridad

Usando la Ecuación 4.11 se calcula el factor de seguridad asociado al torque del servomotor, escogido previamente, con el fin de asegurar el correcto funcionamiento del dispositivo. En la Tabla 4.9 se muestra que este valor de factor de seguridad es de 4, lo cual nos asegura que el servomotor funcionará de forma correcta. A su vez, se sabe que torque promedio de muñeca a ejercer por una persona es de 2Nm [PANDO, 2013] de modo que el torque proporcionado por este servomotor nos asegura que el dispositivo podrá soportar torques adicionales, por ejemplo, producto de espasmos musculares del paciente.

$$F_{\text{Seguridad}} = T_{\text{servomotor}}/T_{\text{Total}} \quad (4.11)$$

Donde:

$F_{\text{Seguridad}}$ = Factor de Seguridad,  $T_{\text{Servomotor}}$ = Torque del servomotor [Nm],  $T_{\text{Total}}$ = Torque total [Nm]

Tabla 4.10 Factor de seguridad de cada movimiento de muñeca

Movimientos	Valor de factor de Seguridad
Flexión	4.31
Extensión	5.00
Radial	25.86
Cubital	12.93
Pronación	48.44
Supinación	38.75

Cabe mencionar que se obtiene un factor de seguridad mínimo de 4 en relación a los tres tipos de movimiento de muñeca, y un factor de seguridad de 1.96 en relación al torque establecido en la lista de requerimientos.

#### b) Selección del servomotor

En la Tabla 4.10 se muestran tres servomotores con distintas características; se toma como mejor opción el servo HD-1235MG debido a que posee un menor peso y dimensión. Este servomotor será usado para los tres tipos de movimiento de muñeca debido a que facilita la intercambiabilidad de partes y repuestos de estos en caso de avería, además, proporciona un factor de seguridad de 1.92 en relación al torque promedio que ejerce una muñeca por lo asegura bienestar del paciente y la integridad del dispositivo en caso de algún espasmo muscular

Tabla 4.10 Tabla de selección de servomotores

	High-Voltage Digital Giant Servo HD-1235MG	High-Voltage Digital Servo FT5121M	High-Voltage Digital Giant Servo FT5335M-FB
<b>Modelo</b>			
<b>Voltaje</b>	6-7.4V	6-7.4V	6-7.4V
<b>Peso</b>	170g	60g	180g
<b>Torque</b>	3.43-3.92 Nm	1.72-2.01 Nm	3.43-3.80 Nm
<b>Velocidad</b>	0.18-0.20 s/60°	0.12-0.15 s/60°	0.18-0.20 s/60°
<b>Tamaño</b>	59.5 × 29.5 × 54.3 mm	40.5 × 20.5 × 37.5 mm	62.8 × 32.5 × 55.9 mm
<b>Precio</b>	\$51.95	\$49.95	\$52.95

#### 4.1.4 Cálculo de resistencia de componentes mecánicos

En el presente apartado, se realiza el cálculo de resistencia de los elementos más críticos del dispositivo. Primero se identifica en la Tabla 4.12 el peso de los principales componentes del dispositivo mostrados en la Figura 4.11. Se realizan diagramas de cuerpo libre (DCL) para cada elemento y sus uniones, para visualizar específicamente las cargas presentes en cada uno de estos componentes. Además, se presenta un análisis de esfuerzo de corte y aplastamiento realizado con el Software Autodesk Inventor 2019, el cual nos indica si los elementos no fallan ante los esfuerzos a los que se encuentran sometidos.

Tabla 4.12 Peso de componentes del dispositivo

N°	Componente	Masa (kg)	Peso (N)
1	Mango de agarre ( $W_{s1}$ )	0.102	1.00
2	Soporte de mango de agarre ( $W_{s2}$ )	0.253	2.48
3	Soporte de Pronación/Supinación + Servomotor 1 ( $W_{s3}$ )	0.702	6.89
4	Soporte de Flexión/Extensión + Servomotor 2 ( $W_{s4}$ )	0.843	8.27
5	Soporte de D. Radial/Cubital + Servomotor 3 ( $W_{s5}$ )	2.863	28.09

a) **Mango de Sujeción:** este componente se une al soporte de mano mediante tornillos, se pueden regular dependiendo de las medidas de antebrazo y mano del usuario. En la Figura 4.8, se presenta al mango de sujeción y su unión con el soporte de mano.



Figura 4.8 Mango de sujeción

Sobre el mango de agarre reposa la mano del paciente por lo que en la Figura 4.9 se aprecia el DCL de este componente y se observa que las únicas fuerzas que intervienen directamente en él, son el peso de la mano del paciente y la del mismo componente.

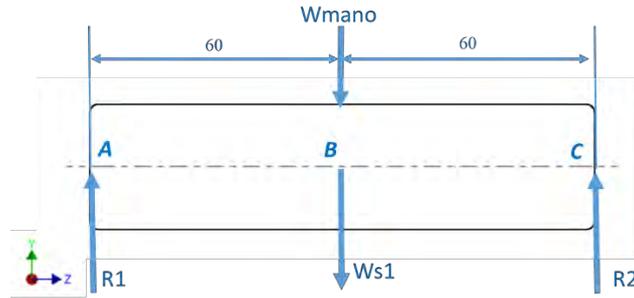


Figura 4.9 DCL de mango de agarre

Se realiza el equilibrio de fuerzas verticales en el componente, se considera un peso máximo de la mano 7N, de modo que tanto las reacciones  $R_1$  y  $R_2$  obtienen un valor de 4N. Además, se calcula el esfuerzo de corte producido por el peso de la mano y del dispositivo, se tiene un valor de  $1.13 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ . En la Figura 4.10, se presenta el diagrama de fuerza cortante y momento flector del componente y mediante la Ecuación 4.14 se halla el esfuerzo de flexión relacionado al momento flector del componente. El esfuerzo de flexión calculado a partir del momento de 240 N.mm es de  $9.05 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ . Ya que, tanto el valor de esfuerzo cortante y esfuerzo de flexión se encuentra en el orden de las décimas, el momento principal calculado a partir de la Ecuación 4.15 es de  $9.20 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ . Considerando que el componente es de material PLA, según requerimiento del capítulo 3, de esfuerzo de flexión máximo de  $70.5 \text{ N/mm}^2$ , se comprueba que el elemento no falla debido a que los esfuerzos que soporta están muy por debajo del máximo admisible.

$$\sum F_Y = 0 \quad (4.12)$$

$$\tau_c = \frac{F_c}{A_c} \quad (4.13)$$

$$\sigma_f = \frac{M \cdot C}{I} \quad (4.14)$$

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (4.15)$$

Donde:

$F_v$ : Fuerzas verticales [N],  $\tau_c$ : Esfuerzo cortante [ $\text{N/mm}^2$ ],  $F_c$ : Fuerza de corte [N],  $A_c$ : Área crítica [ $\text{mm}^2$ ],  $\sigma_f$ : Esfuerzo de flexión [ $\text{N/mm}^2$ ],  $M$ : Momento flector [N.mm],  $C$ :

Radio de la sección [mm],  $I$ : inercia de la sección [mm<sup>4</sup>],  $\sigma_1$ : Esfuerzo principal [N/mm<sup>2</sup>],  $\sigma_x$ : Esfuerzo en el eje X [N/mm<sup>2</sup>],  $\sigma_y$ : Momento en el eje Y [N/mm<sup>2</sup>],  $\tau_{xy}$ : Esfuerzo cortante [N/mm<sup>2</sup>].

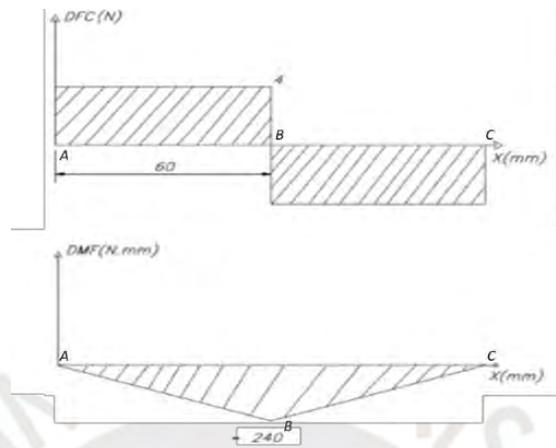


Figura 4.10 Diagrama de fuerza cortante y momento flector

b) **Soporte de mano:** este componente se une al mango de sujeción y mediante tornillos al servomotor para el movimiento de pronación/supinación (Figura 4.11).

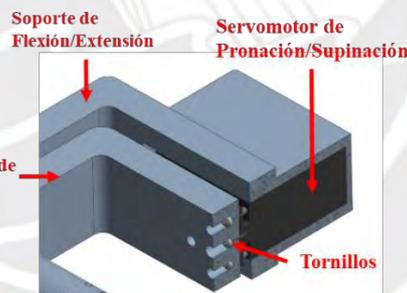


Figura 4.11 Unión entre el soporte de mano y servomotor de pronación/supinación

En la Figura 4.12, se muestra el DCL del soporte de mango de agarre, donde intervienen las reacciones calculadas anteriormente, a su vez, se suma el propio peso del componente ( $W_{s2}$ ). Todas estas fuerzas son soportadas por las 5 uniones atornilladas que se usan para la unión del componente y el servomotor.

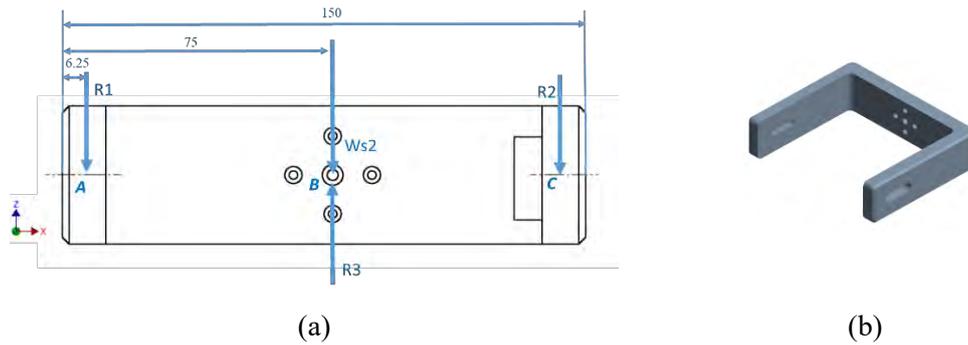


Figura 4.12 (a) DCL del soporte de mano, (b) Modelo del soporte de mano

Aplicando la Ecuación 4.16 se obtiene que el valor de la fuerza de reacción  $R_3$  es de 10.5 N, esta reacción será soportada por los 4 tornillos que unen al componente con el servomotor.

$$\sum F_z = 0 \quad (4.16)$$

En la Figura 4.13 se usa el Software Autodesk Inventor 2019, para comprobar la fiabilidad de esta unión frente a esfuerzos de corte, aplastamiento y fatiga. Debido a que la unión se compone de 5 tornillos, cada tornillo soporta una fuerza de corte de 2.1N, la quinta parte de la reacción  $R_3$ .

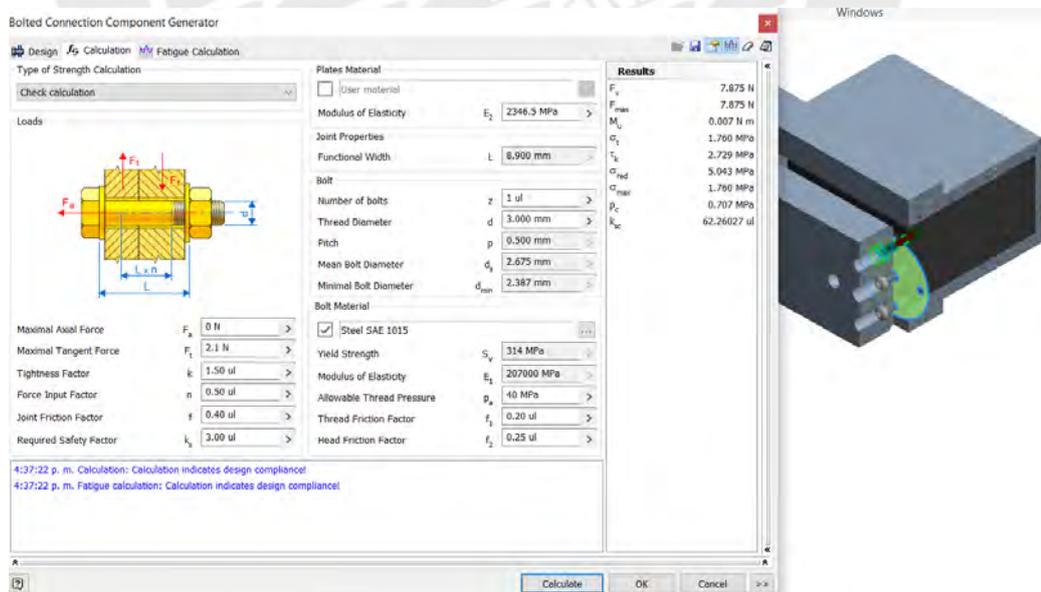


Figura 4.13 Comprobación de resistencia de tornillos en soporte de mano

c) **Soporte de flexión/extensión:** este componente se encuentra unido al soporte de mano y al soporte de flexión/extensión. En la Figura 4.14, se muestra las dos zonas

de unión entre este soporte y el soporte de flexión/extensión, por el lado izquierdo mediante un pin y por el derecho mediante tornillos con el servomotor.

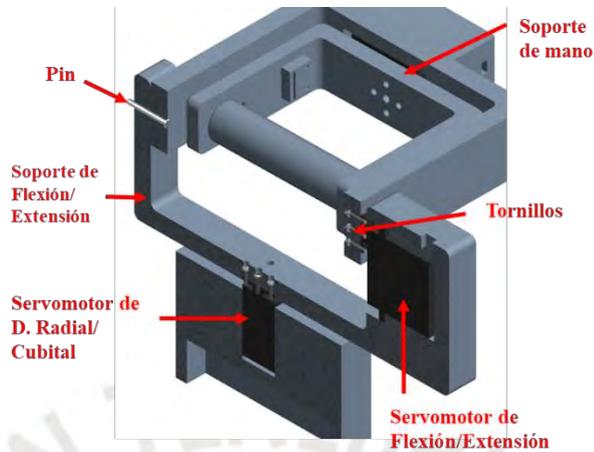


Figura 4.14 Unión entre el soporte de mano y el soporte de flexión/extensión

En la Figura 4.15 se muestra el DCL del soporte de flexión/extensión donde se observa que interviene la fuerza de reacción obtenida del soporte de mano y el peso del mismo componente, a su vez, se generan dos fuerzas de reacción en cada punto de apoyo, pin por un lado y tornillos de unión de servomotor por el otro.

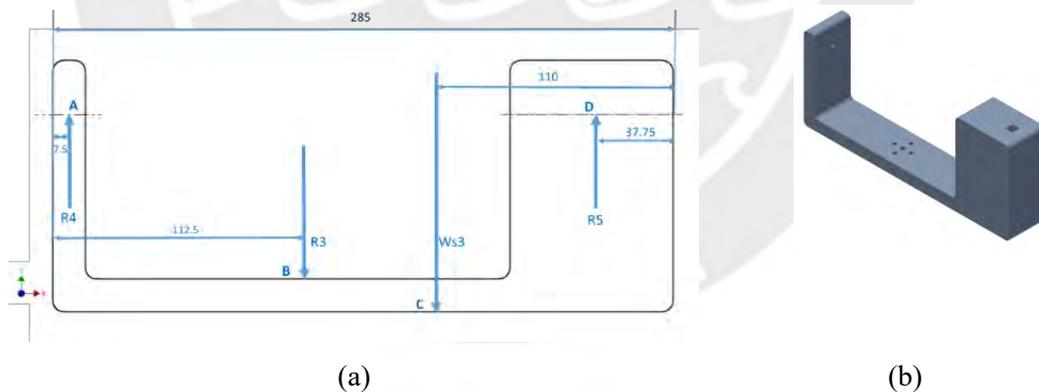


Figura 4.15 Soporte de flexión/extensión (a) DCL, (b) Vista 3D isométrico

Se obtiene las reacciones  $R_4$  y  $R_5$  mediante la Ecuación 4.16 y 4.17, siendo de valores 8.53N y 8.86N respectivamente. El valor de la reacción  $R_4$  será soportado por el pin mientras que el valor de la reacción  $R_5$  será soportado por el servomotor, a través de las uniones atornilladas.

$$\sum M_A = 0 \quad (4.17)$$

En la Figura 4.16 se comprueba mediante el Software Autodesk Inventor 2019, que las uniones atornilladas no fallan por esfuerzos de corte, aplastamiento o fatiga. Se observa que el valor de la fuerza en el sentido transversal de la unión atornillada es de 1.77N, correspondiente a la quinta parte de la reacción  $R_5$ .

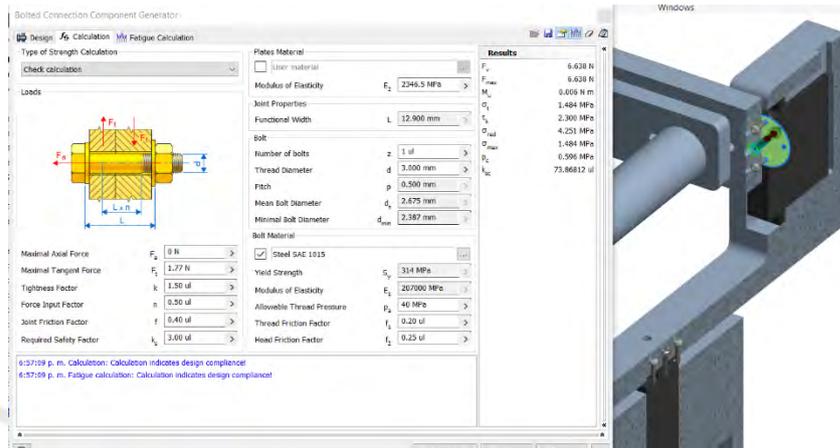


Figura 4.16 Comprobación de resistencia de los tornillos del servomotor

Se realiza la comprobación del pin a esfuerzos de corte, aplastamiento y fatiga. El pin, soporta una carga mayor que las demás uniones atornilladas que componen el dispositivo de rehabilitación. Mediante la Ecuación 4.16 se halla el valor de las reacciones  $A_y$  y  $B_y$ , ambas de 4.27N. Se presenta en la Figura 4.17 y Figura 4.18, el DCL y diagrama de fuerza cortante y momento flector del pin.

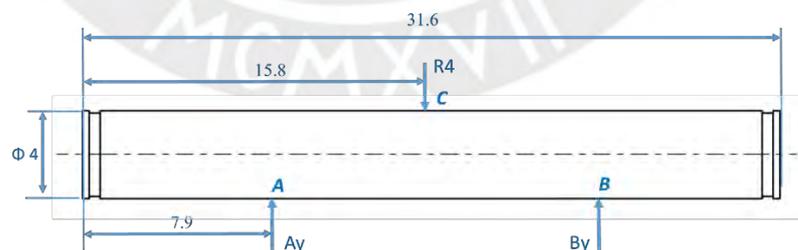


Figura 4.17 DCL del pin

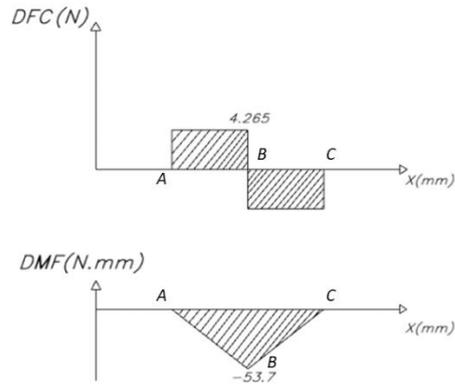


Figura 4.18 Diagrama de fuerza cortante y momento flector del pin

Debido a que el pin interviene en el movimiento de flexión y extensión, el esfuerzo normal y de flexión es de naturaleza netamente alternante por lo que el esfuerzo normal medio ( $\sigma_{nm}$ ) y el esfuerzo de flexión medio ( $\sigma_{fm}$ ) son cero. El esfuerzo cortante es pulsante, por lo que el esfuerzo cortante medio ( $\tau_m$ ) es igual a la mitad del valor del esfuerzo de corte. Luego de aplicación de las Ecuación 4.18 a la Ecuación 4.31, se obtiene un factor de seguridad de 16, donde se considera un esfuerzo de tracción ( $\sigma_B$ ) de  $745 \text{ N/mm}^2$  y un esfuerzo alternante permisible ( $\sigma_{alt}$ ) de  $372.5 \text{ N/mm}^2$ , debido al material del pin AISI 1144 carbon steel.

En el cálculo de esfuerzos de flexión y cortante aumentado se consideran los siguientes factores de fatiga:

- Factor de concentración de esfuerzos ( $\beta_k$ ): 3.5 (canal rectangular)
- Factor de rugosidad ( $C_s$ ): 0.825 (20  $\mu\text{m}$  – torneado fino)
- Factor de tamaño ( $C_t$ ): 1 ( $d = 4 \text{ mm}$ )
- Factor de temperatura ( $C_{temp}$ ): 1 ( $T = 20^\circ \text{ C}$ )
- Factor de carga ( $C_{carga}$ ): 1 (flexión y torsión)
- Factor de confiabilidad ( $C_c$ ): 1 (de 50%)

$$\tau_{corte} = \frac{R_4}{A} \quad (4.18)$$

$$\sigma_b = \frac{R_4}{A_{proyectada}} \quad (4.19)$$

$$\sigma_f = \frac{32 \cdot M_f}{4 \cdot d^3} \quad (4.20)$$

$$\sigma_{nm} = 0 \quad (4.21)$$

$$\sigma_{na} = \sigma_b \quad (4.22)$$

$$\sigma_{fm} = 0 \quad (4.23)$$

$$\sigma_{fa} = \sigma_f \quad (4.24)$$

$$\tau_m = \frac{\tau_{corte}}{2} \quad (4.25)$$

$$\tau_a = \frac{\tau_{corte}}{2} \quad (4.26)$$

$$\sigma_{fa'} = \frac{\beta_k}{C_s \cdot C_t \cdot C_{temp} \cdot C_{carga} \cdot C_c} \cdot \sigma_{fa} \quad (4.27)$$

$$\tau_{a'} = \frac{\beta_k}{C_s \cdot C_t \cdot C_{temp} \cdot C_{carga} \cdot C_c} \cdot \tau_a \quad (4.28)$$

$$\sigma_{meq} = \sqrt{(\sigma_{nm} + \sigma_{fm})^2 + 3\tau_m^2} \quad (4.29)$$

$$\sigma_{a'eq} = \sqrt{(\sigma_{na'} + \sigma_{fa'})^2 + 3\tau_{a'}^2} \quad (4.30)$$

$$\frac{1}{FS} = \frac{\sigma_{a'eq}}{\sigma_{alt}} + \frac{\sigma_{meq}}{\sigma_B} \quad (4.31)$$

Donde:

$\tau_{corte}$ : Esfuerzo de corte [N/mm<sup>2</sup>].  $A$ : Área de la sección transversal [mm<sup>2</sup>].  $\sigma_b$ : Esfuerzo de aplastamiento [N/mm<sup>2</sup>].  $A_{proyectada}$ : Área proyectada [mm<sup>2</sup>].  $\sigma_f$ : Esfuerzo de flexión [N/mm<sup>2</sup>].  $M_f$ : Momento flector [N.mm].  $d$ : Diámetro del pin [mm].  $\sigma_{nm}$ : Esfuerzo normal medio [N/mm<sup>2</sup>].  $\sigma_{na}$ : Esfuerzo normal alternante [N/mm<sup>2</sup>].  $\sigma_{fm}$ : Esfuerzo de flexión medio [N/mm<sup>2</sup>].  $\sigma_{fa}$ : Esfuerzo de flexión alternante [N/mm<sup>2</sup>].  $\tau_m$ : Esfuerzo de corte medio [N/mm<sup>2</sup>].  $\tau_a$ : Esfuerzo de corte alternante [N/mm<sup>2</sup>].  $\sigma_{fa'}$ : Esfuerzo de flexión aumentado.  $\tau_{a'}$ : Esfuerzo de corte aumentado.  $\beta_k$ : Factor de concentración de esfuerzos.  $C_s$ : Factor de rugosidad.  $C_t$ : Factor de tamaño.  $C_{temp}$ : Factor de temperatura.  $C_{carga}$ : Factor de carga.  $C_c$ : Factor de confiabilidad.  $\sigma_{meq}$ : Esfuerzo medio equivalente [N/mm<sup>2</sup>].  $\sigma_{a'eq}$ : Esfuerzo alternante aumentado equivalente [N/mm<sup>2</sup>].  $FS$ : Factor de seguridad.  $\sigma_{alt}$ : Esfuerzo alternante permisible [N/mm<sup>2</sup>].  $\sigma_B$ : esfuerzo de tracción [N/mm<sup>2</sup>].

**c) Soporte de D. Radial/Cubital:** este soporte se encuentra unido al soporte de flexión y extensión mediante tornillos al servomotor que proporciona el movimiento de d. radial/cubital. De modo que, las únicas fuerzas que intervienen en el componente son las de reacción del componente anterior, tanto  $R_4$  y  $R_5$ , así como también el peso del mismo componente. En la Figura 4.19 se muestra la conexión entre ambos soportes.

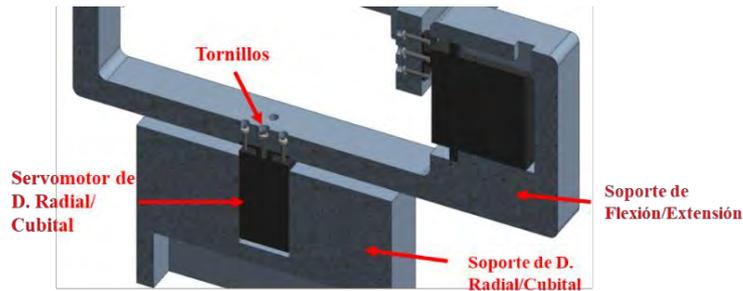


Figura 4.19 Unión entre soporte de d. radial/cubital y soporte de flexión/extensión

En la Figura 4.20 se muestra el DCL del soporte de desviación radial/cubital, cabe mencionar que este soporte se encuentra sobre una superficie de apoyo, donde se produce la normal  $R_6$ . Donde la fuerza  $W_{S4}$  representa el peso de la estructura de pronación/supinación y al servomotor que alberga.



Figura 4.20 (a) DCL soporte de d. radial/cubital, (b) Vista de soporte de D. Radial/Cubital

Se aplica la Ecuación 4.16 y se calcula el valor de la reacción  $R_6$  siendo de 25.64N. Mediante el uso del Software Autodesk Inventor 2019 (Figura 4.21) se comprueba la resistencia de las uniones frente a las cargas que soporta, una fuerza de compresión de 5.13N, correspondiente a la quinta parte del valor de la reacción  $R_6$  (esta se reparte de forma equitativa en los 5 tornillos).

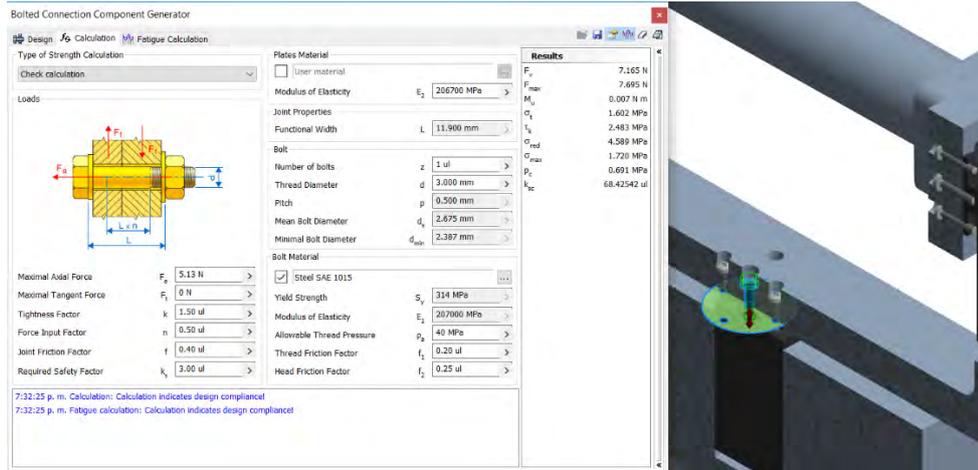


Figura 4.21 Comprobación de las uniones entre el soporte de flexión/ extensión y el de desviación radial/cubital

#### 4.1.5 Simulación de esfuerzos

Se realiza la simulación del dispositivo de rehabilitación, se halla las deformaciones y factor de seguridad del dispositivo donde se aplica la teoría de Von Mises a través del software Autodesk Inventor 2019.

