

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIA E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO
PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

Máximo Carlosmartín León Villar

ASESORA:

Mg. Victoria Elizabeth Abarca Pino

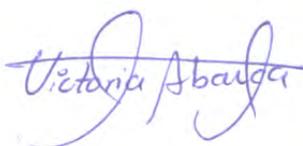
Lima, Octubre, 2023

Informe de Similitud

Yo, Victoria Elizabeth Abarca Pino, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesora de la tesis titulada "Diseño de un dispositivo de rehabilitación portátil de codo para personas con epicondilitis lateral", del autor: Máximo Carlosmartín León Villar.

dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud del 3.%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 10/10/2023.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: 10 de octubre del 2023	
Apellidos y nombres de la asesora: Abarca Pino Victoria Elizabeth	
CE: 001384213	Firma: 
ORCID: 0000-0001-7682-5058	

RESUMEN

En el presente trabajo se ha realizado el diseño de un dispositivo de rehabilitación portátil de codo para personas de 1.50 a 1.75 m, con un peso máximo de 80 kg. que padezcan de epicondilitis lateral que hayan concluido con el proceso inflamatorio de la zona afectada. Este dispositivo cuenta con dos terapias pasivas de codo y antebrazo, y una terapia activa de muñeca donde el paciente controla el movimiento. Se cuenta con sensores de carga permiten realizar estimaciones a un microcontrolador maestro para monitorear la fuerza de apriete ejercida por el paciente y el torque que realiza su muñeca. Los resultados obtenidos de fuerza y torque, permiten visualizar cómo el usuario se recupera de la lesión y fortalece la zona previamente afectada teniendo como resultado una menor probabilidad de recaer en esta afección de codo.

El dispositivo se sujeta al miembro afectado del paciente mediante correas de uso médico de nylon y franela evitando la irritación en la piel de los pacientes. Así mismo, el deslizamiento de los cilindros de extensión permite regular la posición del apoyo de antebrazo. La velocidad y rangos de movimiento son ingresados a través de la pantalla táctil, y esta misma permitirá la visualización del progreso del paciente.

Utilizando la metodología VDI 2221 de la Norma Alemana se realizó el estado del arte, que incluye los conceptos anatómicos para comprender la zona afectada y la lesión, así como el estudio de dispositivos existentes en el mercado, patentes y proyectos. Con la información obtenida se detallaron los requerimientos del dispositivo y se plantearon los conceptos de solución para obtener el proyecto preliminar. Posteriormente, con el estudio del ámbito mecánico, eléctrico-electrónico y de control, se seleccionaron y diseñaron los componentes necesarios. Finalmente se integra el sistema, se crea la lista de planos y se realiza una estimación de costos de diseño y fabricación del dispositivo.

AGRADECIMIENTOS

Gracias a mi madre por el increíble apoyo que me ha brindado y es que sin ella no habría conseguido muchas de las metas que me he propuesto a lo largo de mi vida, y a mis hermanas, que me alientan constantemente a ser una persona cada vez mejor con el ejemplo que me brindan.

A mis tías Luz y Judith por alentarme a continuar con mis estudios y siempre estar presentes para ayudarme. A mi prima Rosario por su paciencia al enseñarme sobre las terapias de rehabilitación.

A Dios por permitirme llegar tan lejos y darme la oportunidad de estudiar una carrera tan interesante como es la Ingeniería Mecatrónica.

A mi asesora Victoria Abarca por ser una excelente persona, profesora y asesora, su increíble paciencia, persistencia y compromiso me han permitido aprender mucho como estudiante y persona.