Primero, se considera la base del dispositivo como apoyo fijo, condición de borde; se definen las fuerzas y momentos que actúan sobre el dispositivo: el peso del antebrazo ( $F_1$ ) con un valor de 16N, el peso de la mano ( $F_2$ ) con un valor de 7N y el momento generado por el accionamiento del servomotor ( $M_1$ ) con un valor de 3.92 Nm. El enmallado aplicado es triangular, el cual es conveniente debido a que el dispositivo no presenta curvas en su geometría. En la Figura 4.22, se presenta el esfuerzo equivalente de Von Mises para cada movimiento, donde el de flexión/ extensión obtiene un valor de 105.8 MPa, mayor frente a los otros dos movimientos. Asimismo, en la Figura 4.23 se presenta las deformaciones donde el movimiento de pronación/ supinación, presenta una deformación máxima de 0.26 mm. Finalmente, en la Figura 4.24 se presenta el factor de seguridad donde el valor más bajo le pertenece al movimiento de flexión/ extensión siendo de 1.96.

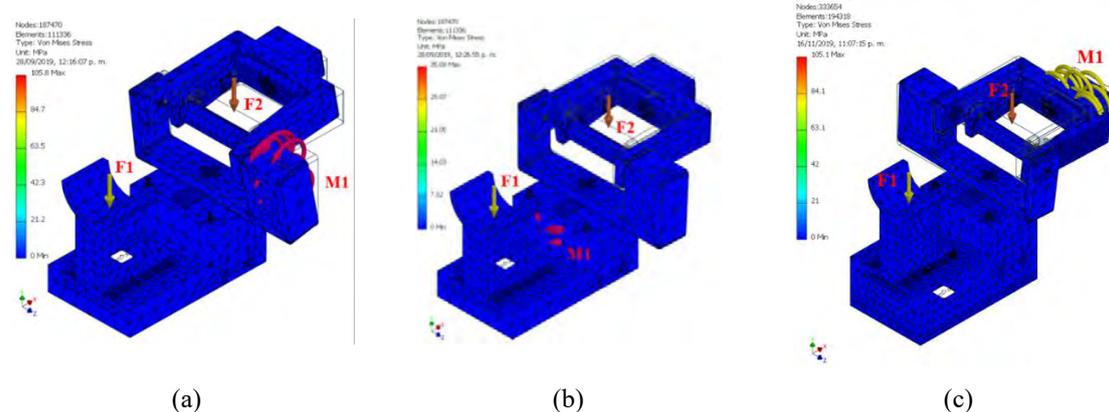


Figura 4.22 Esfuerzo equivalente de Von Mises (a) Flexión/ extensión, (b) Desviación radial/cubital, (c) Pronación/supinación

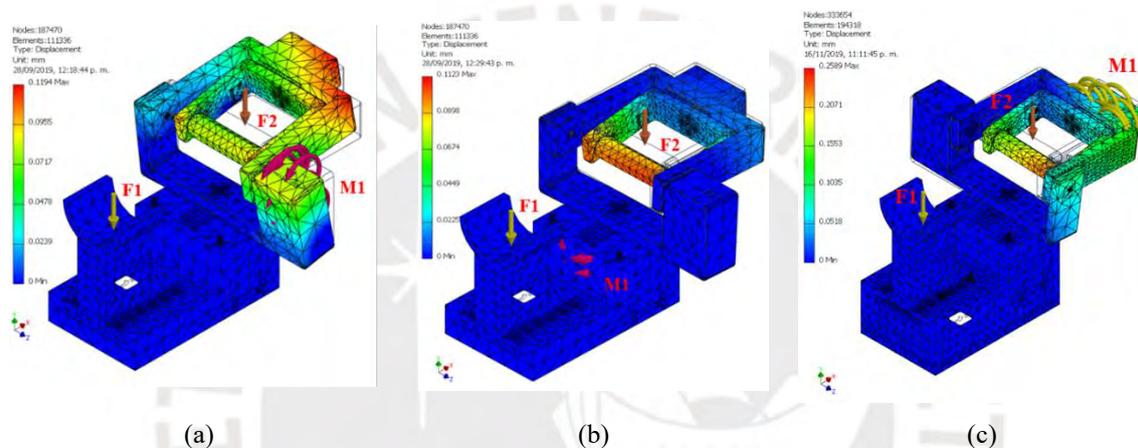


Figura 4.23 Deformaciones máximas (a) Flexión/ extensión, (b) Desviación radial/cubital, (c) pronación/supinación

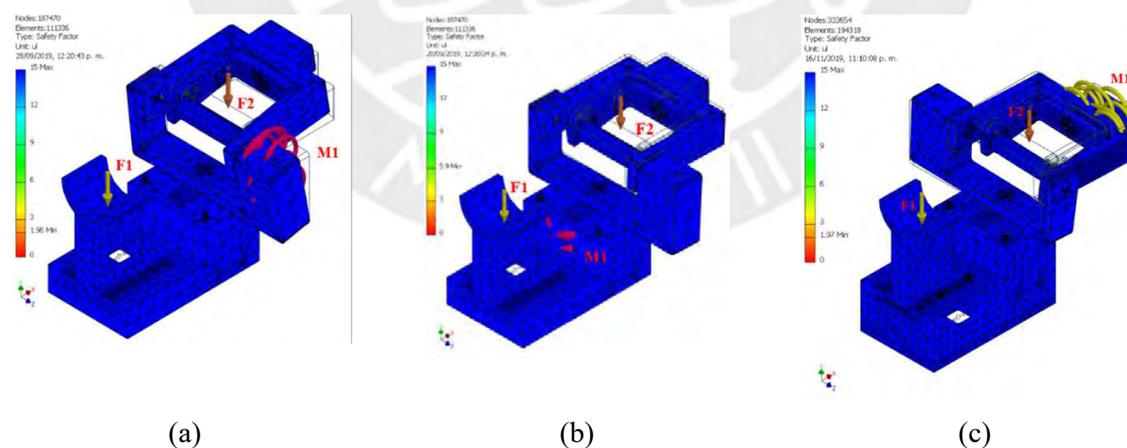


Figura 4.24 Factor de seguridad (a) Flexión/ extensión, (b) Desviación radial/cubital, (c) pronación/supinación

## 4.2 Subsistema electrónico

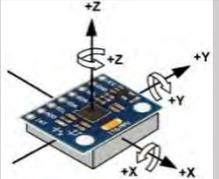
En el presente acápite se presenta la selección de los componentes electrónicos necesarios para el funcionamiento del dispositivo de rehabilitación. Para esto, se compara en cuadros las características entre los distintos modelos de tecnología actual, de los componentes electrónicos. Finalmente se presenta un diagrama de bloques que refleja la interacción entre los componentes electrónicos seleccionados

### 4.2.1 Selección de componentes

#### a) Sensor de medición de desplazamiento y velocidad angular

Debido a que se debe de tener un seguimiento sobre la posición y velocidad angular en los tres tipos de movimiento de muñeca. En la Tabla 4.11, se presenta un giroscopio y un acelerómetro los cuales se encargan de medir la posición y aceleración angular, respectivamente. Además, se presenta al sensor inercial (IMU), el cual se compone de un acelerómetro y un giroscopio, de modo que combina ambas funcionalidades y se consolida como la mejor solución a emplear para la medición de las variables descritas. Se plantea colocar este sensor en el soporte de mano del dispositivo ya que este es el que acompaña a la muñeca en los distintos movimientos que realiza.

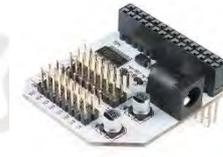
Tabla 4.11 Tabla comparativa de sensores

	IMU MPU6050	ACELEROMETRO ADXL345	GIROSCOPIO L3GD20
<b>Modelo</b>			
<b>Características</b>	<b>Valores</b>	<b>Valores</b>	<b>Valores</b>
<b>Voltaje de Alimentación</b>	5V	2V a 5V	2.4V a 5V
<b>Corriente Pico de Alimentación</b>	5mA	0.145mA	6.1mA
<b>Potencia a consumir</b>	25mW	0.725mW	30.5mA
<b>Rango del Giroscopio</b>	+/- 250,500,1000,2000 °/sec	---	+/- 250,500,2000°/sec
<b>Pines Analógicos</b>	2	2	2
<b>Rango del Acelerómetro</b>	+/- 2,4,8,16g	+/- 2,4,8,16g	--
<b>Costo</b>	S/.20.00	S/.7.00	S/.25.00

b) Selección de driver para servomotores

El dispositivo de rehabilitación usa tres servomotores, para obtener los tres grados de libertad planteados, es necesario un driver para facilitar el control de los servomotores. En la Tabla 4.12, se escoge al Micro Maestro 6-Channel US Servo, debido a que posee un voltaje de alimentación mayor y proporciona una resolución mucho menor a las otras dos opciones, lo que nos ofrece un movimiento más preciso.

Tabla 4.12 Tabla comparativa de drivers de servomotores

	<b>Micro Maestro 6-Channel USB Servo</b>	<b>PCA9685</b>	<b>Servo Expansion Board</b>
<b>Modelo</b>			
<b>Fabricante</b>	Pololu	NXP	Onion Omega
<b>Voltaje de alimentación</b>	5-16V	6.5V	6.5V
<b>Número de servomotores</b>	6	16	16
<b>Corriente máx..</b>	30mA	25mA	20mA
<b>Resolución</b>	0.25µs	4µs	4.9µs
<b>Precio</b>	s/ 66	s/ 40	s/ 48

c) Selección de bluetooth

En la Tabla 4.13, debido a que la única diferencia entre los dispositivos de bluetooth comerciales, modelo HC-05 y HC-06, se encuentra básicamente en su rol de trabajo, esclavo y maestro/esclavo respectivamente, es indiferente para esta aplicación el modelo a escoger. De modo que se escoge el módulo HC-06 por factor precio

Tabla 4.13 Tabla comparativa de módulos bluetooth

	<b>Módulo HC-05</b>	<b>Módulo HC-06</b>
<b>Modelo</b>		
<b>Rol</b>	Esclavo	Maestro/Esclavo
<b>Voltaje de operación</b>	3.3 a 6 VDC	3.3 a 5 VDC
<b>Precio</b>	S/28.00	S/25.00

d) Selección de controlador:

En la Tabla 4.14, se presenta el cuadro comparativo de controladores donde se escoge el Arduino Uno debido a que además de cumplir con los requerimientos principales, de dos pines analógicos y nueve digitales, la integración de otros componentes como un módulo bluetooth es simple a comparación de las otras dos opciones. La ventaja principal del Arduino frente a sus competidores recae en el fácil acceso a soporte en línea y flexibilidad que posee.

Tabla 4.14 Tabla comparativa de controladores

	Requisitos	Arduino Uno	TM4C123GH6PM	Stellaris LM3S6965
Modelo				
Fabricante	-	Arduino	Texas Instruments	Texas Instruments
Tipo	-	Microcontrolador	Microcontrolador	Microcontrolador
Voltaje de alimentación	-	5 VDC	3.3VDC	3.3VDC
Pines analógicos	<b>3</b>	6	2	2
Pines digitales	<b>11</b>	14	43	42
Clock	-	16MHz	80MHz	50MHz
Pines PWM	<b>3</b>	6	12	16
Precio	<b>&lt;100</b>	S/. 60	S/. 80	S/. 70

e) Selección de batería

Se realiza un cálculo de consumo energético de los componentes seleccionados. En la Tabla 4.15 se plantea el consumo de cada componente, se observa que los servomotores son los componentes que demandan mayor consumo, de este modo se plantea una tensión de batería de 7.4VDC el cual deberá ser reducido a 5V con el fin de poder alimentar el arduino, y con ello, el resto de los componentes. Por lo tanto, se realiza el cálculo de corriente necesaria que debe tener la batería en base una tensión de 7.4VDC. Mediante la conservación de potencia eléctrica (Ecuación 4.32) se obtiene un valor de corriente en batería de 4014mAh

$$P_{\text{eléctrica}} = V_{\text{componente}} \cdot I_{\text{componente}} = V_{\text{batería}} \cdot I_{\text{batería}} \quad (4.32)$$

Dónde:  $P_{eléctrica}$ : Potencia eléctrica [mW],  $V_{componente}$ : Voltaje de componente [V],  $I_{componente}$ : Corriente de componente [mA],  $V_{batería}$ : Voltaje de batería [V],  $I_{batería}$ : Corriente de batería [mA].

Así, se selecciona una batería de polímero de litio (Li-Po), esta batería se compone de celdas de 3.7V cada una, por lo que se necesita una batería de dos celdas que ofrece 7.4V (necesario para la alimentación de los servomotores) y de 5000mAh (se considera una corriente superior a la capacidad requerida debido a que los servomotores pueden presentar un pico de corriente al inicio de su funcionamiento).

Tabla 4.15 Tabla de consumo energético

Componente	Potencia de Salida		Potencia de entrada		Capacidad requerida	
	Voltaje de componente (V)	Corriente de componente (mA)	Voltaje de batería (A)	Corriente de batería necesaria (mA)	Tiempo de funcionamiento (h)	Energía requerida en batería (mAh)
Bluetooth	3.3	40	7.4	17.8	4	71.4
IMU	3.3	3.9	7.4	1.7	4	7.0
ARDUINO	5	40	7.4	27	4	108.1
Servomotores	7.4	900	7.4	900	4	3600
Servo-Driver	7.4	30	7.4	30	4	120
<b>Capacidad Requerida (mAh)</b>						<b>4014 mAh</b>

En la Tabla 4.16, se presenta las características principales de la batería de LiPo seleccionada.

Tabla 4.16 Características de batería

Modelo	Batería LiPo 5000mAh 2s 7.4VDC 30C	
		
<b>Fabricante</b>	ZIPPY	
<b>Tensión</b>	7.4V	
<b>Capacidad</b>	5000 mAh	
<b>Nro. de celdas</b>	2	
<b>Dimensiones</b>	137x46x25 mm	
<b>Peso</b>	314g	
<b>Precio</b>	S/184.00	

Esta batería alimentará a los servomotores, y para la alimentación del controlador y los demás componentes, se selecciona un convertidor de voltaje DC-DC Step-Down para llevar la tensión de 7.4V a 5V. En la Figura 4.25, se presenta al convertidor de

voltaje LM2596, el cual nos ofrece en su salida una tensión de 5V con una corriente máxima de 2A (puede entregar hasta 3.5A con la ayuda de un disipador de calor).



Figura 4.25 Convertidor de voltaje Step-Down LM2596

La carga de una batería de polímero de litio es un aspecto a tener en cuenta debido a los inconvenientes que puede causar en caso se realice la carga de forma incorrecta o sin considerar algunos aspectos importantes. Uno de los factores más importantes a considerar es que la corriente de carga no debe de superar el 37% de la capacidad de la batería, para este caso considerando una capacidad de 5000mAh, la corriente de carga no deberá superar los 1850 mA. Asimismo, otro factor importante es no sobrecargar la batería llevándolo a una tensión mayor a la nominal (8.4V), así como también no usar la batería cuando esta haya alcanzado un nivel de tensión menor al nominal (6.6V). Es así, que se selecciona un cargador especial para baterías de polímero de litio, este realiza una carga balanceada y deja de suministrar energía cuando las celdas llegan a su carga total. En la Tabla 4.17 se presentan las características principales del cargador de batería Li-Po.

Tabla 4.17 Cargador de batería Li-Po

<b>Li-Po Battery Charger IMAX B3</b>	
<b>Modelo</b>	
<b>Corriente máxima por celda</b>	800mA
<b>Capacidad de celdas</b>	2s y 3s
<b>Display</b>	Led rojo y verde (indicador de nivel de batería)
<b>Precio</b>	S/.50.00

Es importante que la tensión de la batería no se encuentre por debajo del límite inferior, para esto, se plantea el uso de un indicador visual y sonoro de nivel de batería (Figura

4.26) este componente se conecta con la batería con el fin de tener un monitoreo constante del estado de la misma mediante un display, a su vez posee un buzzer que se activa cada vez que el nivel de batería se encuentre por debajo del límite inferior establecido (posee un botón para establecer el límite inferior de carga de cada celda).



Figura 4.26 Inspector de nivel de batería LiPo

#### 4.2.2 Diagrama de arquitectura de hardware electrónico

En la Figura 4.28 se muestra el diagrama de arquitectura de hardware electrónico de los componentes, donde se observa que existen dos líneas de alimentación, una de 7.4VDC y otra de 5VDC. A su vez, se muestra las líneas de información donde el controlador recibe información del sensor inercial (IMU), interruptor y pulsador de emergencia. Además, el controlador envía y recibe información a la interfaz de usuario (aplicativo móvil) a través del módulo bluetooth. Por último, el controlador envía señales de control a los servomotores a través del driver de servomotor. Ambas líneas de información, bluetooth y driver del servomotor, son de comunicación serial TTL.

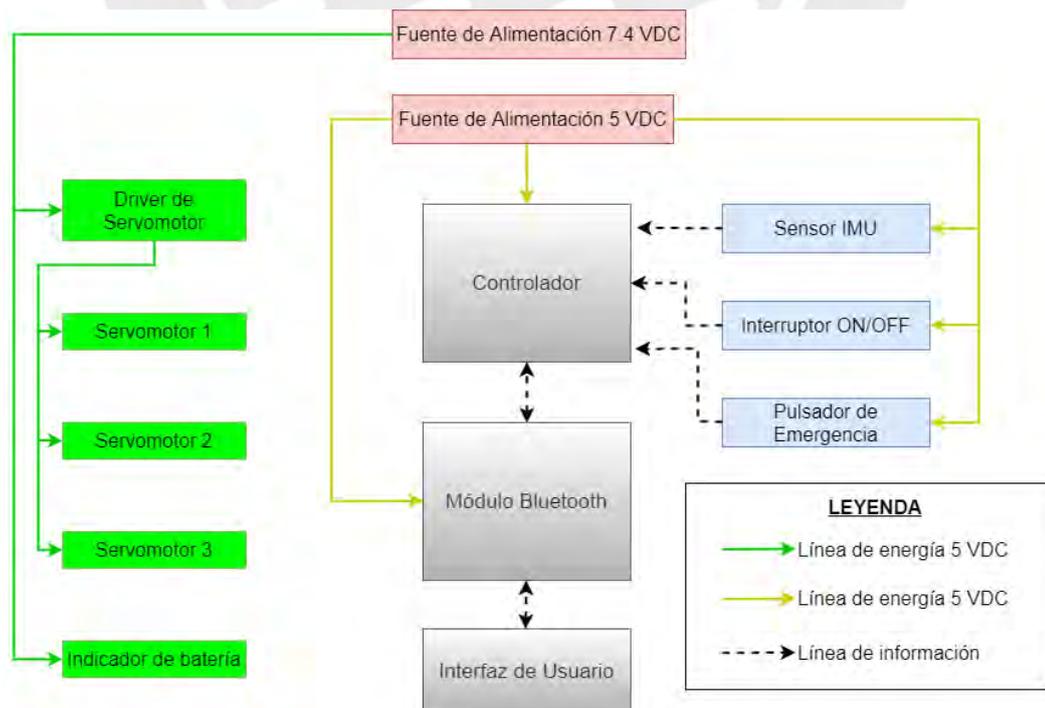


Figura 4.27 Diagrama de arquitectura de hardware electrónico

Asimismo, en la Figura 4.28 se presenta el diagrama de conexiones del dispositivo, como referencia en caso de implementación, donde el sistema es alimentado por una batería de LiPo de 7.4VDC, esta se cargará a través de un adaptador a partir de una toma de corriente de 220VAC. El voltaje de la batería será transformado a 5VDC con la ayuda de un convertidor Step-Down con el fin de alimentar al Arduino y sus periféricos. Finalmente, los servomotores se alimentarán directamente de la batería y serán controlados a través de un driver que recibirá la señal de control del Arduino.

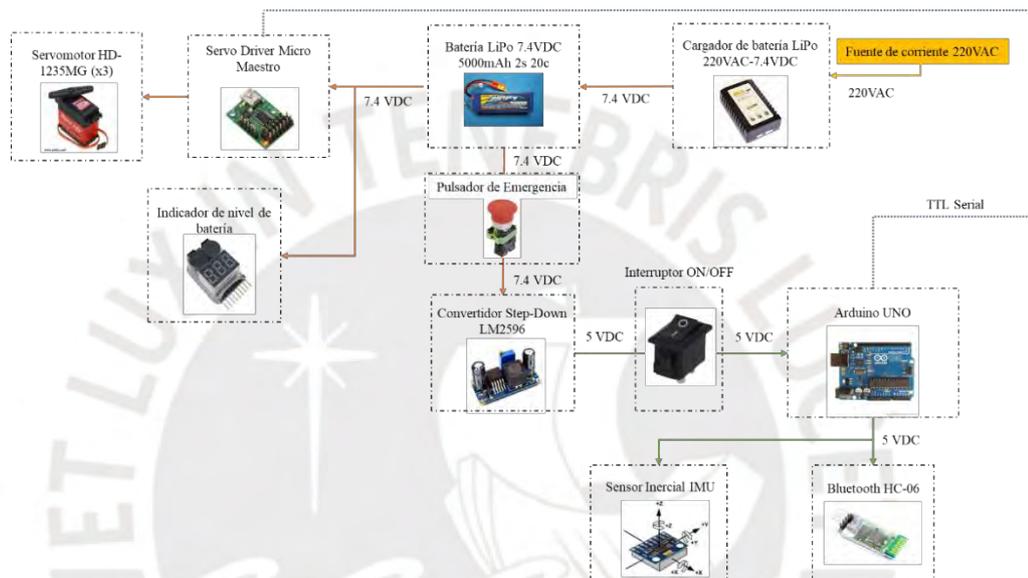


Figura 4.28 Diagrama de conexiones

### 4.3 Interfaz de Usuario

La función principal del dispositivo es asistir al paciente en realizar movimientos de muñeca bajo parámetros como: número de repeticiones, tipo de movimiento (flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación), velocidad y rango de movimiento. Así, el dispositivo cuenta con una unidad de control que permite energizar al dispositivo y con ello inicia la ejecución de la lógica de funcionamiento general. Los parámetros de funcionamiento son introducidos a través de una interfaz de usuario; para esto, la interfaz consiste en un aplicativo móvil, por lo que previamente es necesario la instalación del aplicativo y el emparejamiento vía bluetooth con el dispositivo. El dispositivo tendrá en la unidad de control un código QR que permitirá la instalación del aplicativo móvil, además, cada vez que se energice el módulo bluetooth estará en búsqueda de un dispositivo con el cual emparejarse.

En la Figura 4.29 se muestra la pantalla principal de la interfaz de usuario, donde se puede observar que existe un botón que direcciona a una lista con los dispositivos bluetooth con los que se puede conectar. Luego de la conexión, se muestra en la Figura 4.30 la pantalla de menú principal donde se pueden establecer los parámetros del movimiento de muñeca a realizar. Primero, se debe de escoger el tipo de movimiento deseado a realizar entre las opciones se tiene: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación. Se introduce el rango de movimiento deseado para el ejercicio; este se encontrará limitado según el tipo de movimiento seleccionado. Por último, se deberá seleccionar la velocidad de movimiento (en la Tabla 4.18 se tiene tres tipos de velocidad disponible, que dependerá del rango de movimiento introducido), y el número de repeticiones a realizar. Para dar inicio al ejercicio, se deberá de presionar el botón “Comenzar”, de la pantalla del aplicativo.

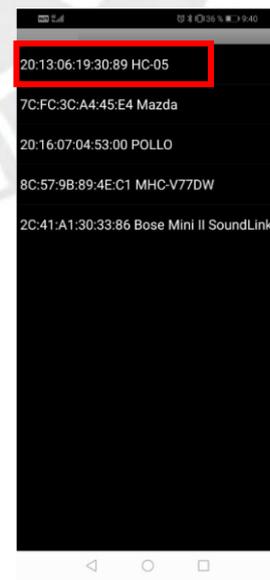
Por ejemplo: si se selecciona el movimiento de pronación/extensión, la casilla de “Rango1” le corresponde al movimiento de pronación y la casilla “Rango2” a supinación, asimismo, la velocidad de movimiento se calcula a partir de estos valores.

Tabla 4.18 Velocidad de movimiento

Velocidad(°/s)	Lento(1)	Normal(2)	Rápido(3)
		$(\text{Rango1}+\text{Rango2})/4$	$(\text{Rango1}+\text{Rango2})/3$



(a)



(b)

Figura 4.29 (a) Pantalla de conexión, (b) Dispositivos bluetooth disponibles

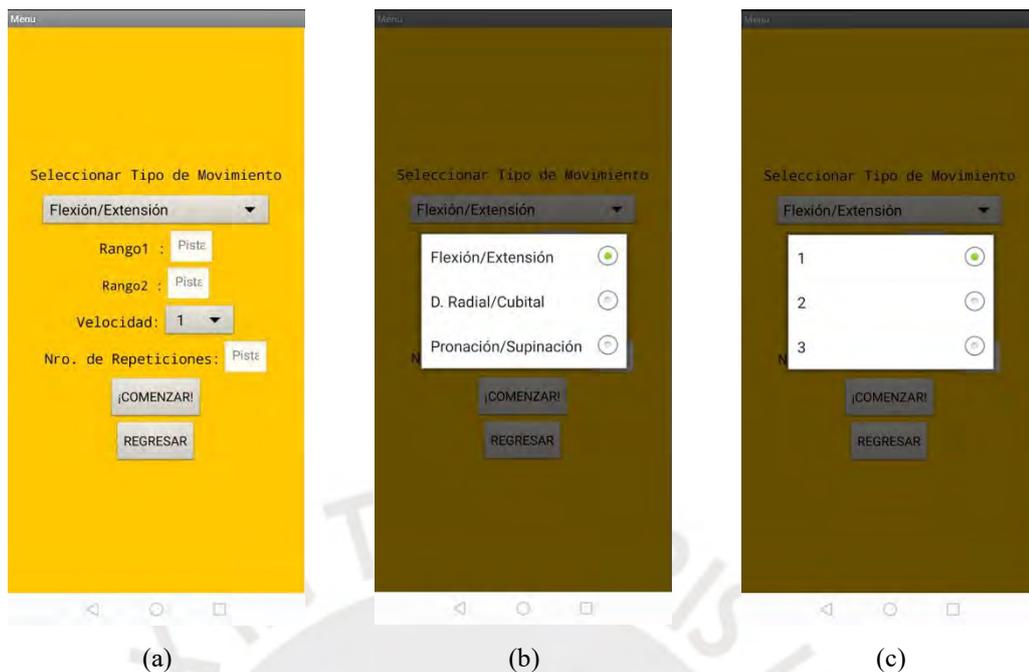


Figura 4.30 (a) Pantalla de menú principal, (b) Selección de tipo de ejercicio, (c) Selección de velocidad de movimiento

#### 4.4 Subsistema de Control

Se presenta la descripción del subsistema de control del dispositivo de rehabilitación. Primero se describe la lógica de funcionamiento general, luego se muestra la lógica de control del dispositivo y los diagramas de flujos correspondientes al funcionamiento general del dispositivo como también a los movimientos de flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación.

Finalmente, luego de haberse completado con el número total de repeticiones, se desbloquearán los parámetros modificados para poder introducir nuevos parámetros de movimiento. A su vez, en la Figura 4.31 se presenta la unidad de control que posee un interruptor ON/OFF y un botón de apagado de emergencia.

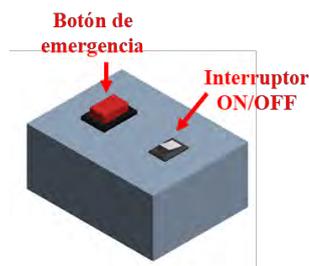


Figura 4.31 Unidad de control

#### 4.4.1 Lógica de control de velocidad del dispositivo

La lógica de control del dispositivo se basa en el control de los servomotores para alcanzar un valor de referencia dado. En la Figura 4.32 se muestra el lazo de control interno que posee un servomotor. Se muestra que el valor de referencia dado por señal PWM es comparado con la medición del potenciómetro y la diferencia es procesada en el circuito electrónico que luego envía la señal de control al motor DC.

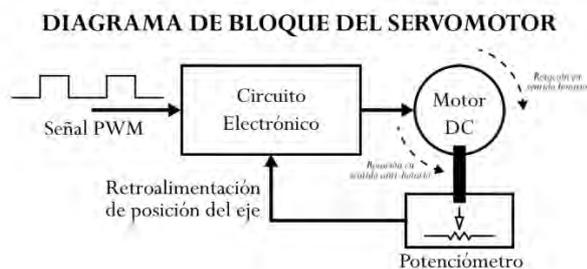


Figura 4.32 Lógica de control del servomotor<sup>23</sup>

A pesar que el servomotor posee un lazo de control propio, se plantea usar un lazo de control redundante; es decir, un lazo de control externo con el fin de alcanzar el rango de movimiento deseado. Asimismo, este lazo de control solo actuará en caso que el lazo de control propio del servomotor falle, de este modo, se compara el valor de referencia (establecido por el usuario) con el obtenido por el sensor inercial, y en caso el valor difiera en más de  $\pm 2^\circ$  actuará el lazo de control redundante, que actualizará la variable de control aumentándola o disminuyéndola en  $2^\circ$ , según se requiera. En la Figura 4.33 se presenta el diagrama de bloques de la estrategia de control redundante y se observa que este lazo engloba al servomotor; esto sirve como lazo de control de respaldo en caso falle el lazo de control del servomotor y nos ofrece una mayor confiabilidad para alcanzar el rango de movimiento deseado.

<sup>23</sup> Fuente: <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/> (Fecha:22/09/19)

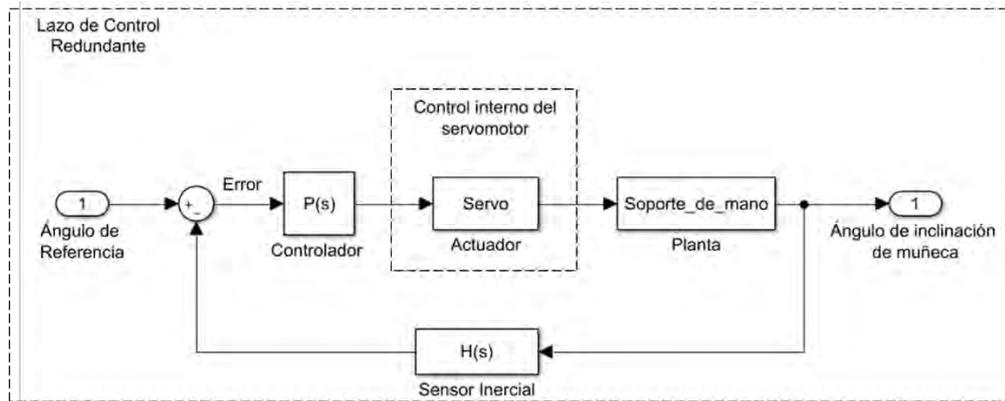


Figura 4.33 Diagrama de bloques de la estrategia de control redundante

Debido a que los actuadores que componen el dispositivo son servomotores, la lógica de control del dispositivo se aplica para los tipos de movimiento que realiza el dispositivo: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación.

Es importante mencionar que los servomotores tienen un rango de movimiento de  $180^\circ \pm 10^\circ$ , y se reparten en cada sentido  $90^\circ \pm 5^\circ$ , estos rangos coinciden con el rango máximo de desplazamiento angular de muñeca para los movimientos de flexión/extensión y pronación/supinación, por lo que en esos movimientos no es necesario la consideración de toques de seguridad. Sin embargo, para el movimiento de desviación radial/cubital se precisa el uso de toques que limiten el rango de movimiento del dispositivo entre  $\pm 45^\circ$  en ambos sentidos. A su vez, estas consideraciones servirán para establecer, mediante programación, los límites permitidos a la hora de establecer el rango de movimiento deseado, de modo que, en caso se introduzca un valor inválido se mostrará un texto de aviso que indique que se debe corregir este valor. Asimismo, el número de repeticiones a introducirse estará limitado bajo un máximo de 20 repeticiones y un mínimo de 1 repetición.

#### 4.4.2 Diagrama de Flujo Global

En la Figura 4.34, se muestra la lógica del control del dispositivo que gobierna nuestro sistema.

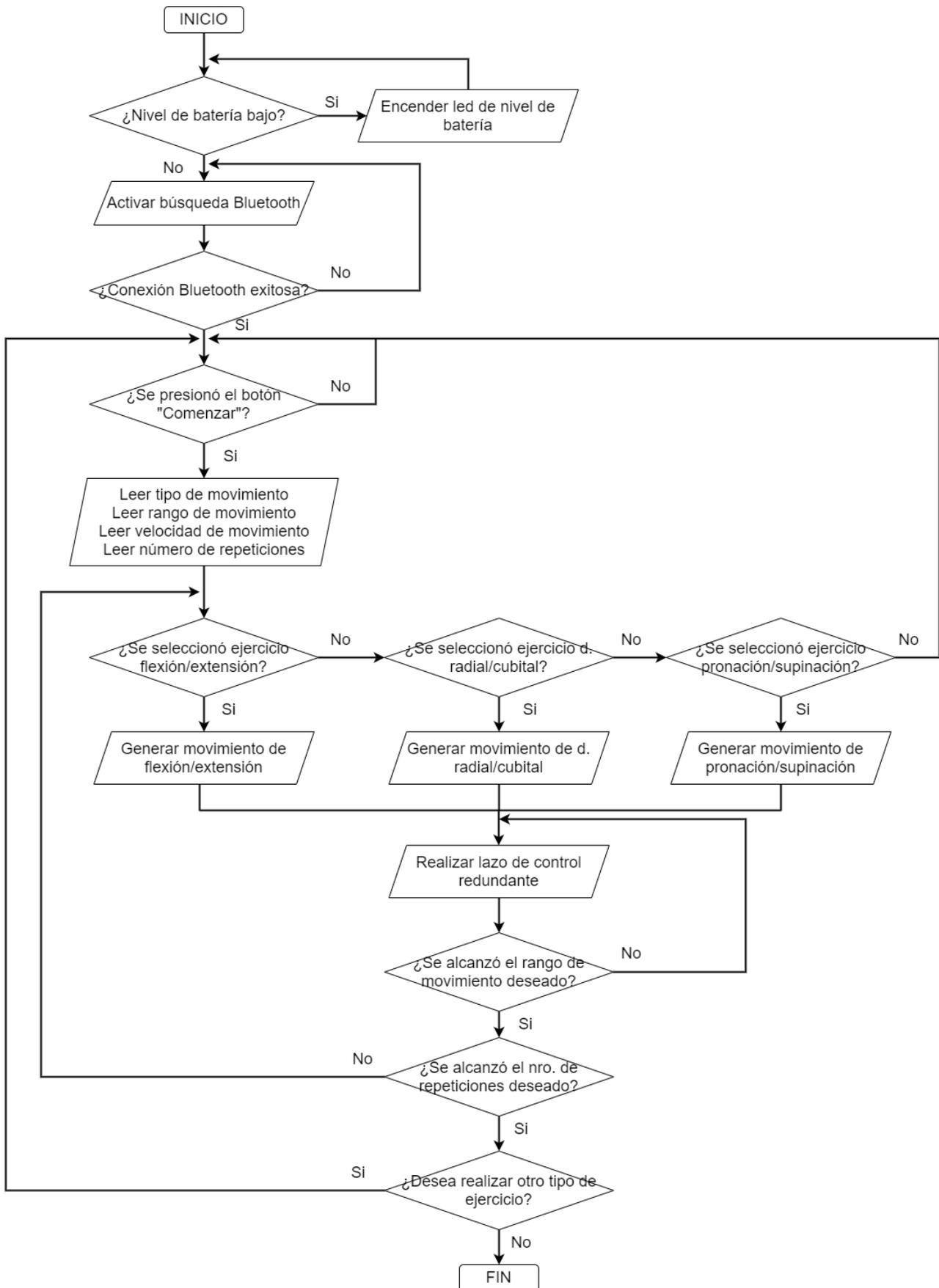


Figura 4.34 Diagrama de Flujo Global

#### **4.5 Diagrama de Operaciones**

En la Figura 4.35 se muestra diagrama de operaciones que resume los pasos a seguir por el usuario para el correcto uso del dispositivo. La interacción entre el dispositivo de rehabilitación y el usuario es mediante un aplicativo móvil el cual deberá ser instalado previamente en el dispositivo móvil del usuario (a través de un código QR).

El dispositivo de rehabilitación portátil se transporta en un maletín, de dimensiones 25x40x30 cm. Como primer paso se coloca el dispositivo sobre una superficie que ofrezca zonas planas de apoyo. Luego, se ubica el antebrazo del paciente sobre el soporte de antebrazo del dispositivo y se asegura con los cinturones de velcro. Después, mediante el interruptor de On/Off se enciende el dispositivo quedando habilitado para enlazarlo vía bluetooth con un dispositivo móvil, esto se realizará a partir de la aplicación móvil. Una vez completado el enlace de conexión, el usuario registra los parámetros del ejercicio que desee realizar como tipo de movimiento, rango de movimiento, velocidad de movimiento y número de repeticiones. Luego de ello, se presiona el botón de comenzar ejercicio en el dispositivo móvil, de modo que el dispositivo de rehabilitación accionará los servomotores, dependiendo del movimiento indicado a realizar, además verificará que se cumpla con el rango y velocidad deseado junto con las repeticiones indicadas al inicio. La interfaz de usuario indicará cuando se cumplan con las repeticiones del ejercicio deseado y, en caso, el paciente desee realizar otro tipo de movimiento le permitirá digitar el cambio de los parámetros de ejercicio deseado.

En caso de que el usuario quiera parar, debe desvincularse del dispositivo móvil con el rehabilitador a través del dispositivo móvil, luego se apaga el equipo mediante el interruptor On/Off. Por último, luego de apagar el equipo se desasegura al paciente retirando su brazo del soporte, se dispone a guardar el equipo en el maletín. En caso que se presente alguna falla en el dispositivo el procedimiento a seguir será presionar el botón de parada de emergencia y apagar el equipo, luego se deberá de desasegurar el antebrazo del paciente del dispositivo y contactar con ayuda de servicio técnico para encontrar y solucionar la falla.

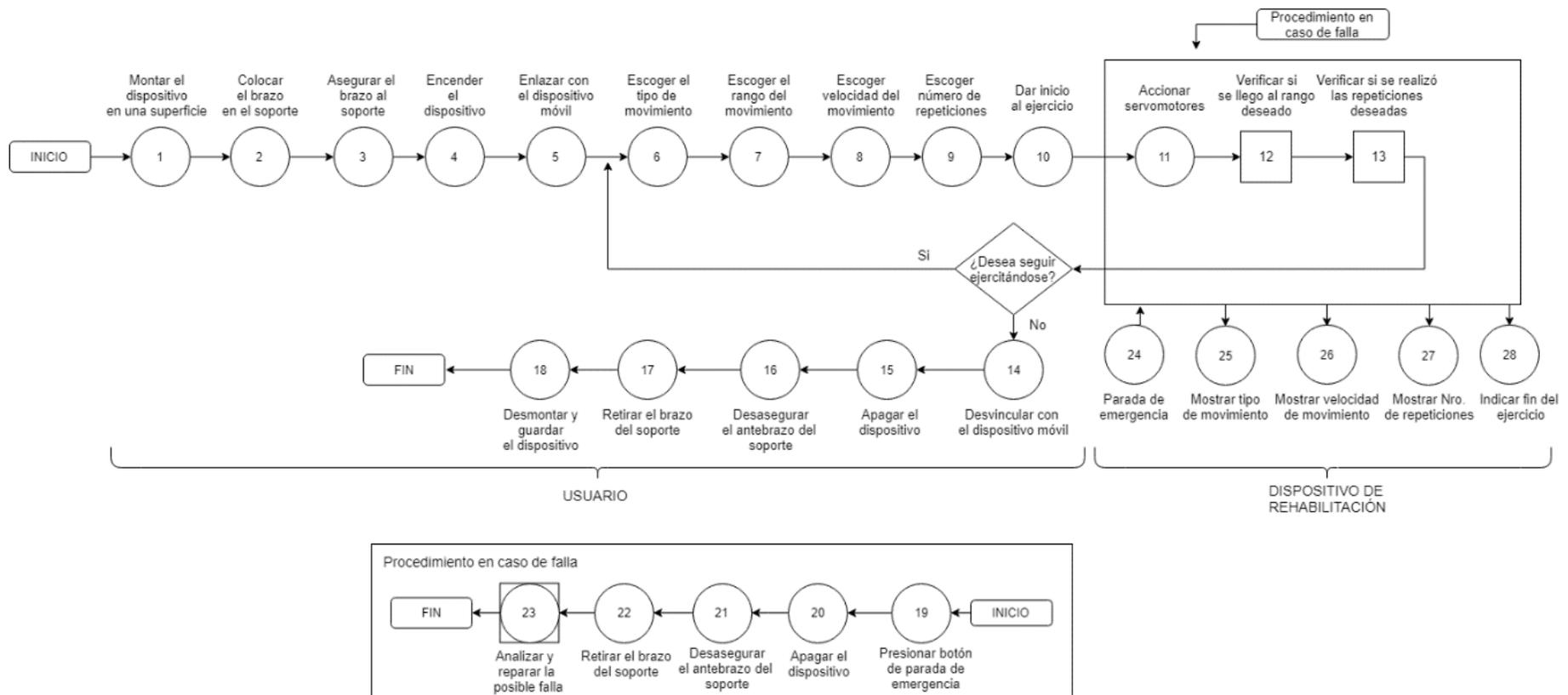


Figura 4.35 Diagrama de Operación

#### 4.6 Integración global del dispositivo

En la Figura 4.36, se muestra la integración global del dispositivo de rehabilitación de muñeca, a partir de los componentes mecánicos como también de componentes electrónicos y de control. Asimismo, en la Figura 4.37 se presentan la vista de planta y frontal del dispositivo, cabe mencionar que el soporte de desviación radial/cubital se muestra en transparencia para una mejor visualización de los componentes electrónicos internos.

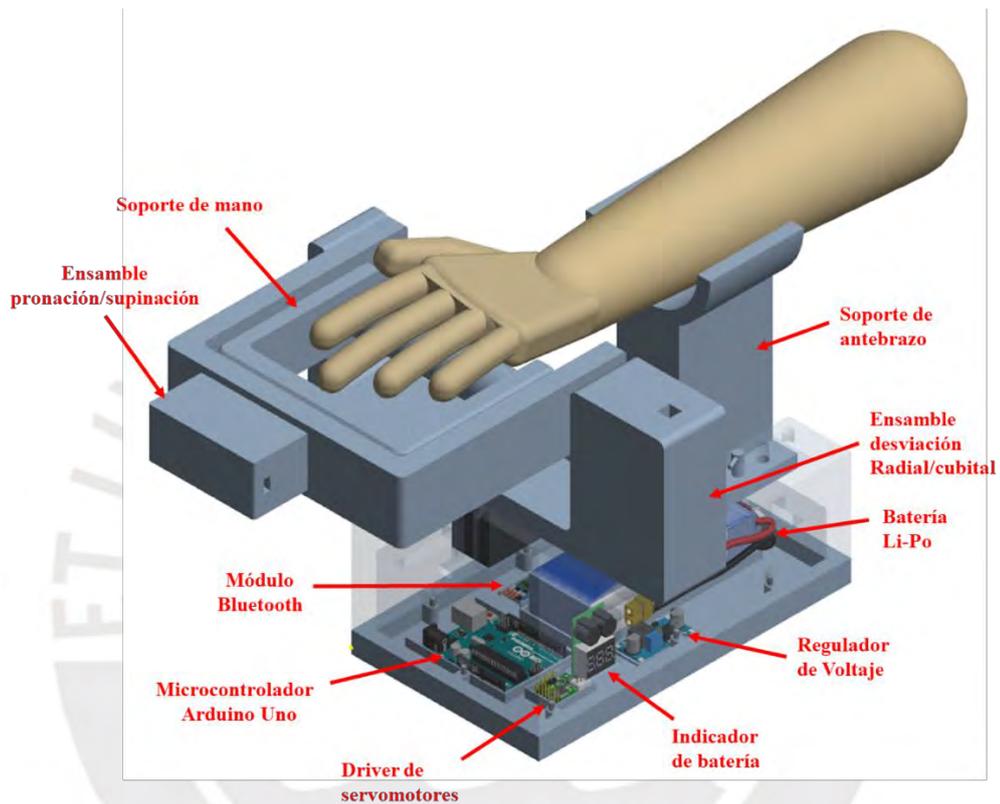


Figura 4.36 Integración global del dispositivo de rehabilitación

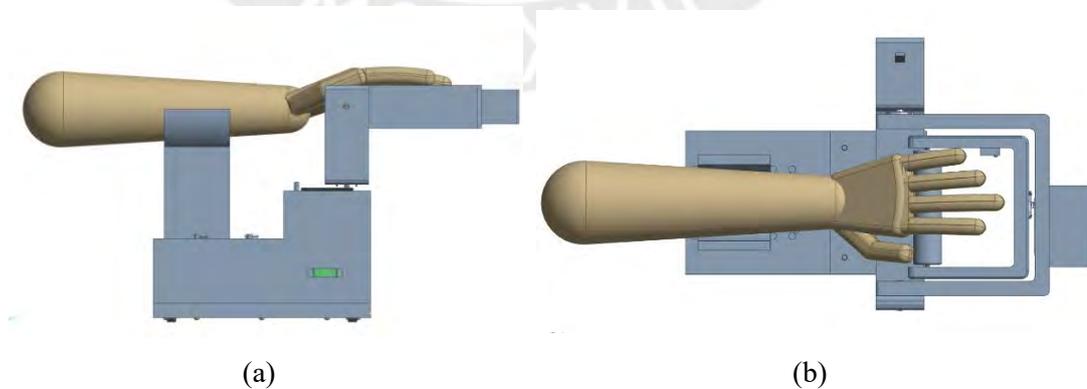


Figura 4.37 (a) Vista frontal del dispositivo de rehabilitación, (b) Vista de planta del dispositivo de rehabilitación

## CAPÍTULO 5

### DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En el presente capítulo, se presentan los planos de ensamble y despiece correspondientes al dispositivo de rehabilitación de muñeca. Finalmente, se presenta la estimación de costos referentes al diseño y programación del dispositivo, la fabricación de piezas mediante impresión 3D y adquisición de los componentes.

#### 5.1 Planos del dispositivo

En el presente acápite, se muestra en la Tabla 5.1 la relación de planos de ensamble y despiece referentes a las dimensiones geométricas de los componentes mecánicos que conforman el dispositivo de rehabilitación. Asimismo, los planos de ensamble sirven de guía para la implementación del dispositivo ya se enumera el armado del dispositivo de rehabilitación de muñeca.

El código de identificación de cada plano se compone de tres elementos: el primero hace referencia al número de plano, el segundo al tamaño de hoja y el último hace referencia al tipo de plano ya sea de ensamble (E) o despiece (D), junto con una subenumeración respecto al tipo de plano. Por ejemplo: el plano N°1 con código de identificación: 01-A1-E1, indica que es el plano 1 con tamaño de hoja A1 y representa el primer plano de ensamble.

Tabla 5.1 Lista de planos de despiece y ensamble

Número	Nombre	Código de identificación
1	Dispositivo de rehabilitación de muñeca	01-A1-E1
2	Base	02-A0-E2
3	Ensamble de flexión/extensión	03-A3-E3
4	Ensamble de pronación/supinación	04-A3-E4
5	Soporte de mano	05-A2-E5
6	Unidad de control	06-A3-E6
7	Tapa de soporte de desviación radial/cubital	07-A2-D1
8	Soporte de desviación radial/cubital	08-A0-D2
9	Soporte de antebrazo	09-A3-D3
10	Soporte de flexión/extensión	10-A3-D4
11	Soporte de pronación/supinación	11-A3-D5
12	Soporte de mango de agarre	12-A2-D6
13	Mango de agarre	13-A3-D7
14	Carcasa de unidad de control	14-A3-D8
15	Tapa de unidad de control	15-A3-D9

Asimismo, en el Anexo B se presentan la lista de planos presentada en la Tabla 5.1, así como el plano electrónico correspondiente a las conexiones necesarias entre los componentes para el funcionamiento del dispositivo de rehabilitación.

## 5.2 Estimación de costos

La estimación de costos del desarrollo integral del dispositivo de rehabilitación comprende el costo de diseño y programación, costo de fabricación y costo de adquisición de componentes.

### a) Costo de diseño y programación

El costo de diseño y programación será calculado a partir de la remuneración mínima vital establecida por ley de S/.930 soles mensuales en base a un horario de 30 horas semanales y considerando que un mes se conforma de 4 semanas, así se puede hallar que el costo por hora de trabajo es de S/.7.75 soles. Debido a su dificultad, se considera 4 meses como tiempo necesario para el desarrollo del diseño y programación del dispositivo. En la Tabla 5.2 se muestra el cálculo del costo referente al diseño y programación del dispositivo de rehabilitación.

Tabla 5.2 Costo de diseño y programación

Concepto	Duración (horas)	Costo hora/hombre (S/.)	Costo Total (S/.)
Diseño y programación del dispositivo de rehabilitación	480	S/7.75	S/3,720.00
<b>Total</b>			<b>S/3,720.00</b>

### b) Costo de fabricación

La fabricación de componentes será mediante impresión 3D. Se presenta en el Anexo B la cotización referente a la manufactura de los componentes del dispositivo realizada por VEO PUCP, asimismo, en la Tabla 5.3 se presenta el costo de impresión 3D referente al subsistema mecánico del dispositivo.

Tabla 5.3 Costo de fabricación

Descripción	Subtotal (S/.)
Soporte de flexión/extensión	S/714.50
Soporte de desviación radial/cubital	
Soporte de pronación/supinación	
Tapa de Base	S/429.30
Soporte de antebrazo	
Soporte de mango de agarre	
Unidad de control	S/71.50
Mango de agarre	
Tapa de control	
<b>Costo incluido IGV(18%)</b>	<b>S/1,434.00</b>

### c) Costo de adquisición de componentes

Se presenta en la Tabla 5.4 el costo de adquisición de componentes referentes al subsistema electrónico, del mismo modo en la Tabla 5.5 se presenta el costo de adquisición de componentes referentes al subsistema mecánico. Cabe mencionar, que en el costo de adquisición de algunos componentes se considera un factor de importación del 50% sobre el precio original de los mismos, asimismo, se considera como tasa de cambio del dólar americano en S/3.35 soles.

Tabla 5.4 Costo de adquisición de componentes electrónicos

Componentes electrónicos	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
IMU MPU6050	1	S/18.00	S/.18.00
Batería LiPo	1	S/210.00	S/.210.00
Cargador de Batería	1	S/35.00	S/.35.00
Regulador Step-Down	1	S/12.00	S/.12.00
Bluetooth	1	S/25.00	S/.25.00
Arduino UNO	1	S/40.00	S/.40.00
Switchs	2	S/10.00	S/.20.00
Micro-Maestro control	1	S/10.00	S/.10.00
Indicador de batería	1	S/15.00	S/.15.00
Servomotores HD1235MG	3	S/.200.83	S/.602.49
Cables de Servo 6" F-F	3	S/13.19	S/.39.57
<b>Total (Incluye IGV)</b>			<b>S/.1,027.06</b>

Tabla 5.5 Costo de adquisición de componentes mecánicos

Componentes mecánicos	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
Tornillo Ranurado DIN920 M4x12	16	S/.0.87	S/.13.84
Jebe soporte	4	S/.3.00	S/.12.00
Tornillo de Cabeza Cilíndrica DIN7985 M2.5x8	4	S/.0.45	S/.1.80
Anillo de retención ANSI B 3Ami-4	2	S/.0.65	S/.1.30
Tornillo de Cabeza Cilíndrica DIN7985 M2.5x12	8	S/.0.55	S/.4.40
Tornillo de Cabeza Cilíndrica DIN7985 M3x12	2	S/.0.65	S/.1.30
Acople de servomotor x5	1	S/.40.20	S/.40.20
PIN Ranurado	1	S/.25.00	S/.25.00
<b>Total (Incluye IGV)</b>			<b>S/.99.84</b>

En resumen, en la Tabla 5.6 se muestra el costo total del proyecto como la suma de los costos presentados anteriormente.

Tabla 5.6 Costo total del dispositivo

Descripción	Costo en soles (S/.)
Costo de diseño y programación	S/3,720.00
Costo de componentes	S/1,140.30
Costo de fabricación	S/1,434.00
<b>Costo Total</b>	<b>S/6,294.30</b>

Así, el costo total correspondiente al diseño e implementación del dispositivo portátil de rehabilitación de muñeca en tres grados de libertad es de S/.6,294.30 soles, este monto es referencial ya que el costo de los componentes mecánicos y electrónicos varía según el proveedor de componentes.

## CONCLUSIONES

- El diseño del dispositivo de rehabilitación permite movimientos asistidos de muñeca respecto a cada uno de sus 3 GDL, asimismo, fue realizado considerando las medidas antropométricas de la mujer peruana, posee una interfaz de usuario mediante un aplicativo móvil y tiene como material de fabricación principal al PLA, por lo que representa una solución enfocada en una problemática actual peruana.
- En el estudio sobre la problemática, se concluye que el sexo femenino posee mayor predisposición e incidencia en sufrir el síndrome del túnel carpiano; esto debido a que realizan una mayor cantidad de tareas que implican el movimiento repetitivo de la muñeca. Asimismo, se identifica que las medidas antropométricas de la mujer peruana se encuentran dentro del percentil 50 de la norma DIN33402.
- Según los cálculos realizados, mediante la simulación por el método de elementos finitos, el dispositivo de rehabilitación posee un factor de seguridad de 1.96, lo que garantiza su fiabilidad estructural. Asimismo, los servomotores seleccionados poseen un factor de seguridad de 1.98 frente al torque promedio de muñeca ejercido por una persona.
- El costo total del dispositivo es de S/. 6,294.30 soles. Sin embargo, este engloba el costo de diseño y programación de modo que, si se desea realizar una producción en volumen del dispositivo, los costos por concepto de diseño y programación representarían un costo único. Es así que para la producción en volumen del dispositivo solo se consideraría el costo de producción del dispositivo que asciende a S/. 2,574.30 soles, menor al costo planteado en la lista de requerimientos.

## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- El costo de fabricación puede ser disminuido modificando la configuración de impresión, como por ejemplo el porcentaje de relleno, para un menor uso de material. Asimismo, se puede disminuir los costos de adquisición de componentes a través del cambio de proveedores, así como también se puede lograr una reducción en costos de producción en volumen si se aplica el concepto de economía de escala.
- En el subsistema de control, se puede aplicar una estrategia de control de posición angular más robusta, implementando un controlador PID o a través de otros algoritmos de control. Asimismo, se puede realizar la simulación de este control mediante el software Matlab a fin de comprobar si los resultados son los deseados.
- La selección de la batería del dispositivo fue realizada bajo el requerimiento de poseer 4 horas de funcionamiento continuo. Sin embargo, las sesiones de rehabilitación duran de 20 a 30 minutos, por lo que el tiempo de autonomía del dispositivo se encuentra relacionado a la frecuencia del uso que tenga.
- El torque requerido por el servomotor para realizar los movimientos de muñeca, fue hallado mediante cálculos de torque y cinemática. Sin embargo, se pueden obtener valores de torque más precisos a través de la simulación cinemática del dispositivo mediante el software como Autodesk Inventor 2019.
- Debido a las dimensiones del dispositivo de rehabilitación, es necesario el diseño de un maletín donde pueda transportarse sin sufrir daños.
- Se considera que la elaboración de un manual/video instructivo, en una continuación de este trabajo, sobre el uso del dispositivo de rehabilitación sería de utilidad a fin de poder ayudar al usuario en el manejo del dispositivo.

## BIBLIOGRAFÍA

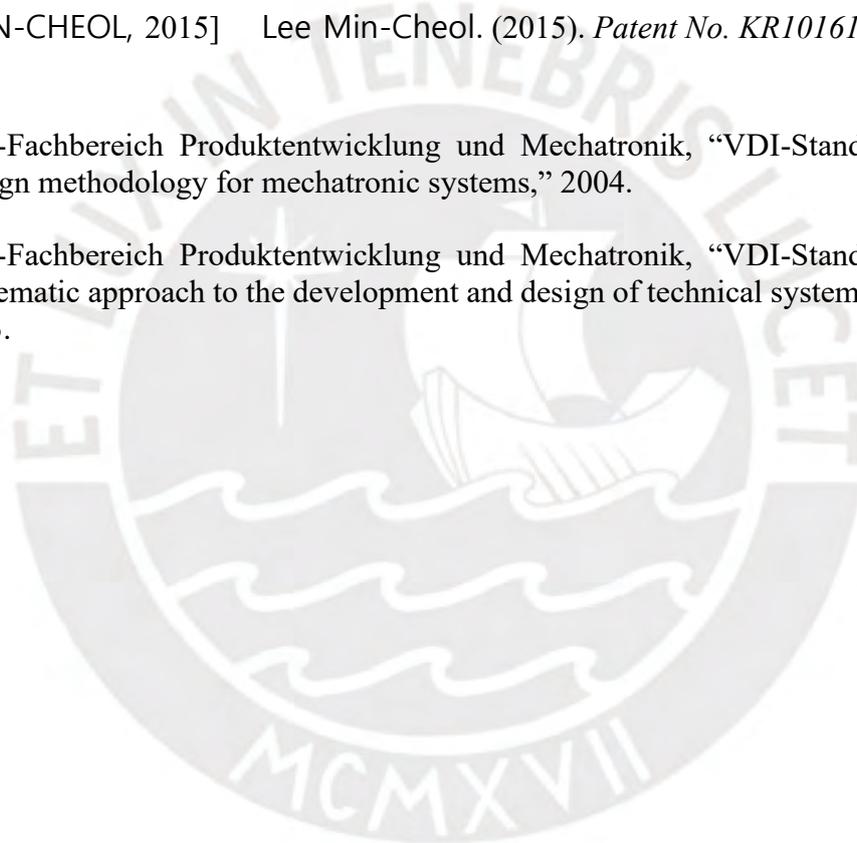
- [ARANGO, 2018] Arango, J. D. M. (2018). Ortesis robótica para rehabilitación de mano y muñeca. (12), 64.
- [CALLE, 2018] Calle Sigüencia, J. & Ávila Cárdenas, P. (2018), "Desing of Two Degrees of Freedom Wrist Rehabilitation Device," 2018 IEEE ANDESCON, Santiago de Cali, 2018, pp. 1-5.
- [ESSALUD, 2015] EsSalud. (2015). EsSalud: mujeres son más propensas a sufrir síndrome del túnel del carpo.
- [FUFA, 2012] Fufa, D. T., & Goldfarb, C. A. (2012). Sport injuries of the wrist. *US National Library of Medicine National Institutes of Health*. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3702762/>
- [GARCIA, 2009] García GC, Gómez AF, González EA. (2009). Síndrome del Túnel del Carpo. *Morfología*. 1: 11-23.
- [HOUDJIN, 2013] Beekhuis, J. H., Westerveld, A. J., Van Der Kooij, H., & Stienen, A. H. A. (2013). Design of a self-aligning 3-DOF actuated exoskeleton for diagnosis and training of wrist and forearm after stroke. *IEEE International Conference on Rehabilitation*
- [INEI, 2002] INEI. (2002). *Las proyecciones de población revelan que hay 13 millones 294 mil mujeres en el Perú*. (Nro 001). Gobierno del Perú
- [KAO, 2003] Kao SY. (2003). Carpal tunnel syndrome as an occupational disease. *J Am Board Fam Pract*.16 (6): 533-542.
- [KAPANDJI, 2006] A. Kapandji (2006), *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana*, Madrid: Médica panamericana
- [LOPEZ, 2014] López Almejo, L. (2014). Síndrome del túnel del carpo. Volumen 10, Número 1.

- [MAYOCLINIC, 2017]: MAYO CLINIC (2017) *Dolor en la muñeca*. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/wrist-pain/symptoms-causes/syc-20366213>
- [NIKAFROOZ, 2018 ] Nikafrooz, N., Mahjoob, M. J. & Ali Tofigh, M. "Design, Modeling, and Fabrication of a 3-DOF Wrist Rehabilitation Robot," 2018 6th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (IcRoM), Tehran, Iran, 2018, pp. 34-39.
- [NURDOS, 2016] Omarkulov, N., Telegenov, K., Zeinullin, M., Tursynbek, I., & Shintemirov, A. (2016). Preliminary mechanical design of NU-Wrist: A 3-DOF self-Aligning Wrist rehabilitation robot. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, 2016–July*, 962–967.
- [PAJARES, 2017] Pajares, B. (2017). *Diseño del sistema mecánico de un equipo para rehabilitación de la muñeca usando mecanismos paralelos* [ Tesis para optar el título de Ingeniero Mecánico]. Pontificia Universidad Católica del Perú
- [PANDO, 2013] Pando, A., & Charles, S. (2013). *Characterization of wrist kinetics during activities of daily living*.
- [PEREZ, 2004] Pérez, Galdos Proel (2004). Aspectos electrodiagnósticos y prevalencia del Síndrome del Túnel Carpiano en una población de Lima Norte.
- [PEZENT, 2017] E. Pezent, C. G. Rose, A. D. Deshpande and M. K. O'Malley (2017), "Design and characterization of the OpenWrist: A robotic wrist exoskeleton for coordinated hand-wrist rehabilitation," *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, London, 2017, pp. 720-725.
- [QUISPE, 2017] Quispe, Z., & Carlos, J. (2017). *Incidencia del síndrome del túnel carpiano en los tecnólogos médicos de la especialidad de terapia física y rehabilitación del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, 2017*. 1–69.
- [TAOPANTA, 2017] Toapanta, G. & Benavides, P. & Mosquera, W. (2017). D. D. U. R. P. M. (n.d.). *Diseño de un rehabilitador para muñeca*.
- [URBANO, 2016] Urbano, G. (2016). Guía de rehabilitación de una lesión de muñeca.

- [VALDES, 2006] Roel Valdés, J., Arizo Luque, V., & Ronda Pérez, E. (2006). Epidemiología del síndrome del túnel carpiano de origen laboral en la Provincia de Alicante, 1996-2004. *Revista Espanola de Salud Publica*, 80(4), 395–409.
- [WEST, 2002] West, B. G. (2002). Patent No. US6117093A.
- [JIANFENG, 2016] Li Jianfeng, L. Y. (2016). *Patent No. CN106109165B*. China.
- [EN HYEON, 2012] Luna En Hyeon, Bae Jae Huang. (2012). *Patent No. KR101305341B1*. South Korea.
- [MIN-CHEOL, 2015] Lee Min-Cheol. (2015). *Patent No. KR101617820B1*.

VDI-Fachbereich Produktentwicklung und Mechatronik, “VDI-Standard: VDI 2206 Design methodology for mechatronic systems,” 2004.

VDI-Fachbereich Produktentwicklung und Mechatronik, “VDI-Standard: VDI 2221 Systematic approach to the development and design of technical systems and products,” 1993.



**ANEXO A**

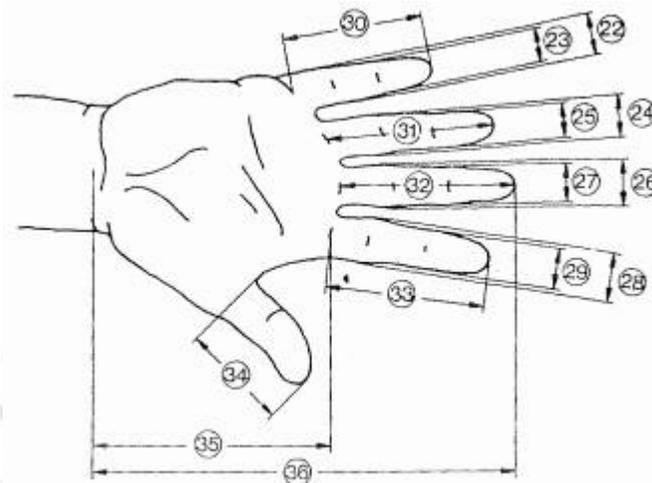
**Norma DIN 33 402**



# Norma DIN 33 402

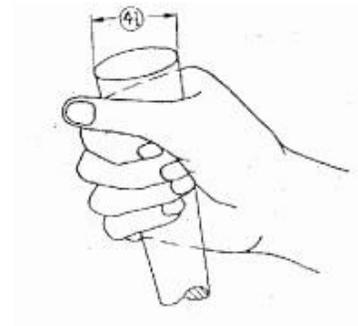
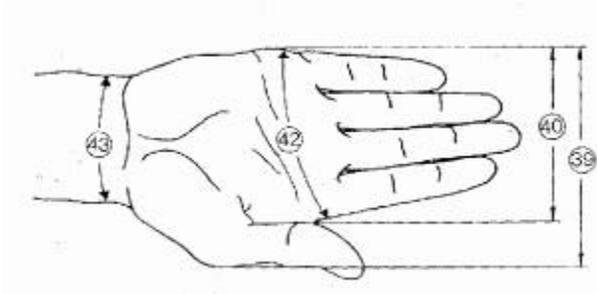
Las dimensiones de las manos tienen una gran importancia para el diseño de herramientas, utillaje y mandos. Ante tal necesidad se estableció la norma DIN 33 402 con el fin de estandarizar estas medidas y poder ser utilizadas en la industria.

A continuación, se muestran las medidas para las manos que esta norma dicta.



Dimensiones En cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
<b>22</b> Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
<b>23</b> Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
<b>24</b> Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
<b>25</b> Ancho del dedo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
<b>26</b> Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
<b>27</b> Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
<b>28</b> Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
<b>29</b> Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
<b>30</b> Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
<b>31</b> Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
<b>32</b> Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
<b>33</b> Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
<b>34</b> Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
<b>35</b> Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
<b>36</b> Largo total de la mano	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Figura 1. Medidas de los dedos según Norma DIN 33402 (Parte 1)



Dimensiones	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
En cm.						
37 Ancho del dedo pulgar	2,0	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
38 Grosor de la mano	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

Dimensiones	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
En cm.						
39 Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9,8	10,7	11,6	8,2	9,2	10,1
40 Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	7,8	8,5	9,3	7,2	8,0	8,5
41 Diámetro de agarre de la mano*	11,9	13,8	15,4	10,8	13,0	15,7
42 Perímetro de la mano	19,5	21,0	22,9	17,6	19,2	20,7
43 Perímetro de la articulación de la muñeca	16,1	17,6	18,9	14,6	16,0	17,7

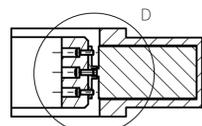
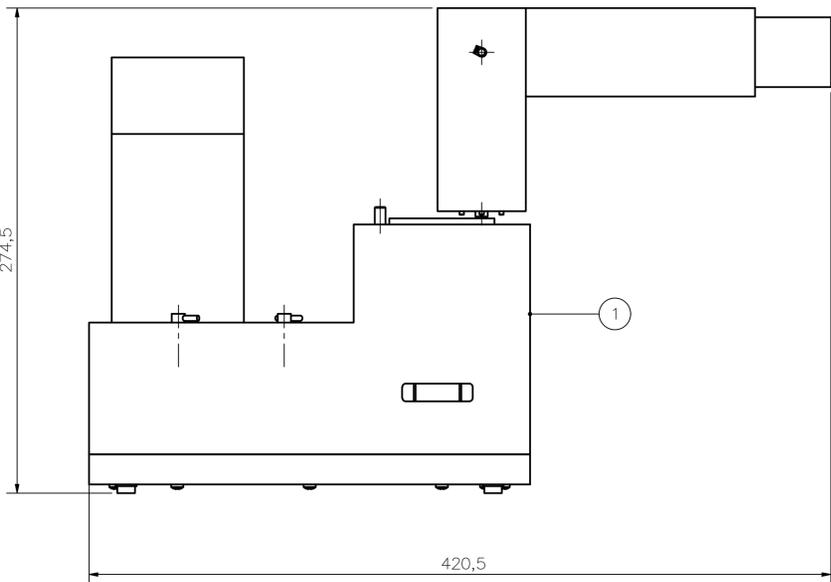
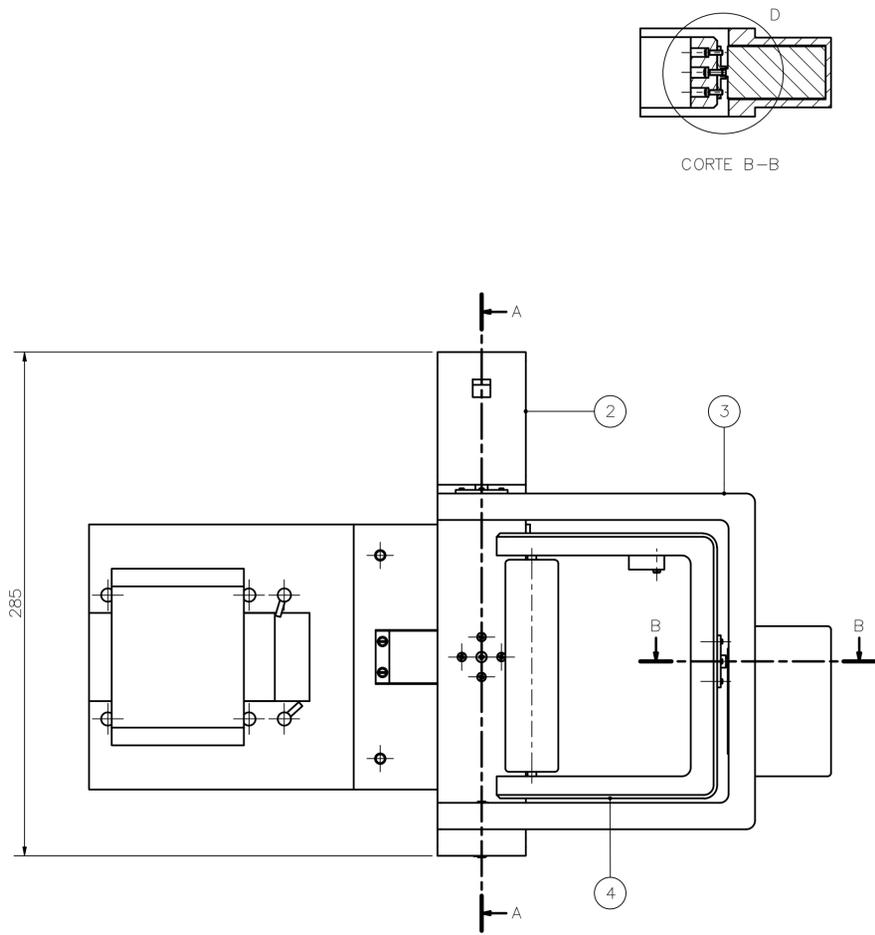
\* Las medidas corresponden al anillo descrito por los dedos pulgar e índice

Figura 2. Medidas de los dedos según Norma DIN 33402 (Parte 2)

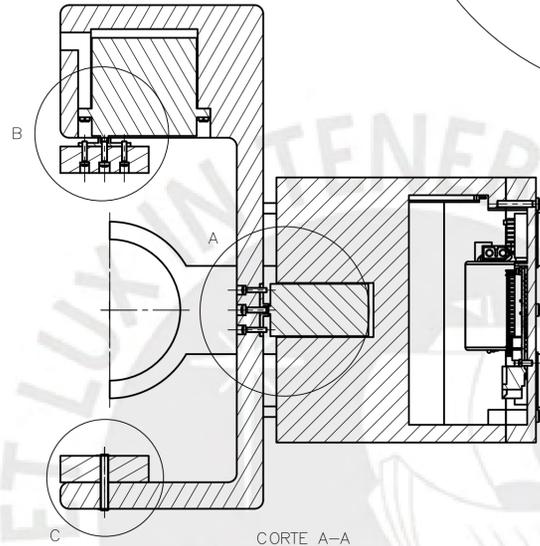
**ANEXO B**

**PLANOS MECÁNICOS Y ELECTRÓNICOS**

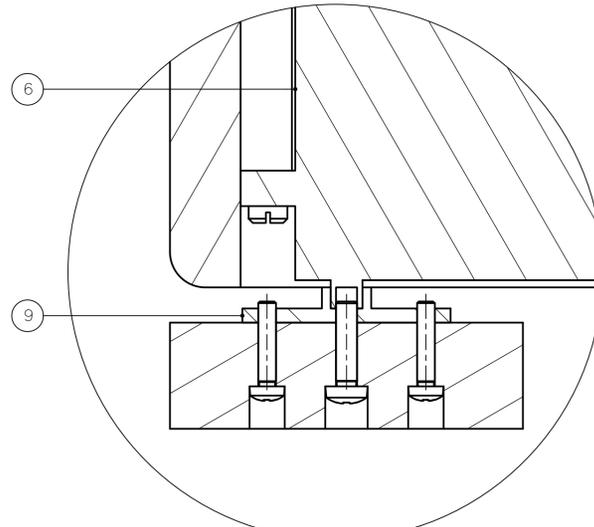




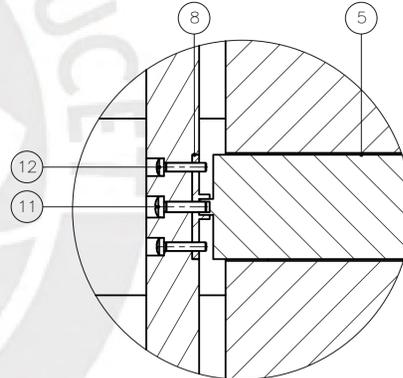
CORTE B-B



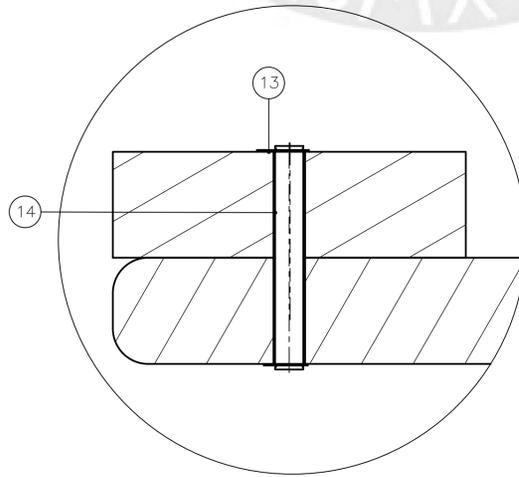
CORTE A-A



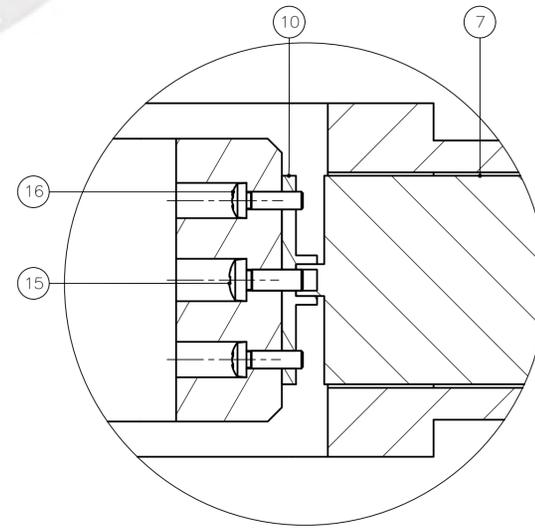
DETALLE B  
ESCALA 2 : 1



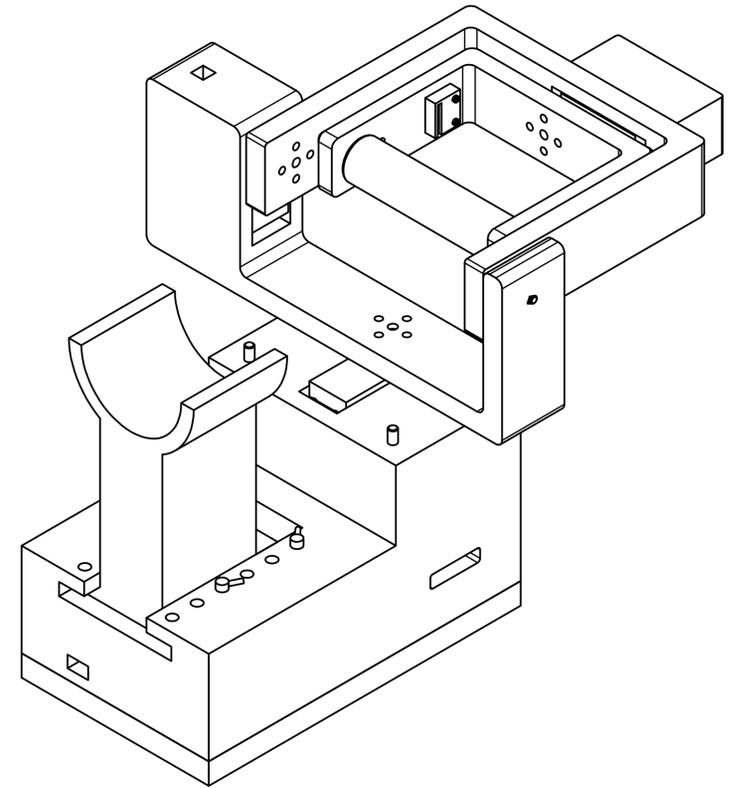
DETALLE A  
ESCALA 1 : 1



DETALLE C  
ESCALA 2 : 1



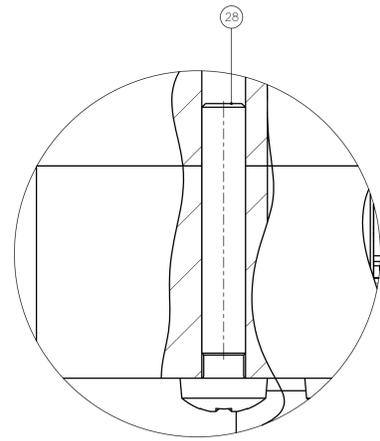
DETALLE D  
ESCALA 2 : 1



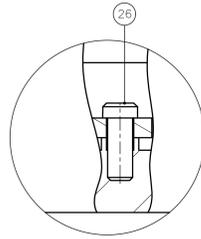
Lista de Componentes					
16	4	TORNILLO DE CABEZA CILÍNDRICA - M2,5x8	DIN 7985 (H)	AI SI 304	
15	1	TORNILLO DE CABEZA CILÍNDRICA - M3x8	DIN 7985 (H)	AI SI 304	
14	1	PIN		AI SI 304	
13	2	ANILLO DE RETENCIÓN - 3MM-4	ANSI B 27.7M	AI SI 304	
12	8	TORNILLO DE CABEZA CILÍNDRICA - M2,5x12	DIN 7985 (H)	AI SI 304	
11	2	TORNILLO DE CABEZA CILÍNDRICA - M3x12	DIN 7985 (H)	AI SI 304	
10	1	ACOPLE SERVOMOTOR PRONACIÓN/SUPINACIÓN		ALUMINIO 6061	
9	1	ACOPLE SERVOMOTOR FLEXIÓN/EXTENSIÓN		ALUMINIO 6061	
8	1	ACOPLE SERVOMOTOR RADIAL/CUBITAL		ALUMINIO 6061	
7	1	SERVOMOTOR DE PRONACIÓN/SUPINACIÓN	HD 1235MG	3,9Nm, 0,18 s./60'	
6	1	SERVOMOTOR DE FLEXIÓN/EXTENSIÓN	HD 1235MG	3,9Nm, 0,18 s./60'	
5	1	SERVOMOTOR DE DESVIACIÓN RADIAL/CUBITAL	HD 1235MG	3,9Nm, 0,18 s./60'	
4	1	SOPORTE DE MANO		PLÁSTICO PLA VER 05-A3-E5	
3	1	SOPORTE PRONACIÓN/SUPINACIÓN		PLÁSTICO PLA VER 04-A3-E4	
2	1	SOPORTE FLEXIÓN/EXTENSIÓN		PLÁSTICO PLA VER 03-A3-E3	
1	1	BASE		PLÁSTICO PLA VER 02-A1-E2	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	1MTRO2-10M1	ESCALA
	DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE MUÑECA	1:2
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.02
		LÁMINA: 01-A1-E1

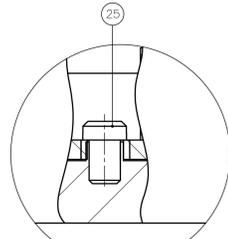
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



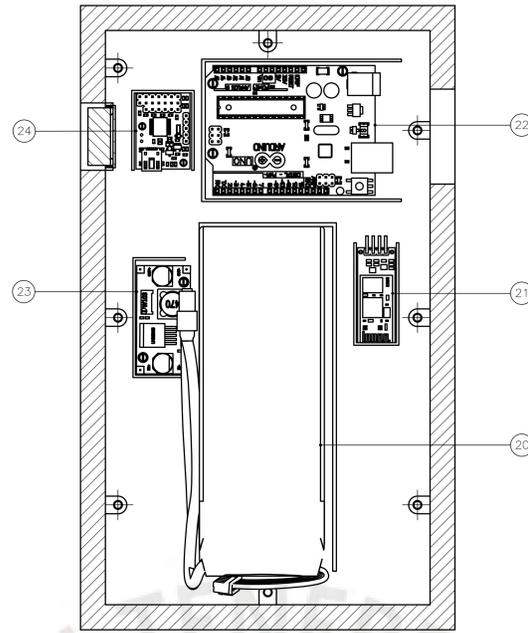
DETALLE A  
ESCALA 5 : 1



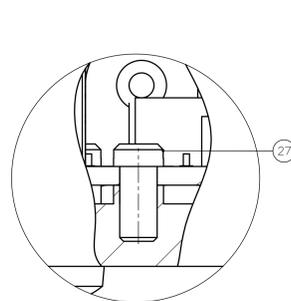
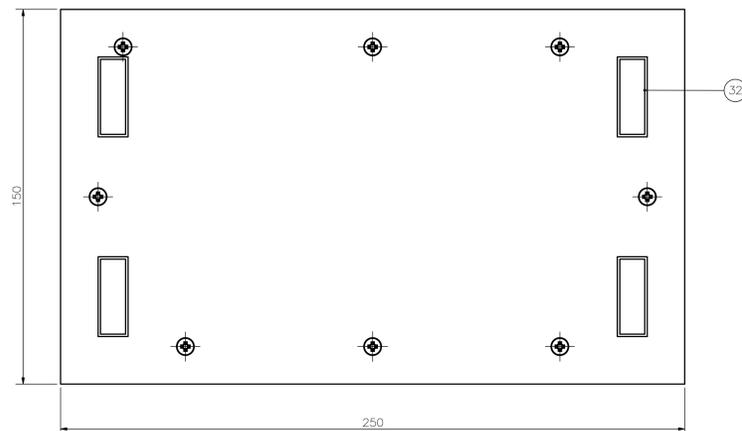
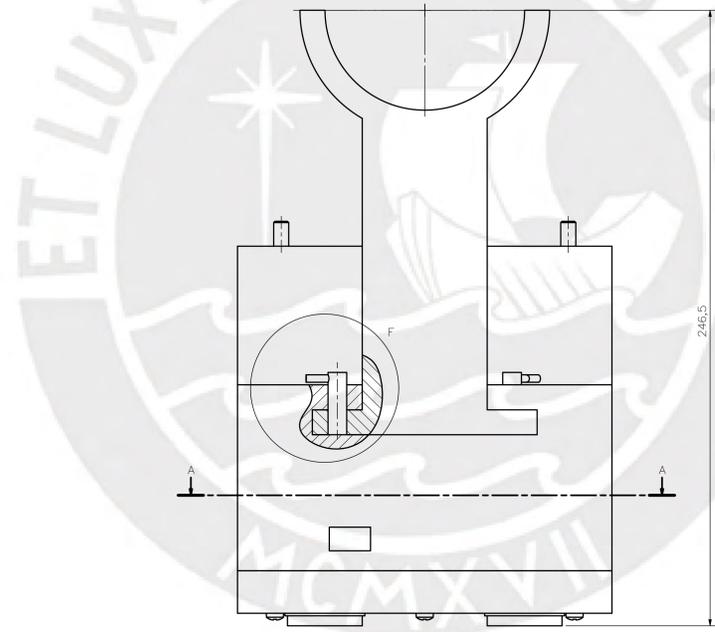
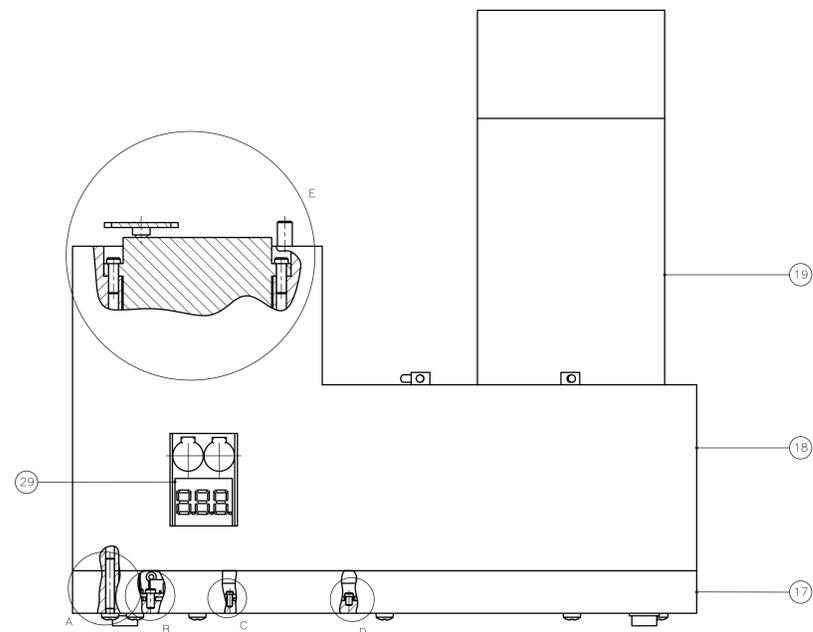
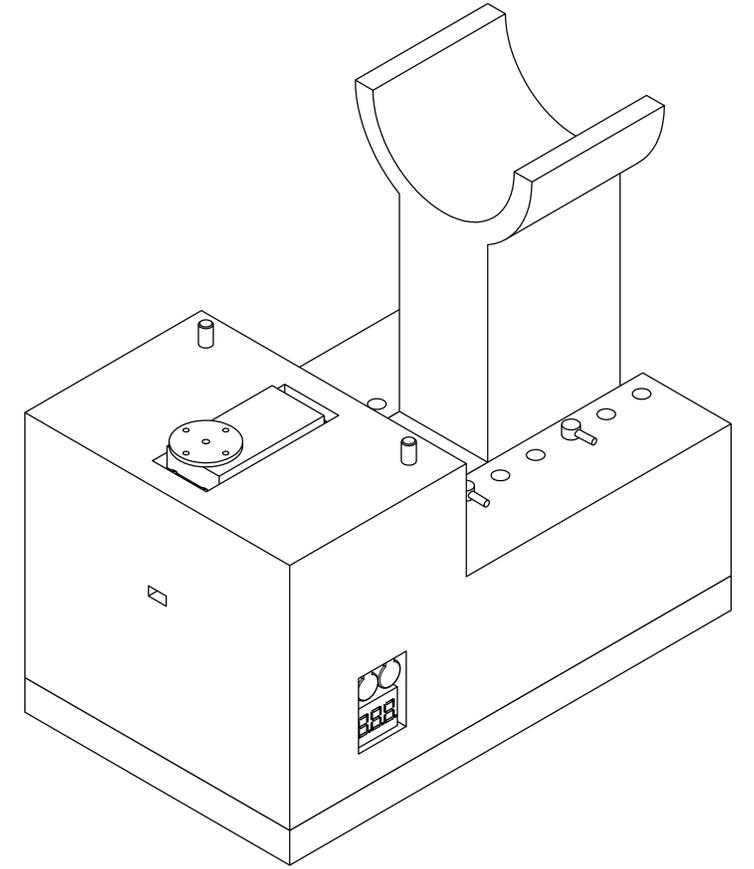
DETALLE C  
ESCALA 5 : 1



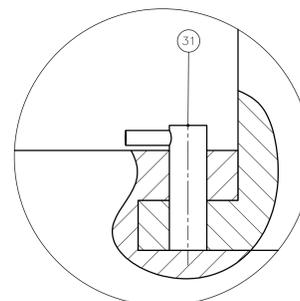
DETALLE D  
ESCALA 5 : 1



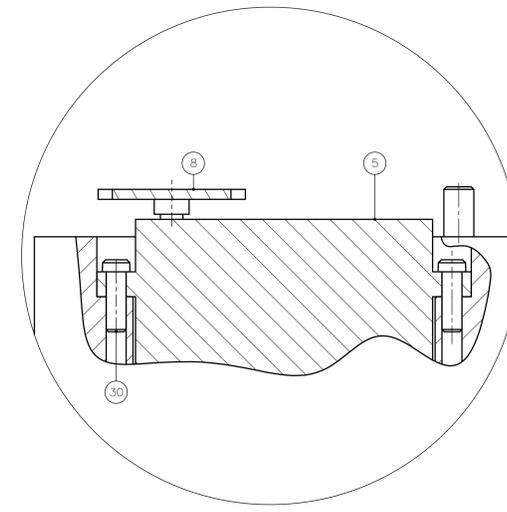
CORTE B-B



DETALLE B  
ESCALA 5 : 1



DETALLE F  
ESCALA 2 : 1

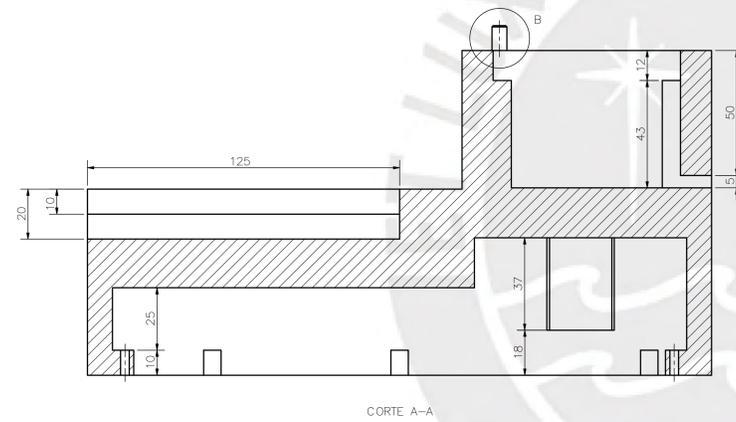
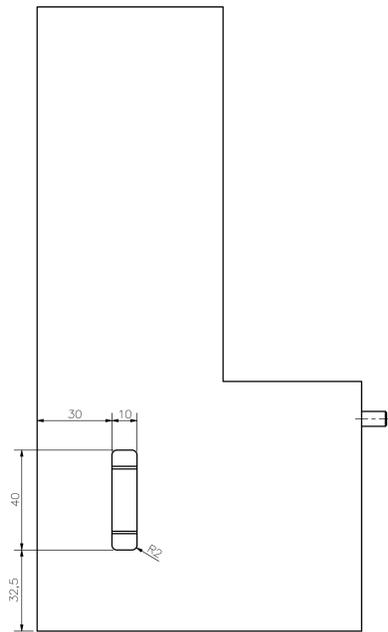
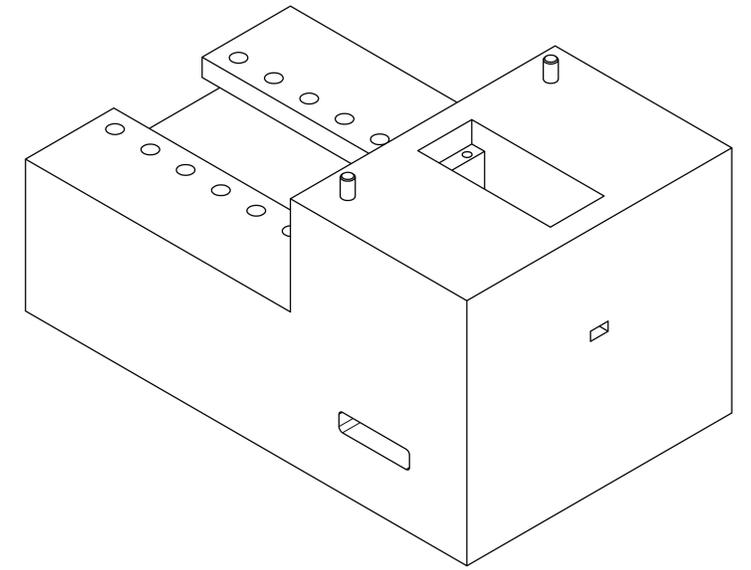
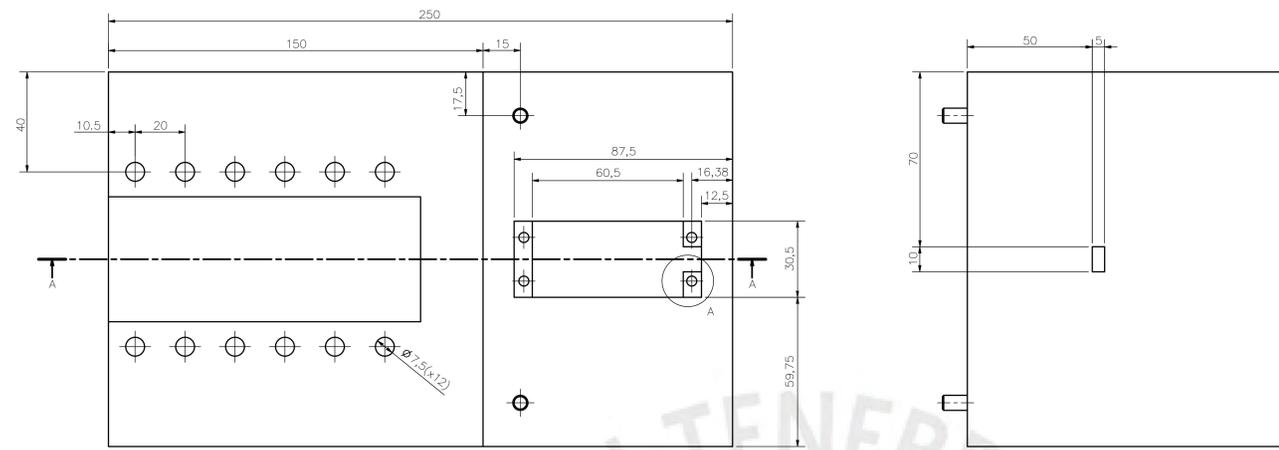
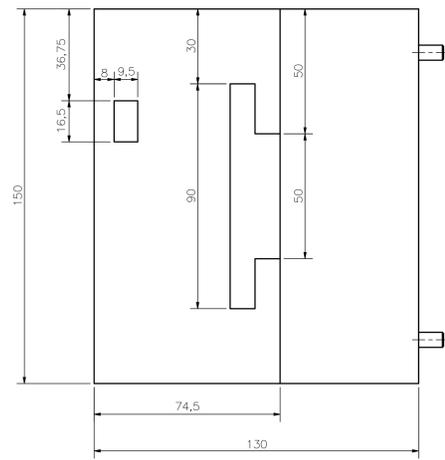


DETALLE E  
ESCALA 2 : 1

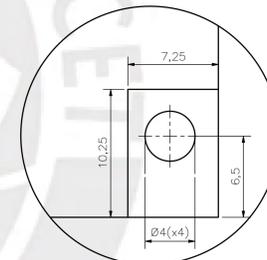
LISTA DE COMPONENTES					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
32	4	SOPORTE ANTIDESLIZANTE		CAUCHO	
31	4	PIN DE REGULACIÓN		PLÁSTICO PLA	
30	12	TORNILLO RANURADO - M4 x 12	DN 920	ALSI 304	
29	1	INDICADOR DE BATERIA		-	
28	8	TORNILLO DE CABEZA CILINDRICA - M3,5x22	DN 7985 (H)	ALSI 304	
27	3	TORNILLO RANURADO - M3 x 6	DN 920	ALSI 304	
26	2	TORNILLO RANURADO - M2 x 5	DN 920	ALSI 304	
25	2	TORNILLO RANURADO - M2,5 x 3,5	DN 920	ALSI 304	
24	1	DRIVER MICRO-MAESTRO		-	
23	1	CONVERTIDOR STEP-DOWN LM2596		-	
22	1	ARDUINO UNO		-	
21	1	MÓDULO BLUETOOTH HC-06		-	
20	1	BATERIA LI-PO 7.4V 5000mAh		-	
19	1	SOPORTE DE BRAZO		PLÁSTICO PLA	
18	1	SOPORTE DESVIACIÓN RADIAL/CUBITAL		PLÁSTICO PLA	
17	1	TAPA DE BASE		PLÁSTICO PLA	
8	3	ACOPLE DE SERVO MOTOR RADIAL/CUBITAL		ALUMINIO 6061	
5	1	SERVO MOTOR DE DESVIACIÓN RADIAL/CUBITAL	HD 1235MG	-	3,9mm, 0,18 s./80°

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	1MTR02-01M1	ESCALA
	BASE	1:2
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.04 LÁMINA: 02-AD-E2

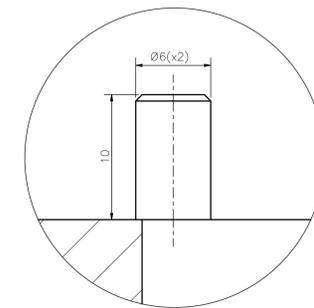
COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA



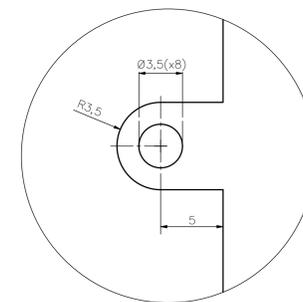
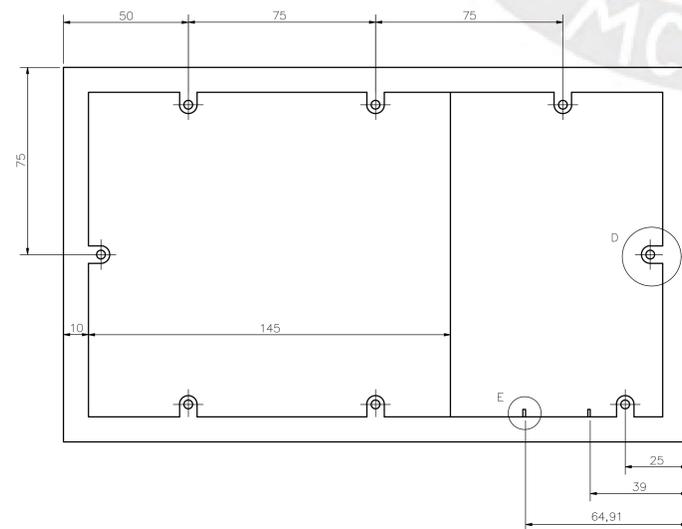
CORTE A-A



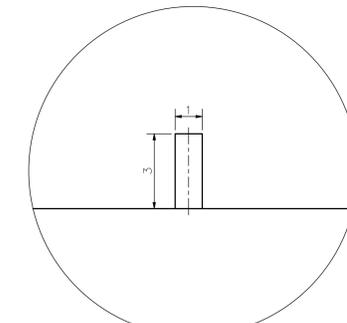
DETALLE A  
ESCALA 5 : 1



DETALLE B  
ESCALA 5 : 1

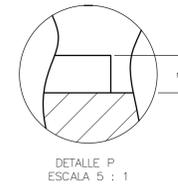
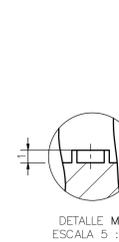
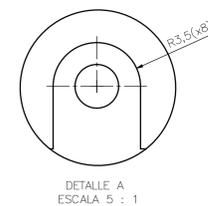
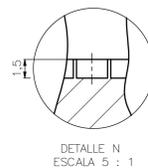
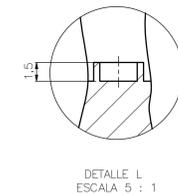
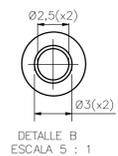
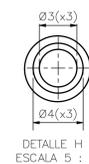
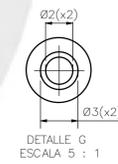
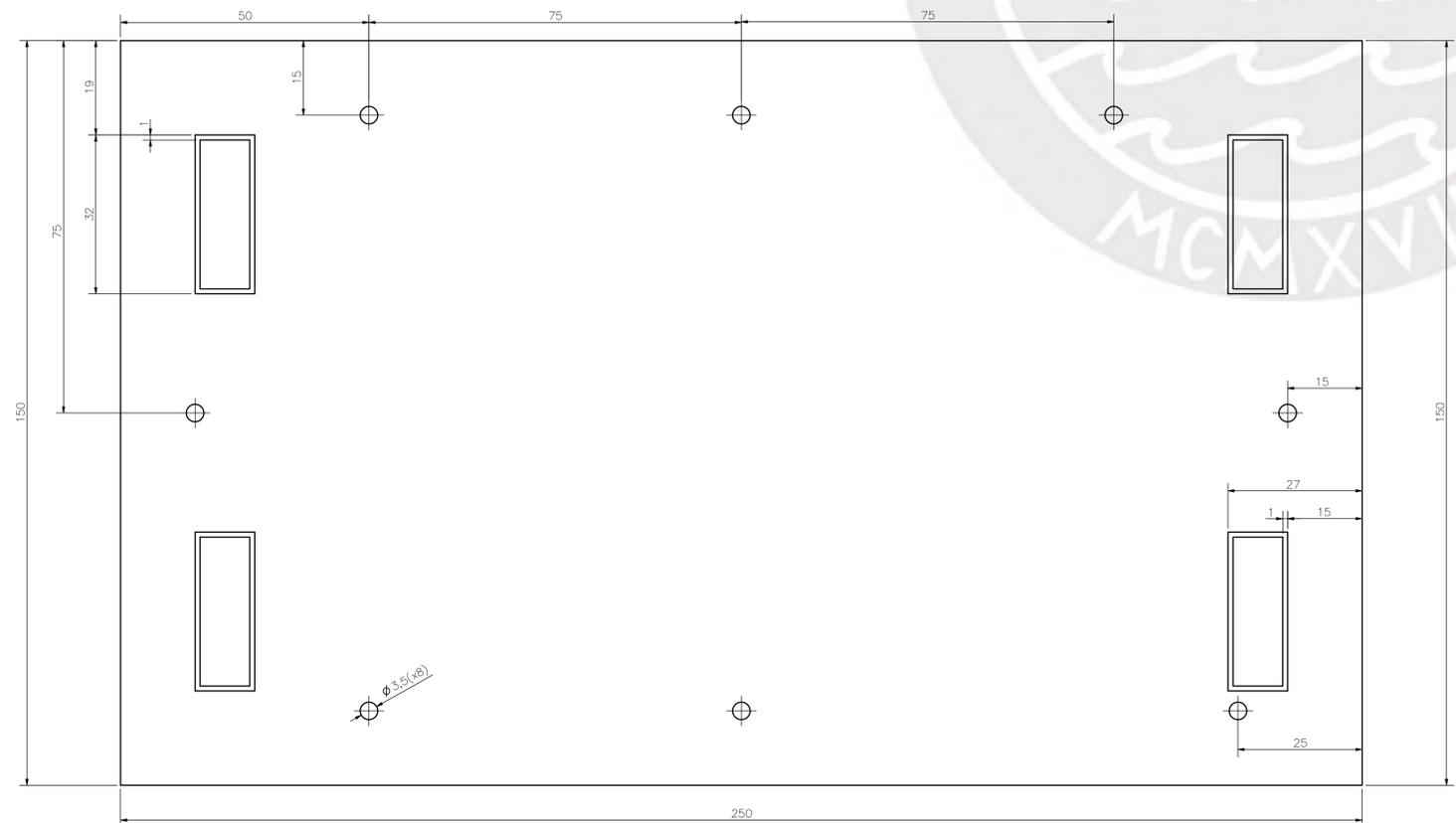
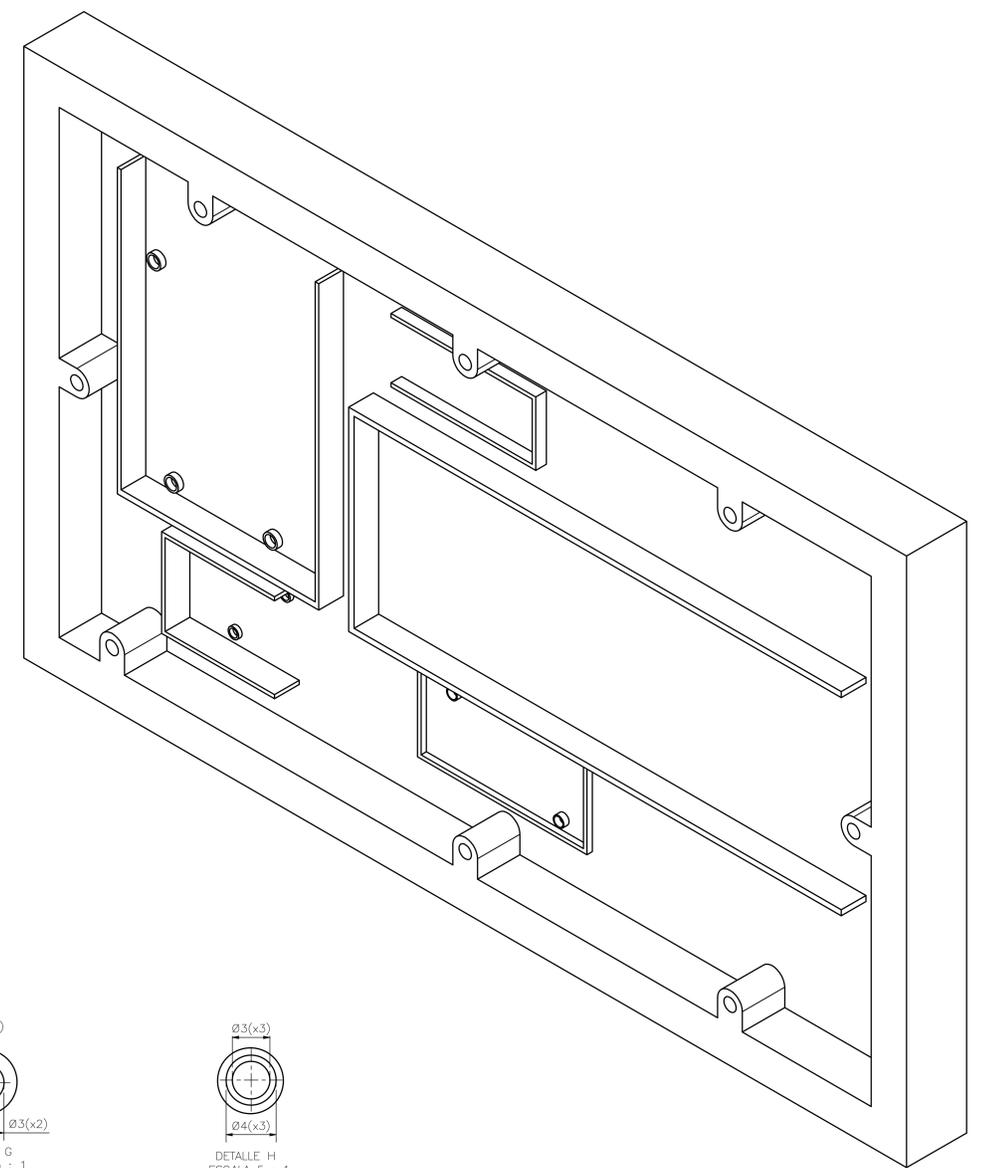
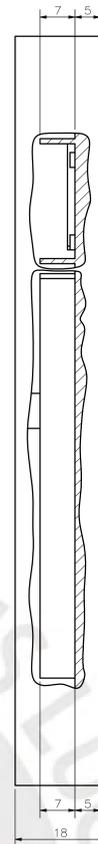
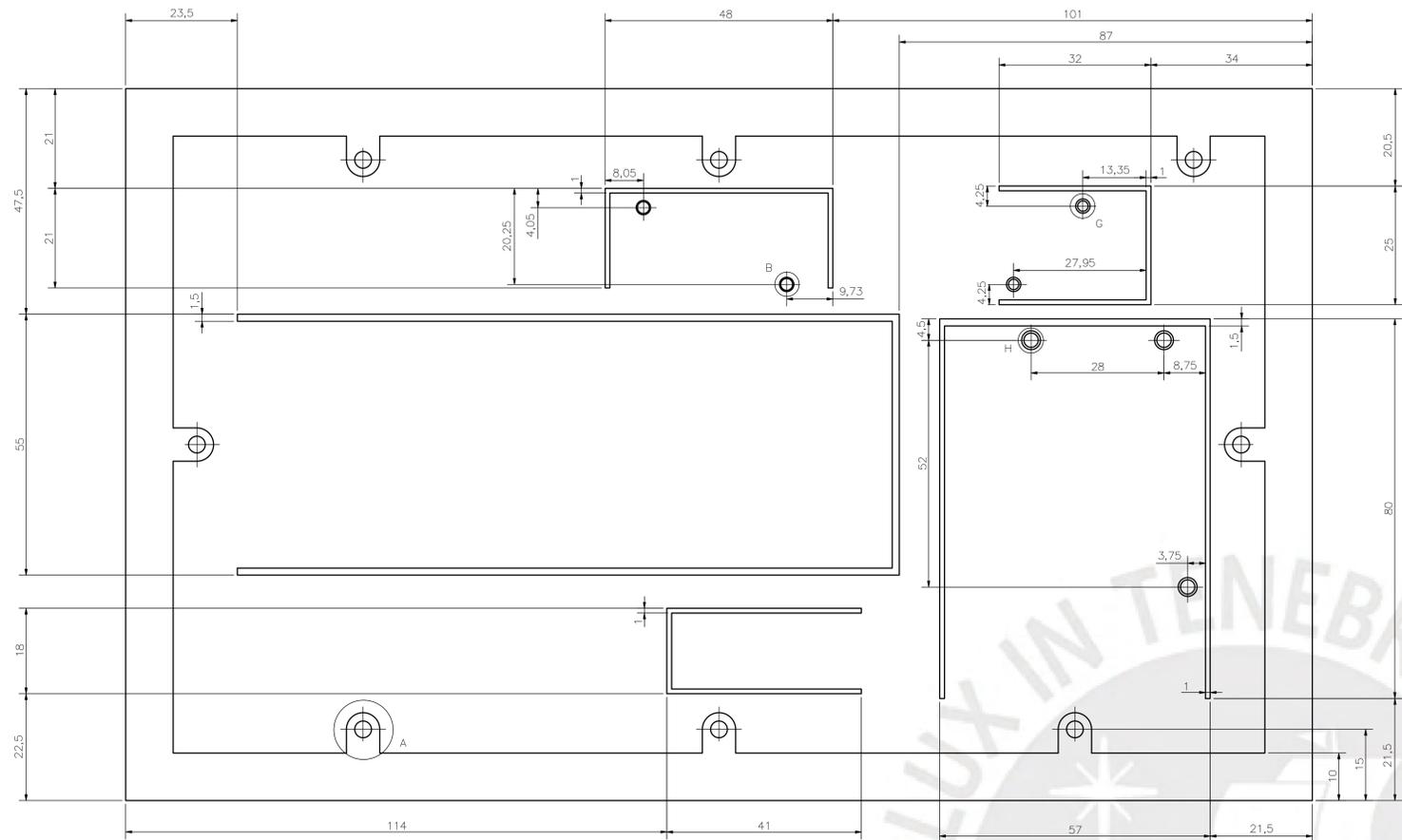


DETALLE D  
ESCALA 5 : 1



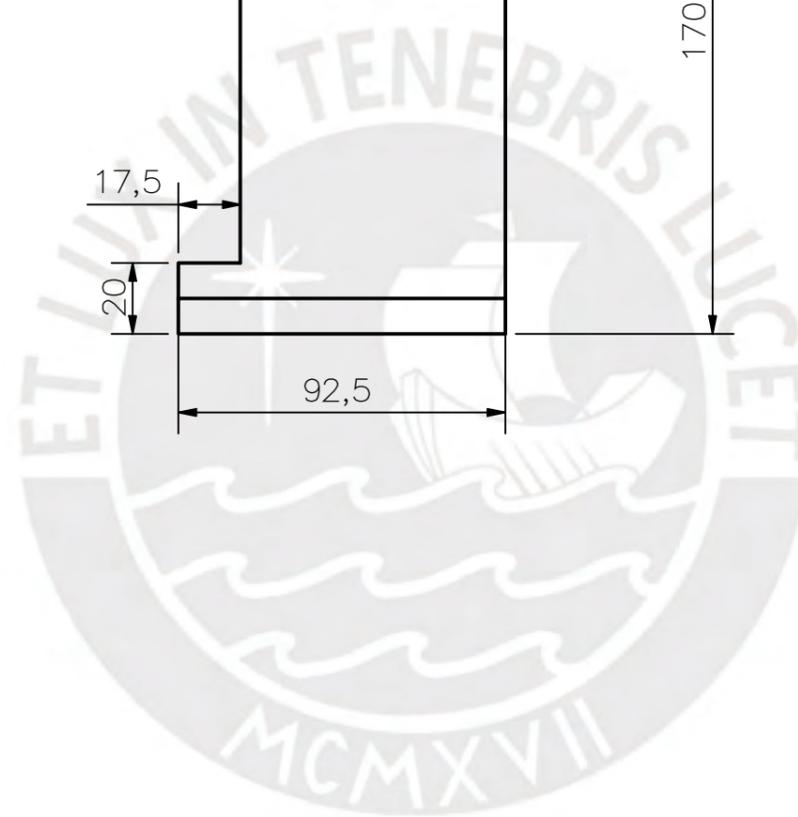
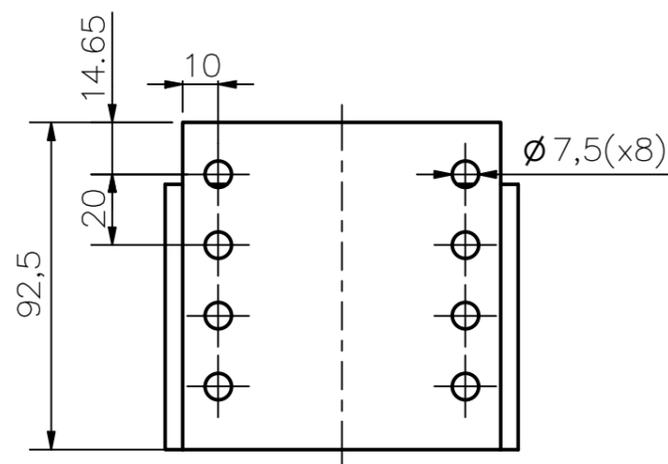
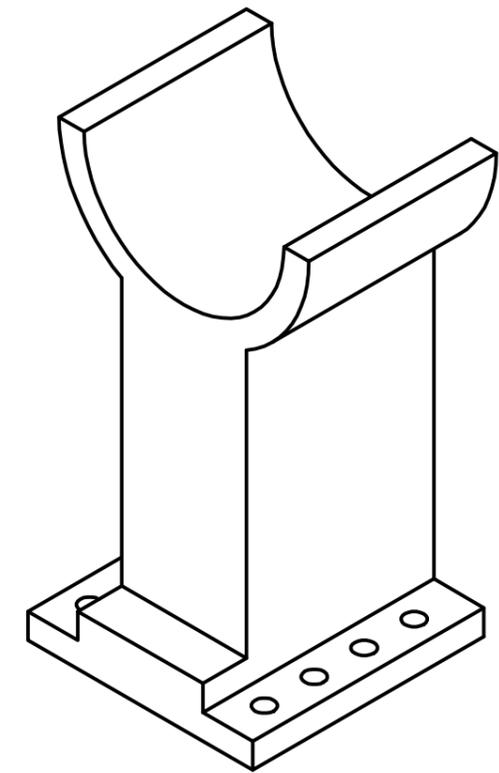
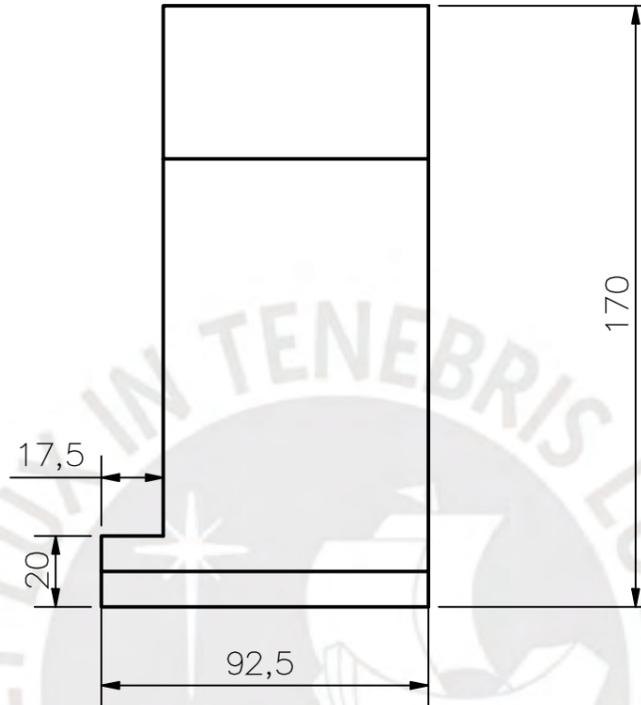
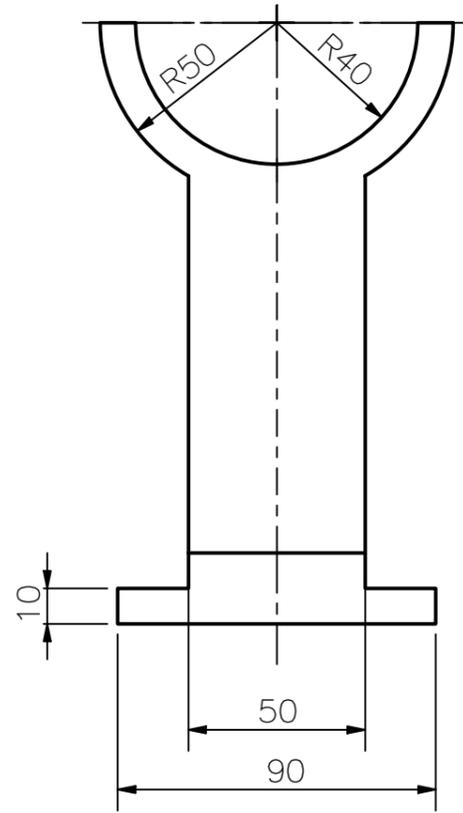
DETALLE E  
ESCALA 10 : 1

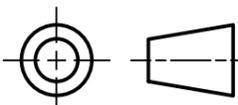
ACABADO SUPERFICIAL N3/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA $\pm 0.1$ mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN 	IMPR02-01M1 SOPORTE DE DESVIACIÓN RADIAL/CUBITAL	ESCALA 1:1
20140218	TRIBENO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.14 LÁMINA: 08-AD-D2
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



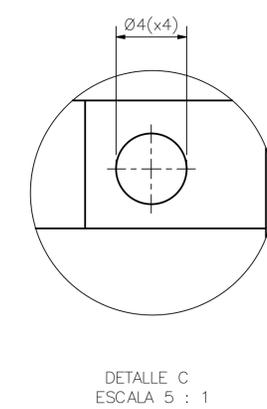
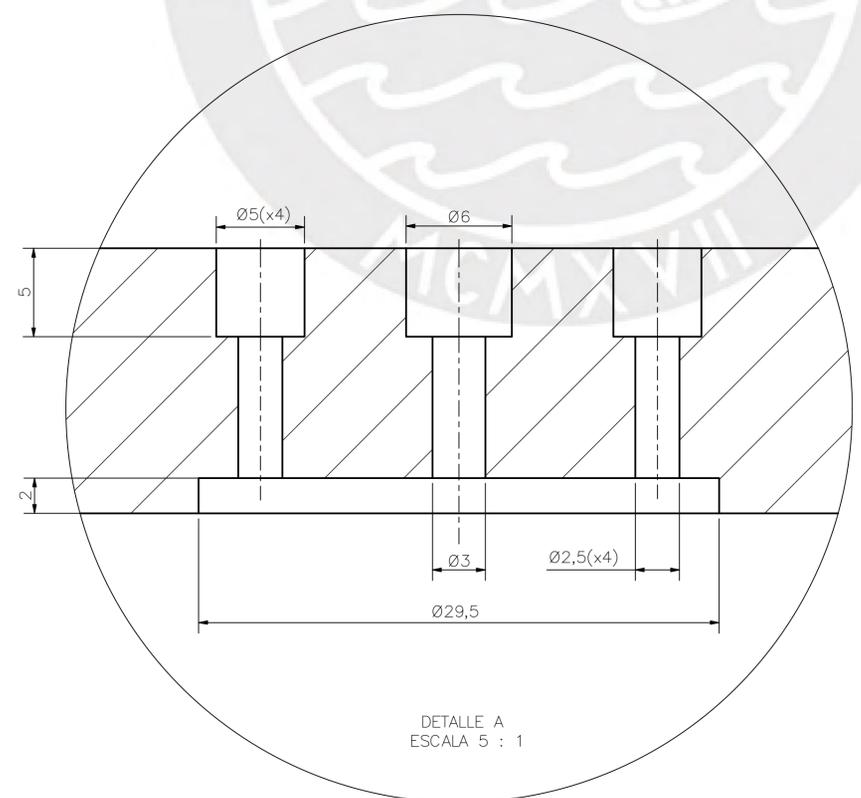
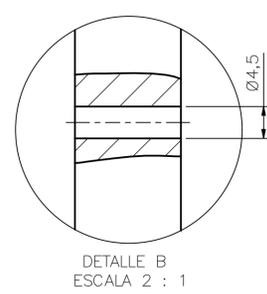
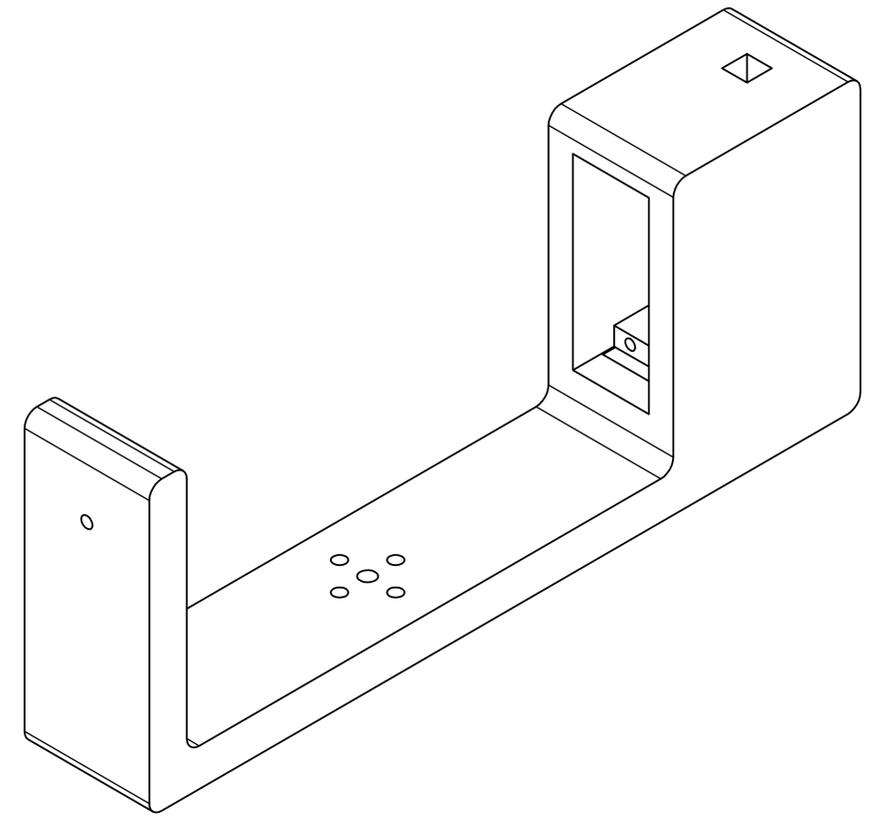
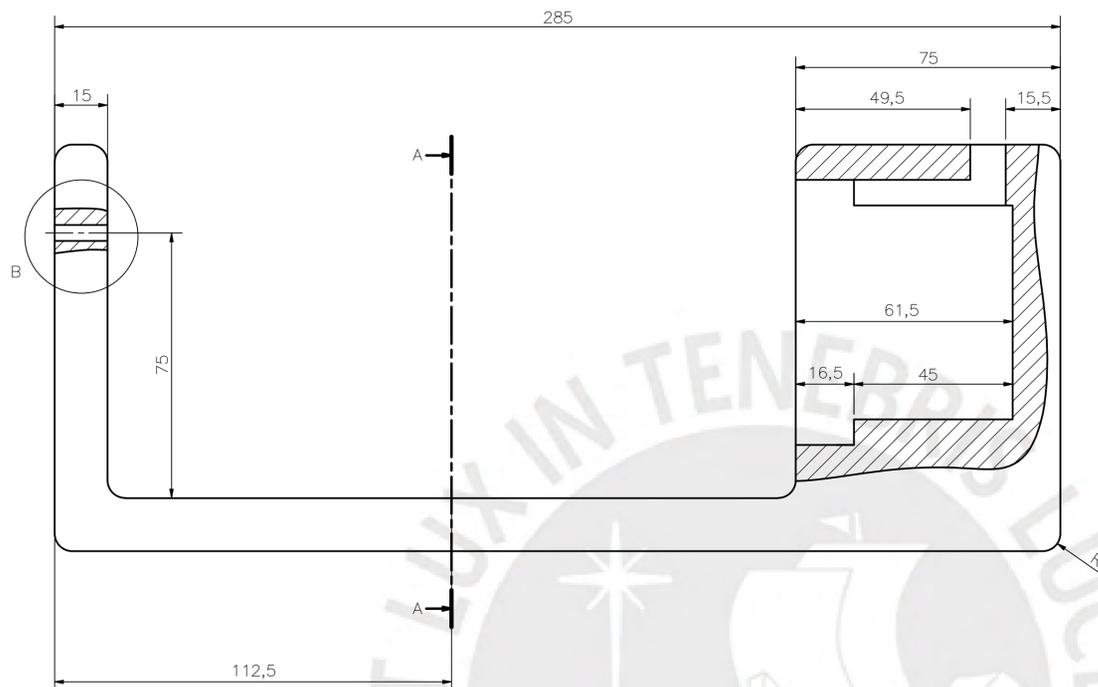
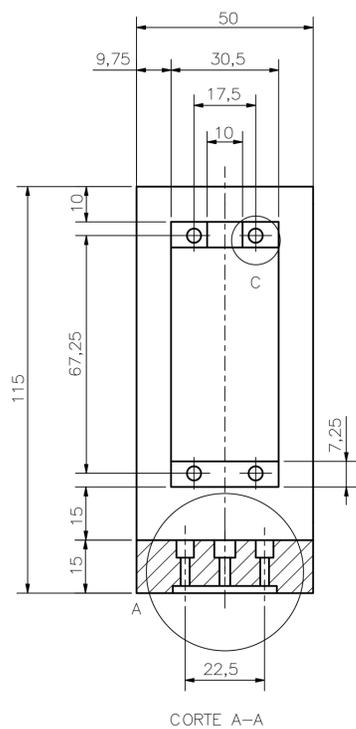
ACABADO SUPERFICIAL NS	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA ±0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN 1	TAPA DE SOPORTE DE D. RADIAL/CUBITAL	ESCALA 2:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.02 LÁMINA: 07-AD-D1

COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA

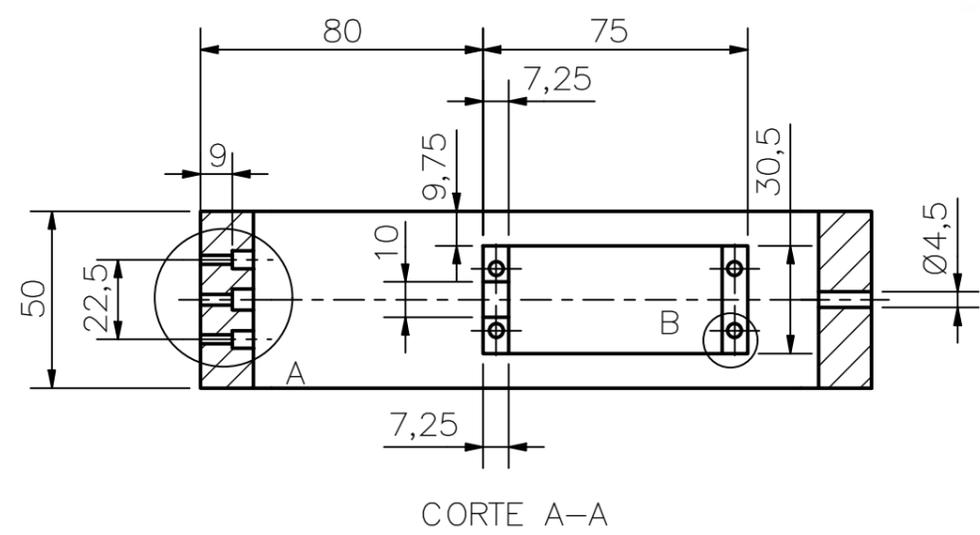
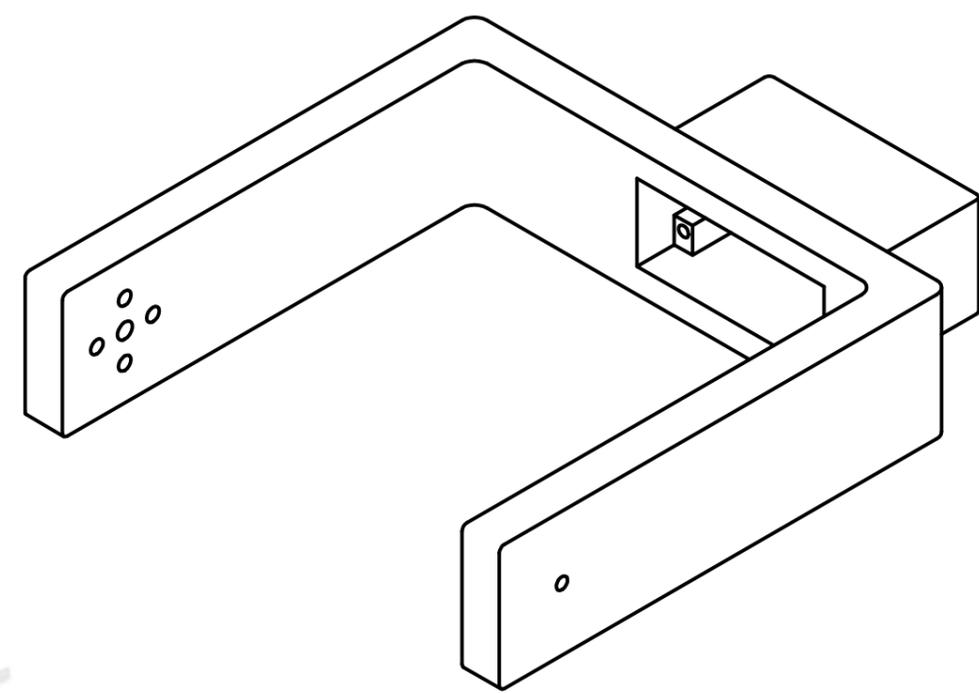
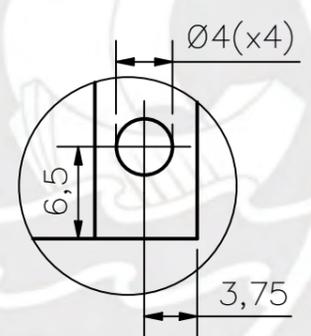
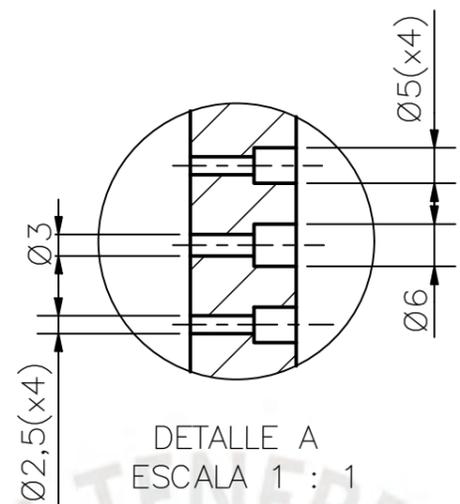
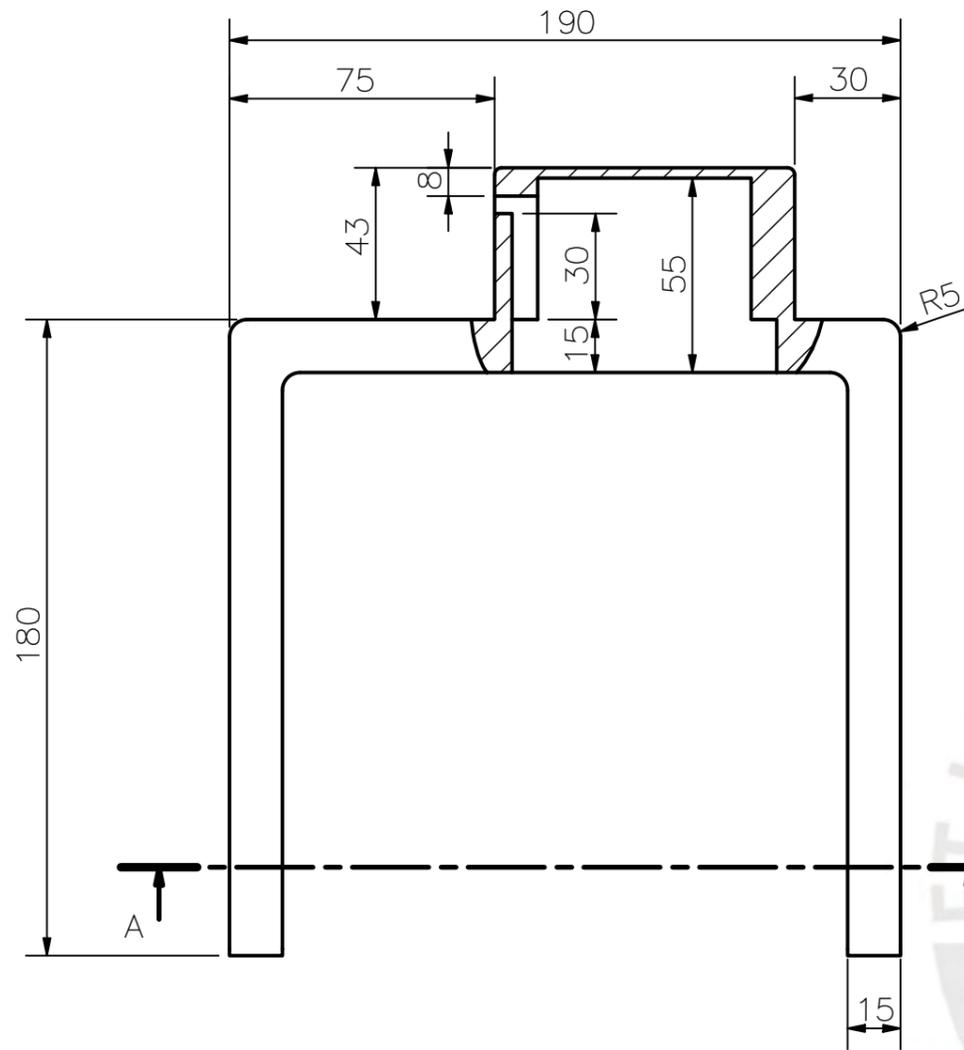


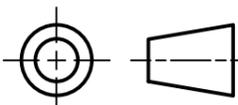
ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA +/- 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	1MTR02-10M1 SOPORTE DE ANTEBRAZO	ESCALA 1:2
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.02
		LÁMINA: 09-A3-D3

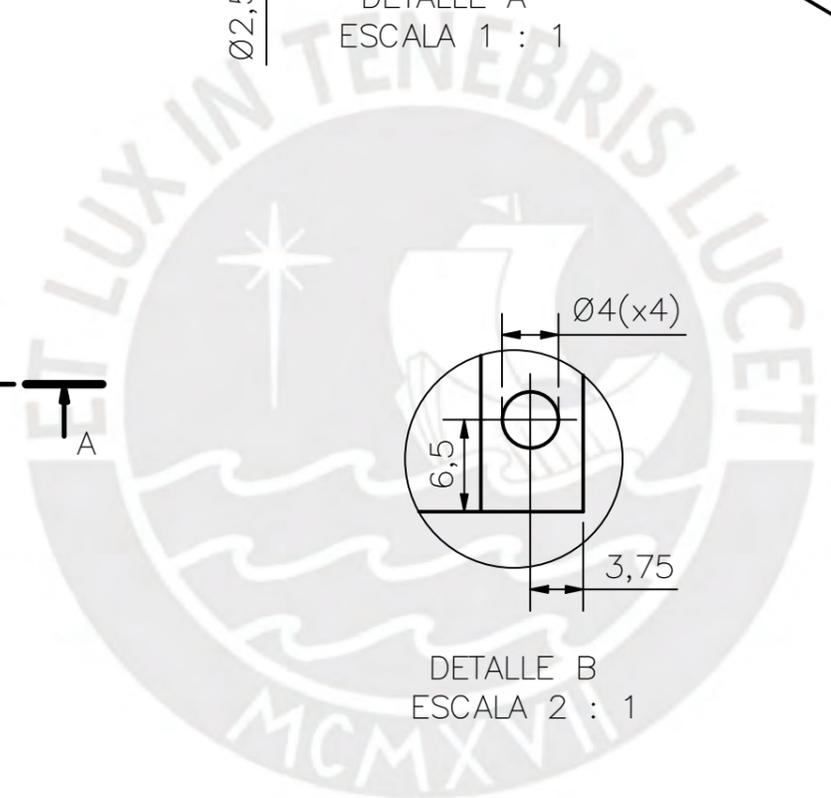
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

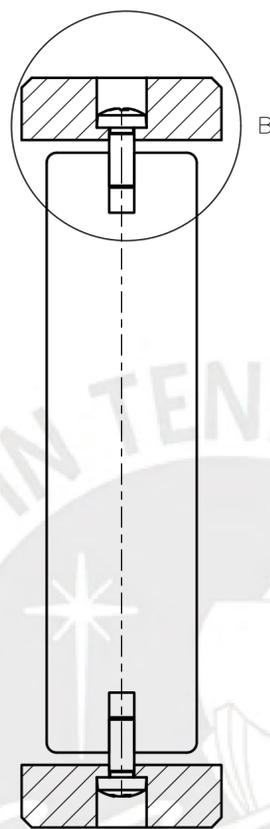
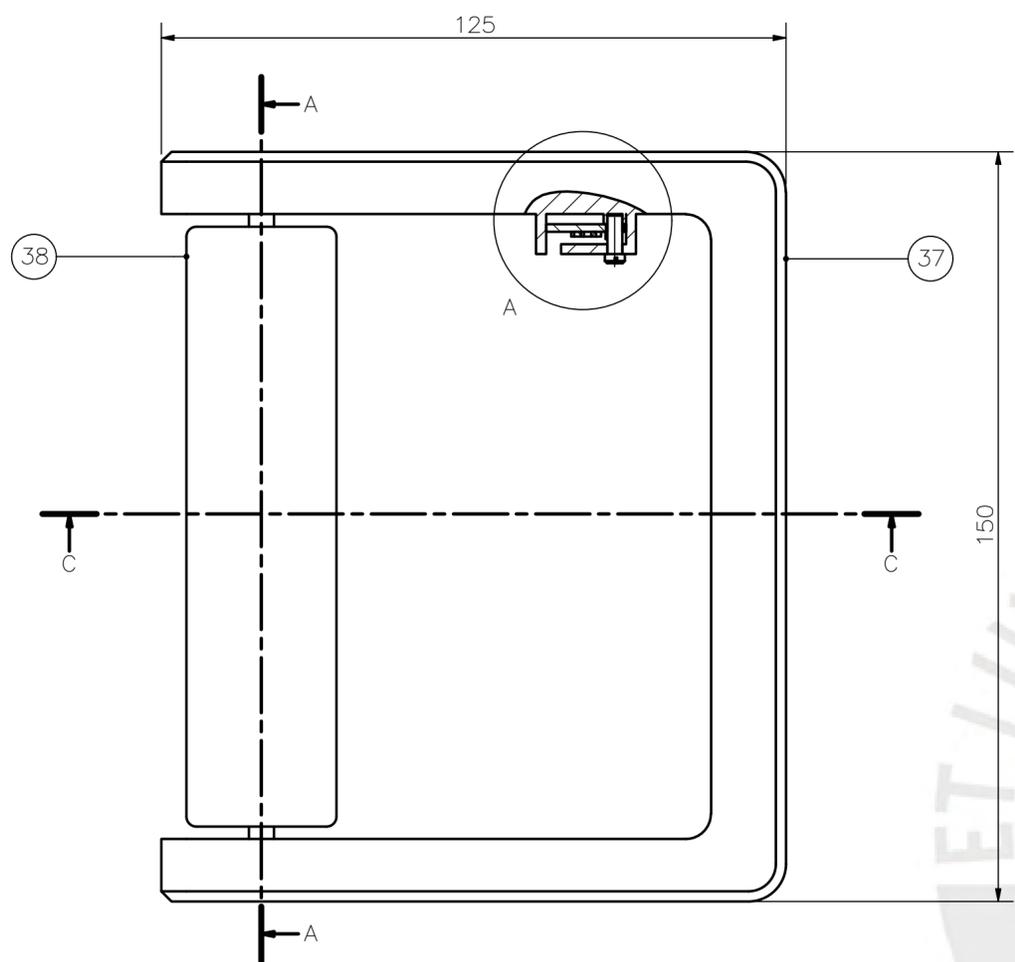


ACABADO SUPERFICIAL NS	TOLERANCIA GENERAL DESPOSICIÓN FUNDIDA +/- 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 1MTR02-1M01	SOPORTE FLEXIÓN/EXTENSIÓN	ESCALA 1:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.05
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		LÁMINA: 10-A1-D4

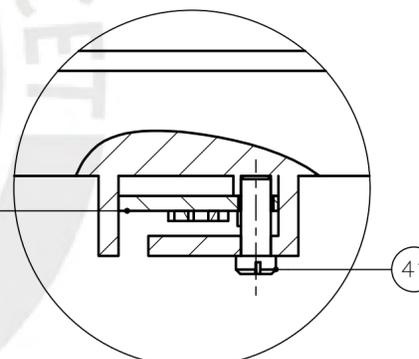
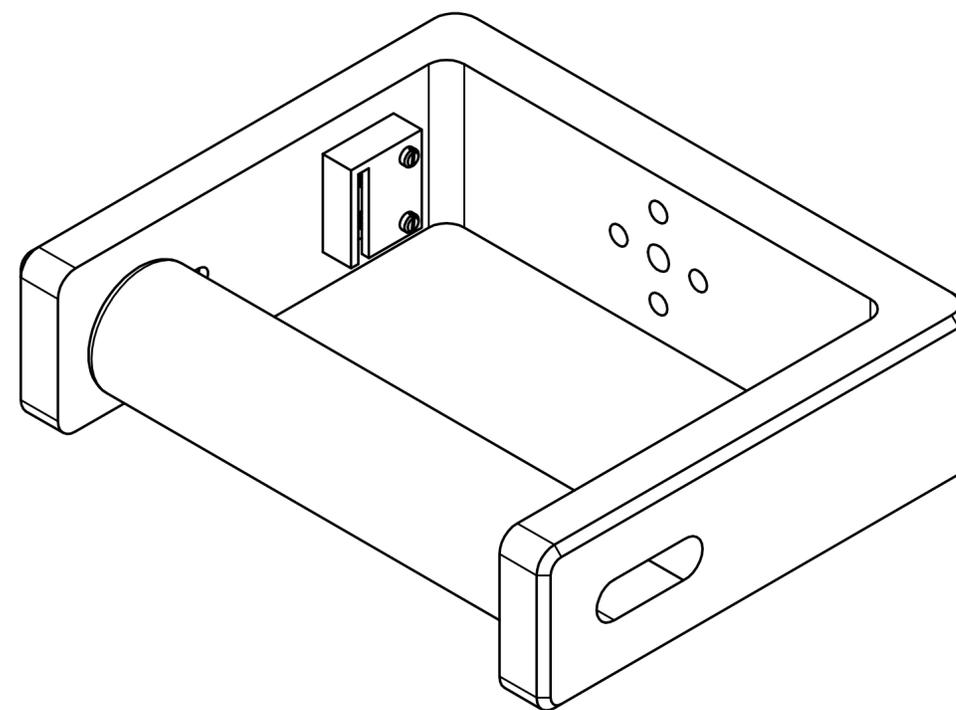


ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA +/- 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	1MTR02-1M01 SOORTE PRONACIÓN/SUPINACIÓN	ESCALA 1:2
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.05
COTA NOMINAL    COTA MÁXIMA    COTA MÍNIMA		LÁMINA: 11-A3-D5

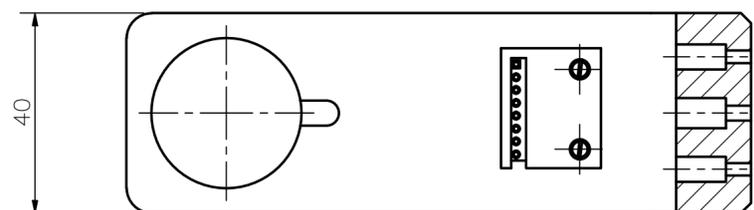




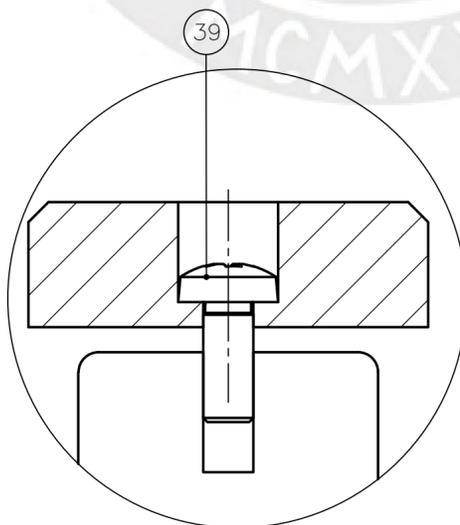
CORTE A-A



DETALLE A  
ESCALA 2 : 1



CORTE C-C



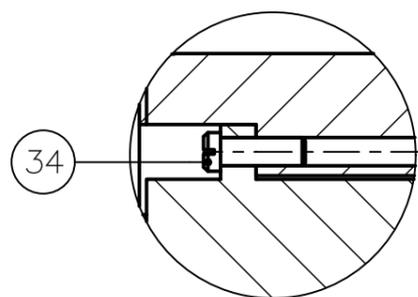
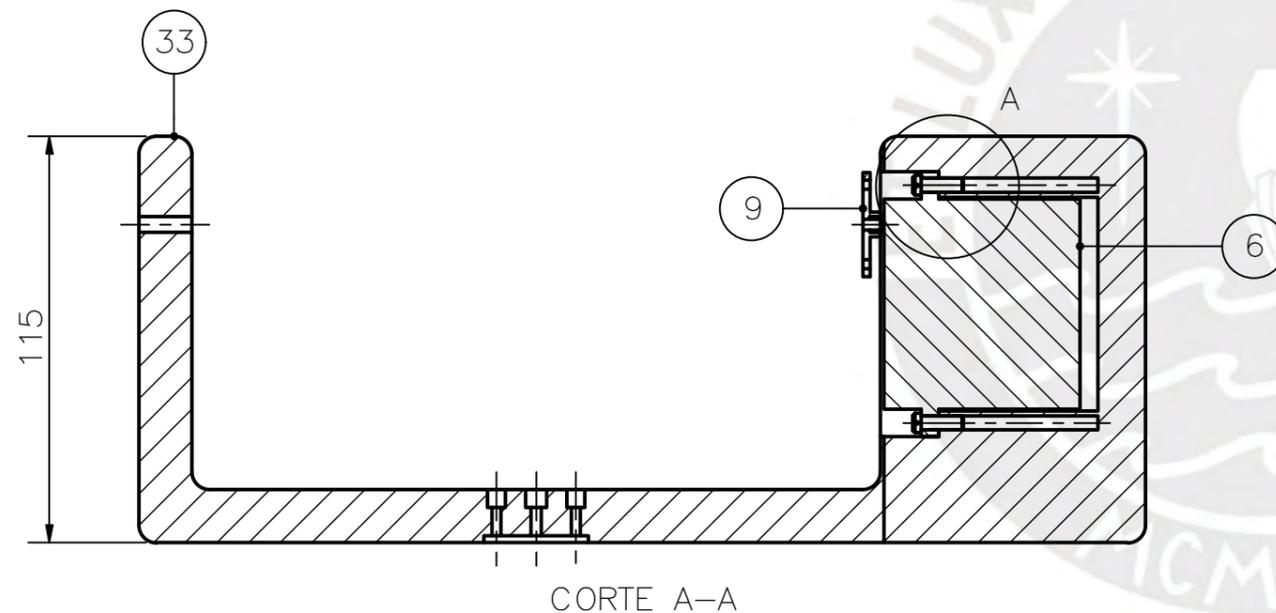
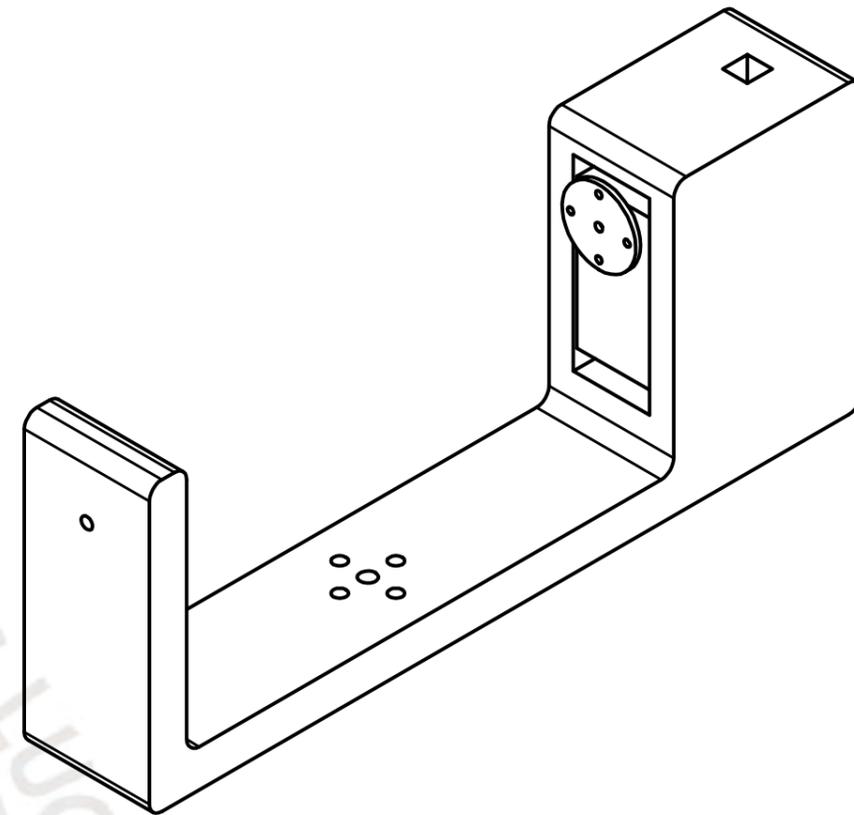
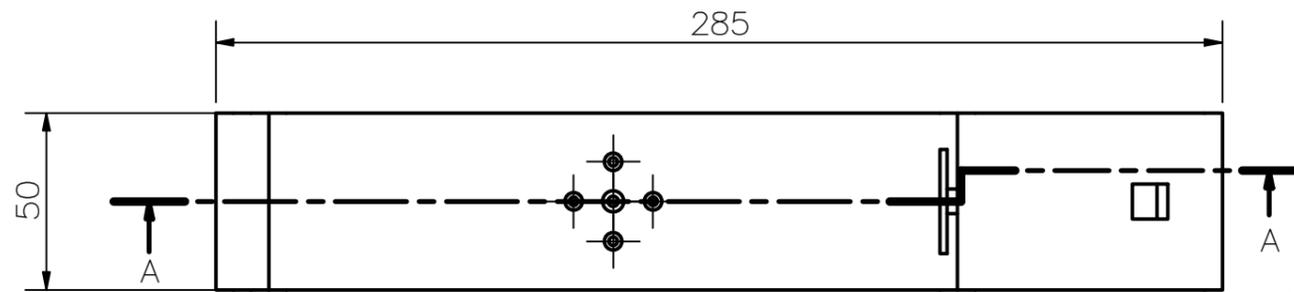
DETALLE B  
ESCALA 2 : 1

LISTA DE COMPONENTES					
41	2	TORNILLO RANURADO - M3 x 8	DIN 920	ALSI 304	
40	1	SENSOR INERCIAL MPU6050			
39	2	TORNILLO DE CABEZA CILÍNDRICA - M5x12	DIN 7985 (H)	ALSI 304	
38	1	MANGO DE AGARRE		PLÁSTICO PLA	VER 12-A3-D7
37	1	SOPORTE DE MANGO DE AGARRE		PLÁSTICO PLA	VEJR 11-A3-D6
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	1MTR02-10M1	ESCALA
	SOPORTE DE MANO	1:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.05
		LÁMINA: 05-A2-E5

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



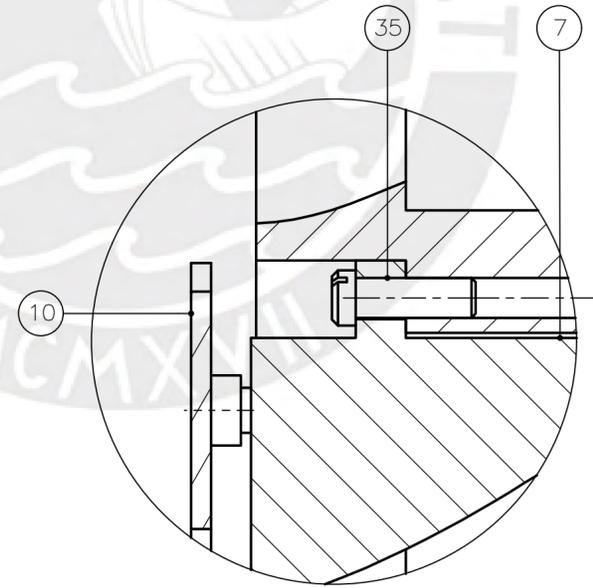
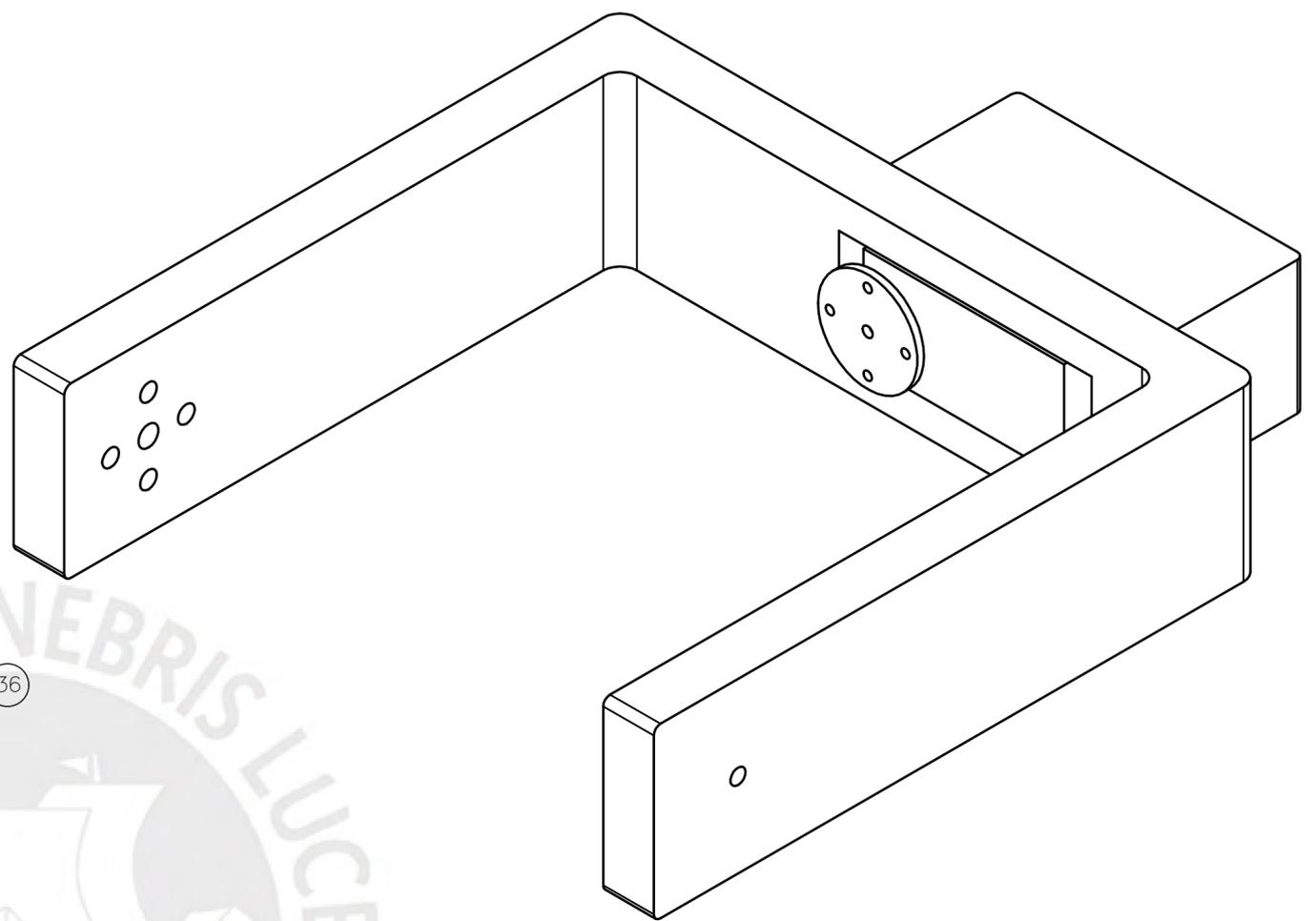
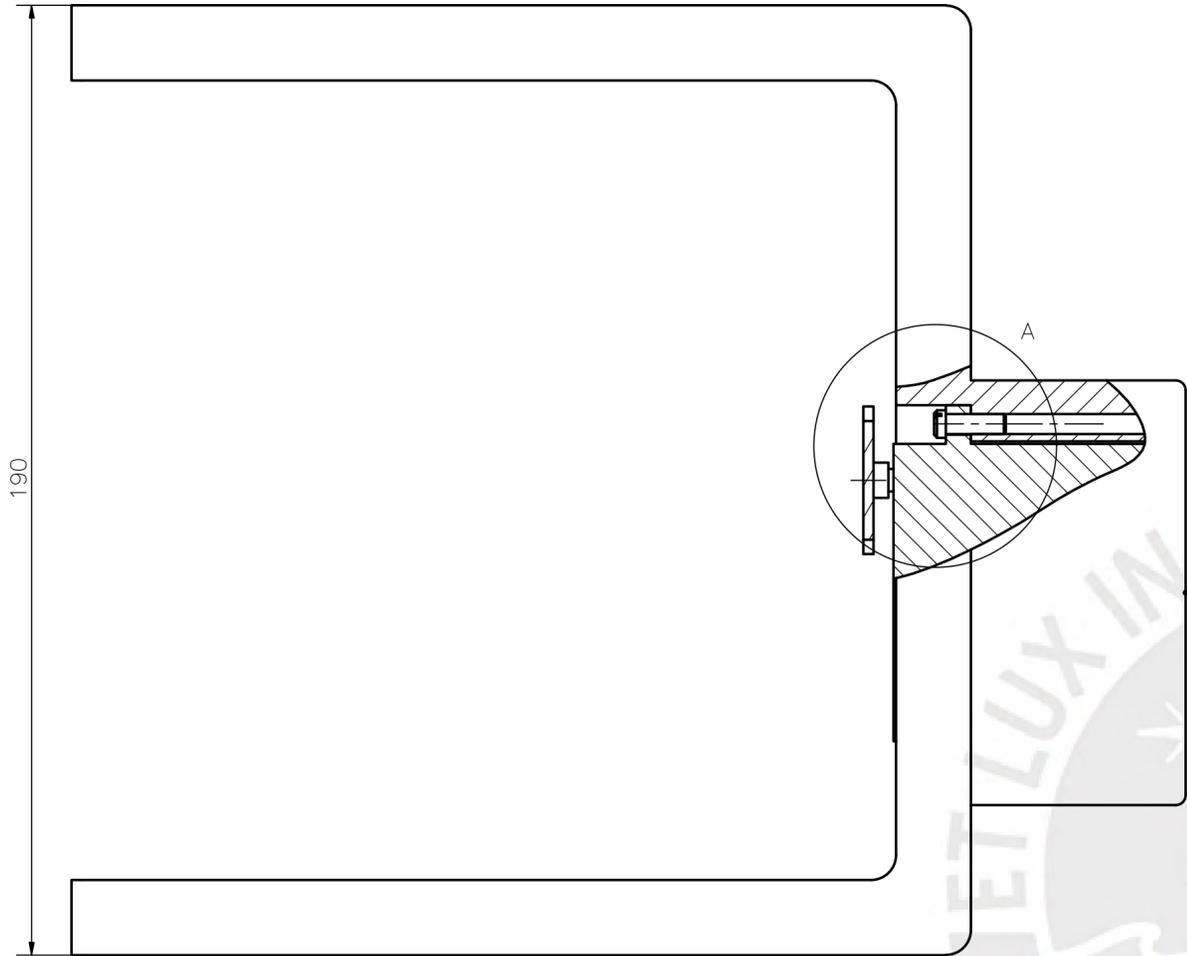
DETALLE A  
ESCALA 1 : 1

LISTA DE COMPONENTES					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
34	4	TORNILLO RANURADO - M4 x 12	DIN 920	AI SI 304	
33	1	SOPORTE FLEXIÓN/EXTENSIÓN		PLÁSTICO PLA	VER 09-A3-D4
9	1	ACOPLE DE SERVOMOTOR FLEXIÓN/EXTENSIÓN		ALUMINIO 6061	
6	1	SERVOMOTOR DE FLEXIÓN/EXTENSIÓN	HD 1235MG	-	3.9Nm, 0.18 s./60°

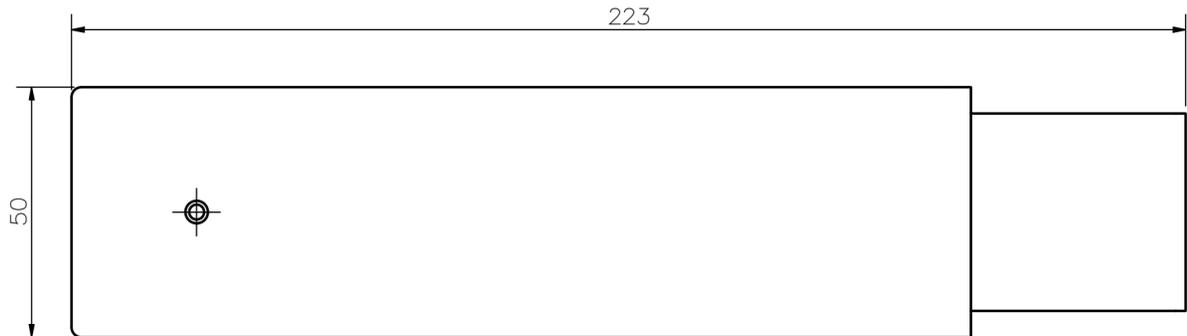
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	ENSAMBLE FLEXIÓN/EXTENSIÓN	ESCALA
		1:2
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.05
		LÁMINA: 03-A3-E3

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



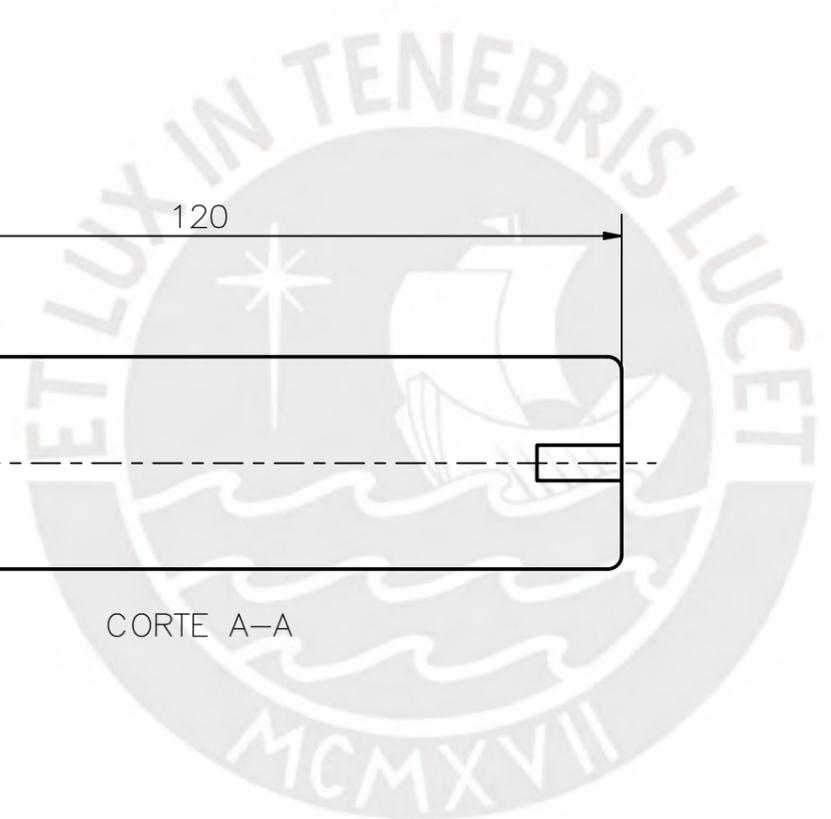
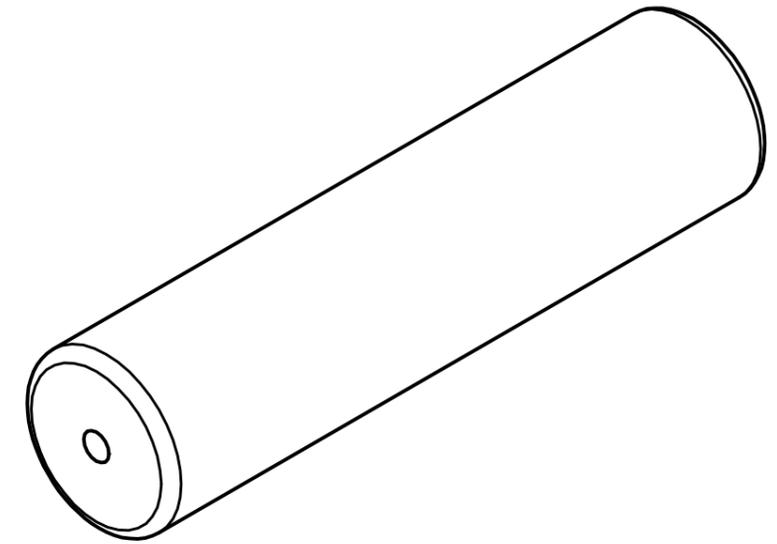
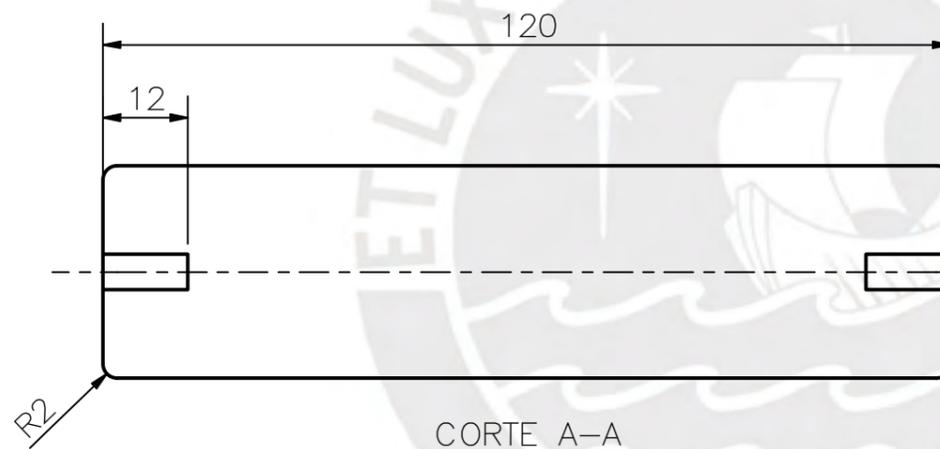
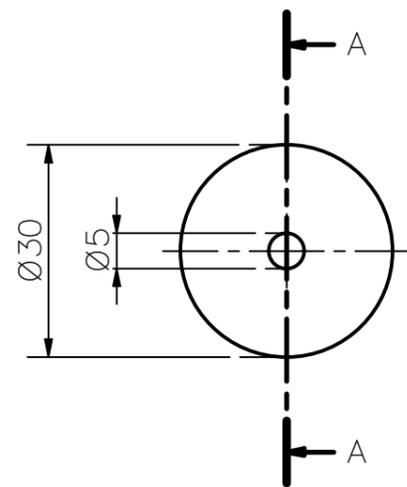
DETALLE A  
ESCALA 2 : 1



LISTA DE COMPONENTES					
36	1	SOPORTE DE PRONACIÓN/SUPINACIÓN		PLÁSTICO PLA	VER 10-A3-D5
35	12	TORNILLO RANURADO - M4 x 12	DIN 920	ALU 304	
10	3	ACOPLE DE SERVOMOTOR		ALUMINIO 6061	
7	3	SERVOMOTOR DE PRONACIÓN/SUPINACIÓN	HD 1235MG	-	3.9Nm, 0.18 s./60°
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

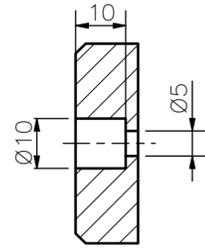
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	1MTRO2-1M01	ESCALA
	<b>ENSAMBLE DE PRONACIÓN/SUPINACIÓN</b>	1:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.05
		LÁMINA: 04-A3-E4

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

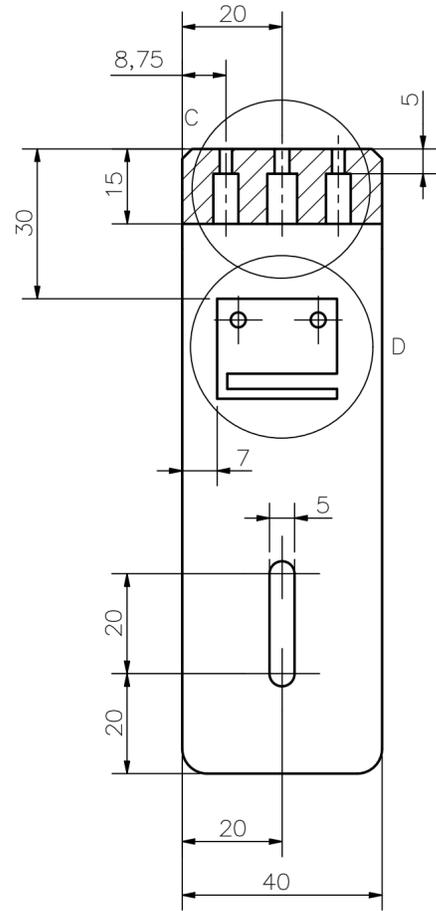


ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA +/- 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	1MTR02-1M01	ESCALA 1:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.05
		LÁMINA: 13-A3-D7

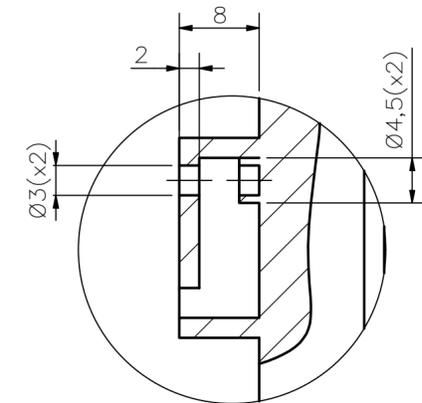
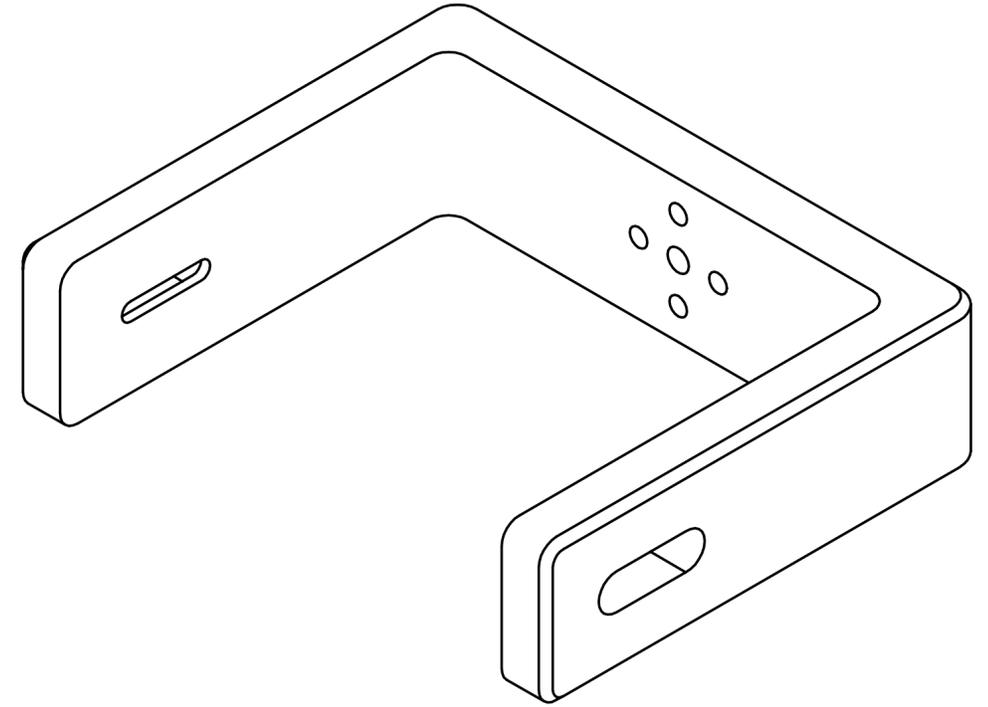
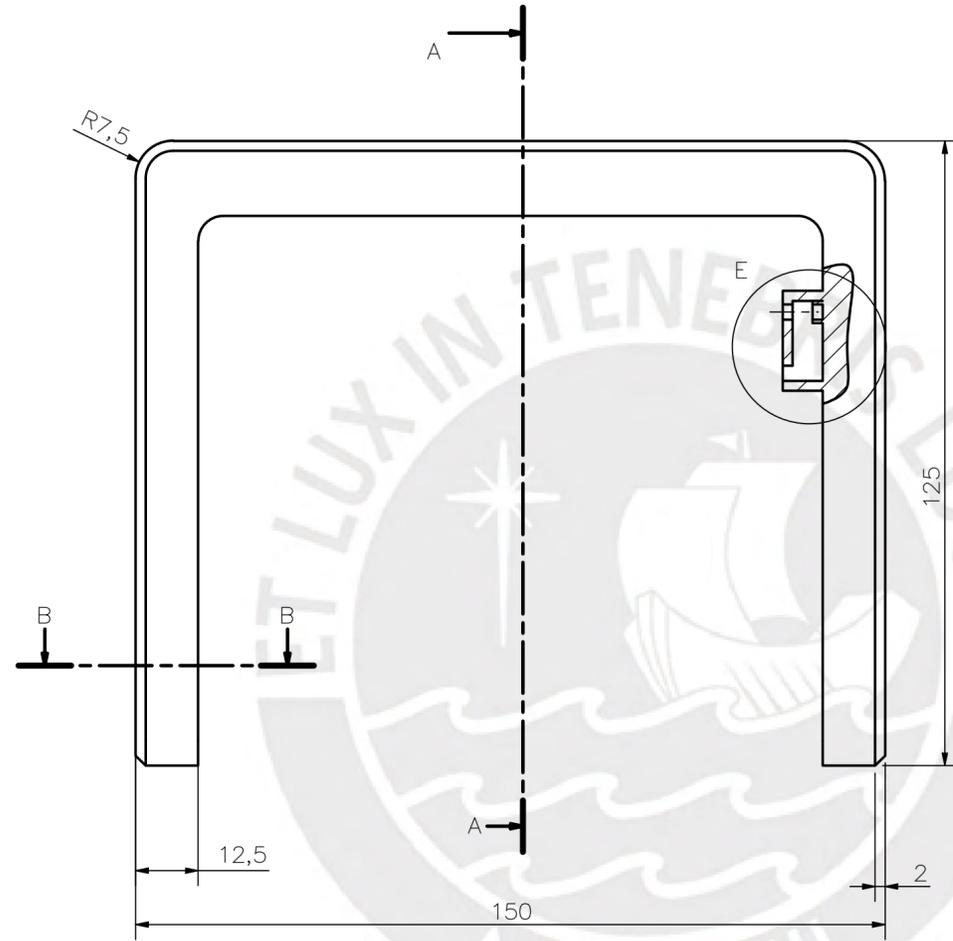
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



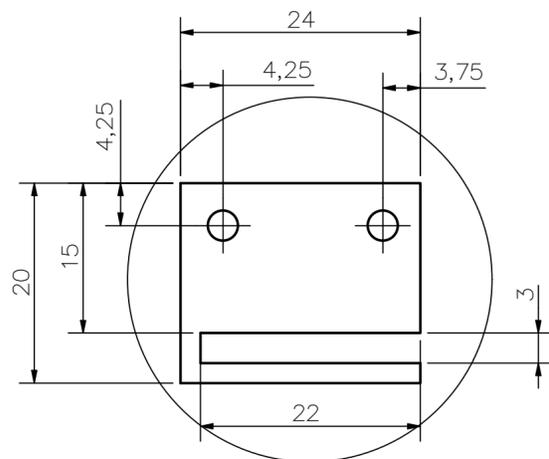
CORTE B-B



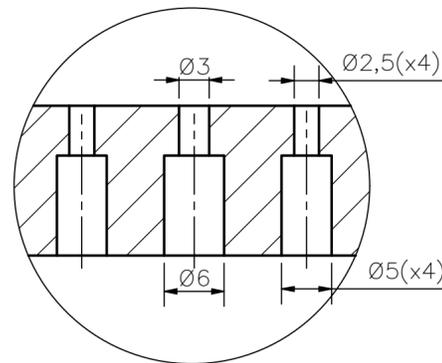
CORTE A-A



DETALLE E  
ESCALA 2 : 1



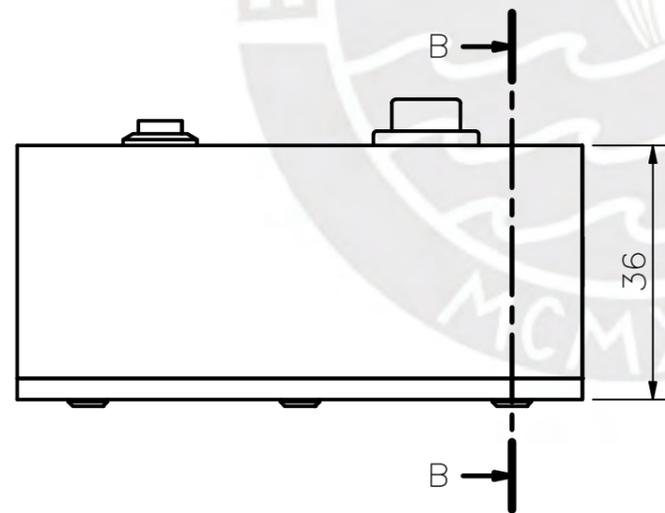
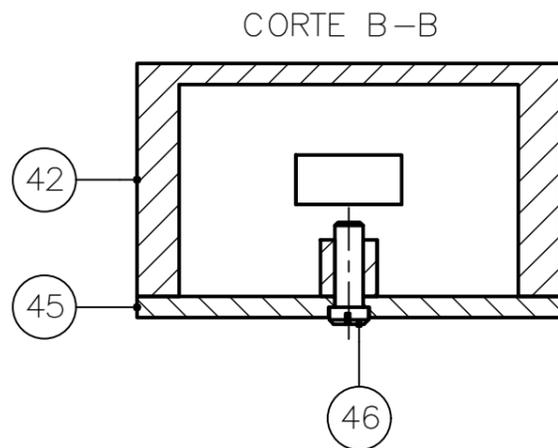
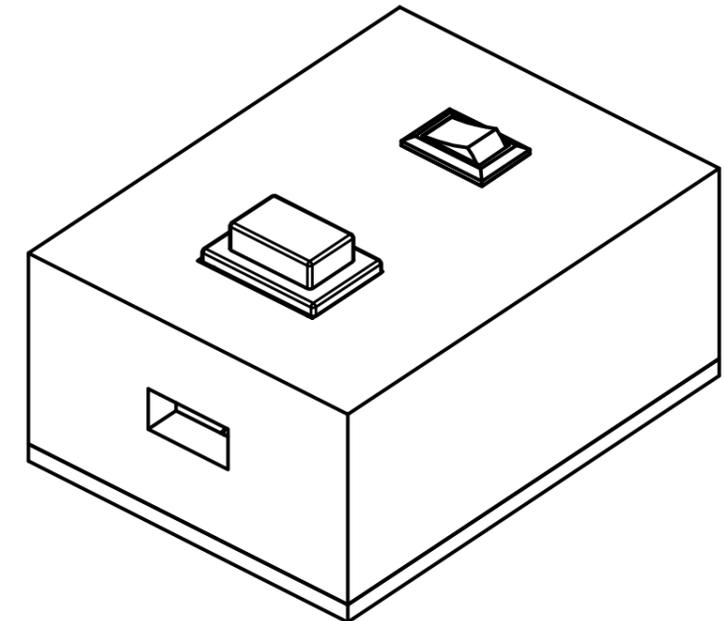
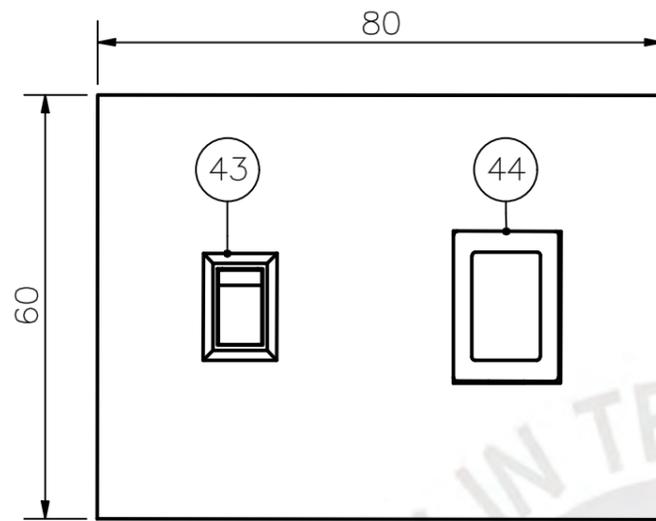
DETALLE D  
ESCALA 2 : 1



DETALLE C  
ESCALA 2 : 1

ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA +/- 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN [Symbol]	1MTR02-1M01 SOPORTE DE MANGO DE AGARRE	ESCALA 1:2
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.05
		LÁMINA: 12-A2-D6

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

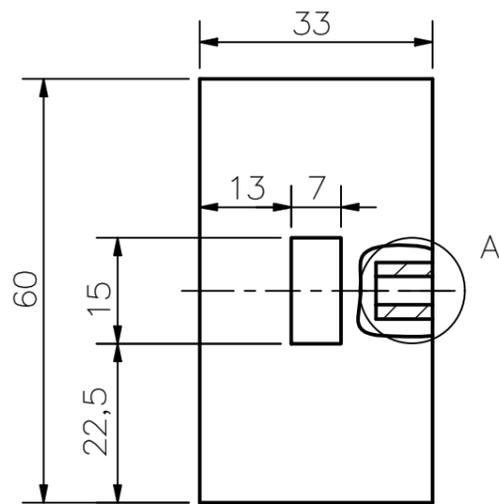


PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
46	4	TORNILLO DE CABEZA RANURADA - M4 x 12	DIN 920	AISI 304	
45	1	TAPA DE UNIDAD DE CONTROL		PLÁSTICO PLA	VER 15-A3-D9
44	1	BOTÓN PULSADOR DE EMERGENCIA		-	
43	1	INTERRUPTOR ON/OFF		-	
42	1	CARCASE DE UNIDAD DE CONTROL		PLÁSTICO PLA	VER 14-A3-D8

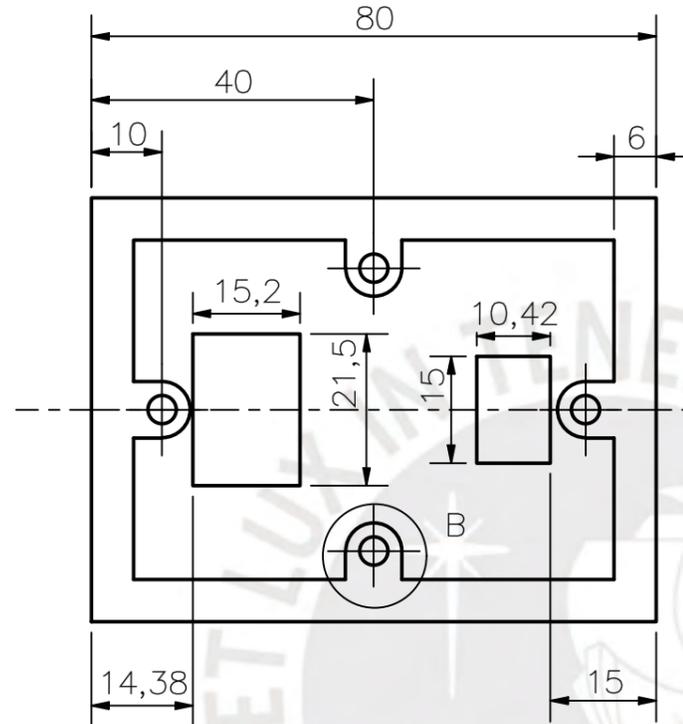
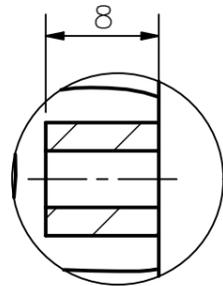
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	1MTR02-1M01	ESCALA
	UNIDAD DE CONTROL	1:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.14
		LÁMINA: 06-A3-E6

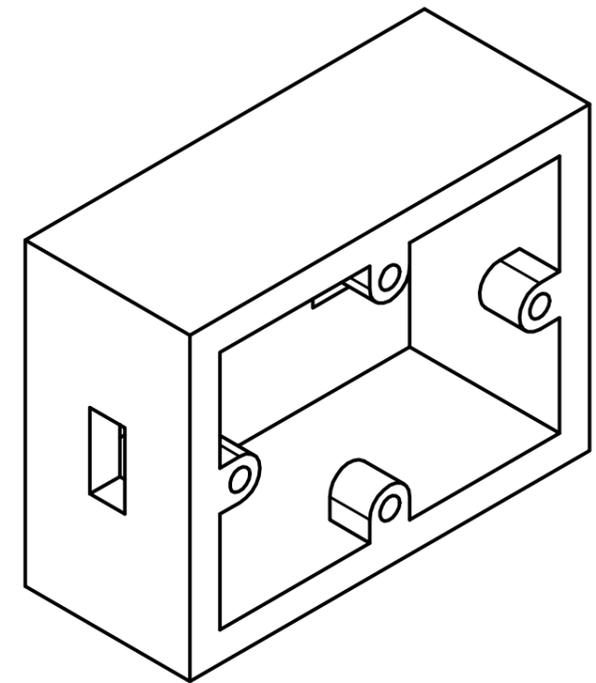
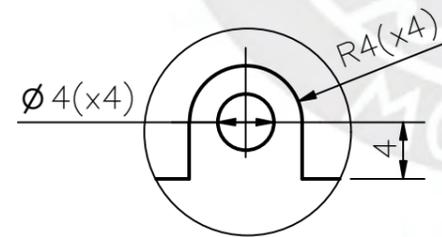
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

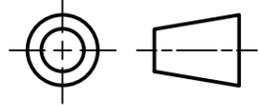


DETALLE A  
ESCALA 2 : 1

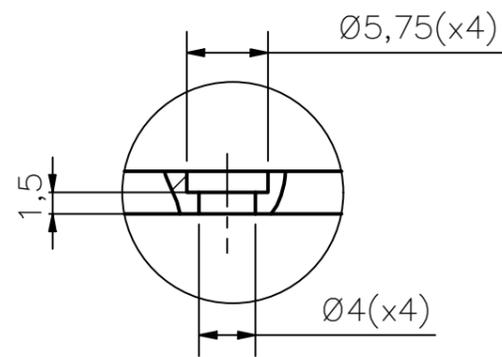
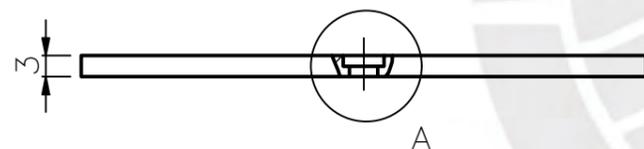
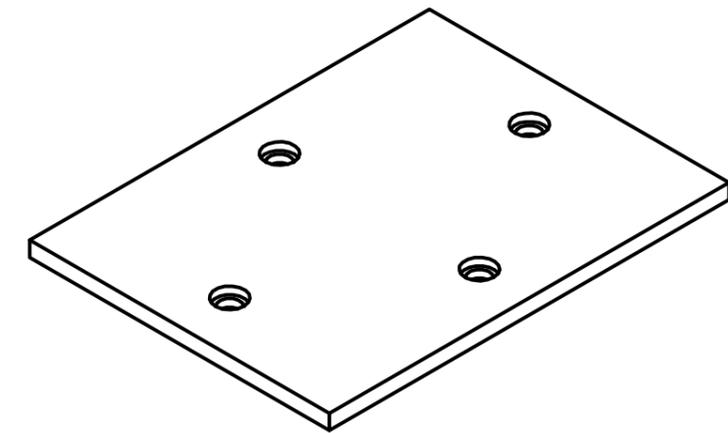
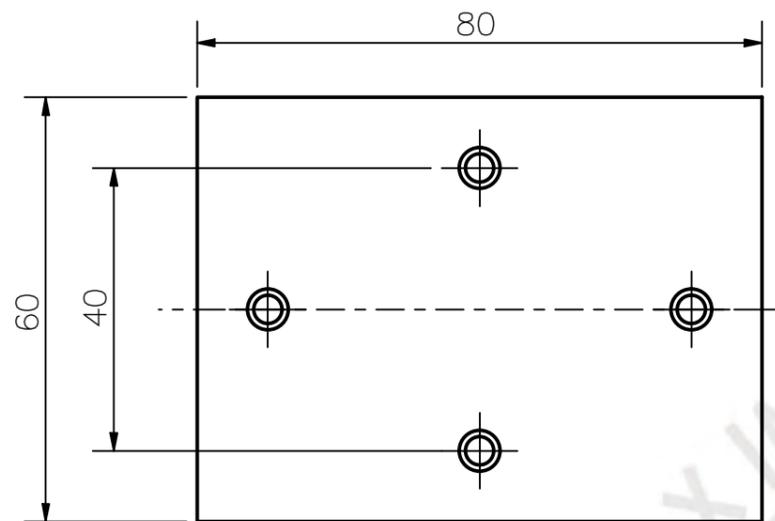


DETALLE B  
ESCALA 2 : 1

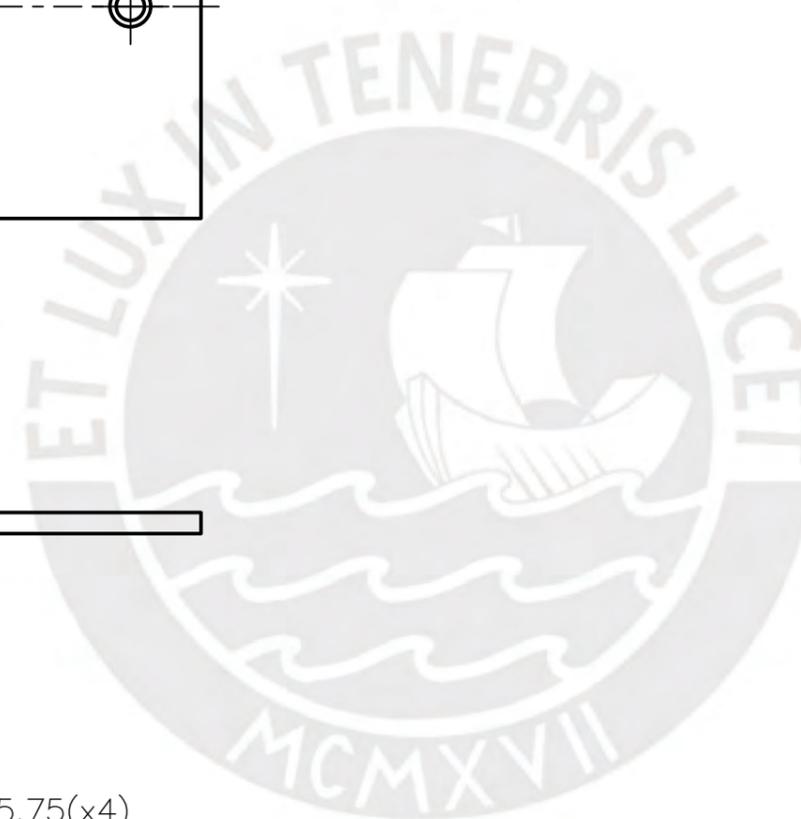


ACABADO SUPERFICIAL N9/✓	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA +/- 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	1MTR02-01M1 CARCASA DE UNIDAD DE CONTROL	ESCALA 1:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2019.10.14
		LÁMINA: 14-A3-D8

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
-----------------	----------------	----------------



DETALLE A  
ESCALA 2 : 1



ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA +/- 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	1MTR02-01M1 TAPA DE UNIDAD DE CONTROL	ESCALA 1:1
20140218	TRIBEÑO ALATA, EDWARD EMILL	FECHA: 2018.10.14
		LÁMINA: 15-A3-D9

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

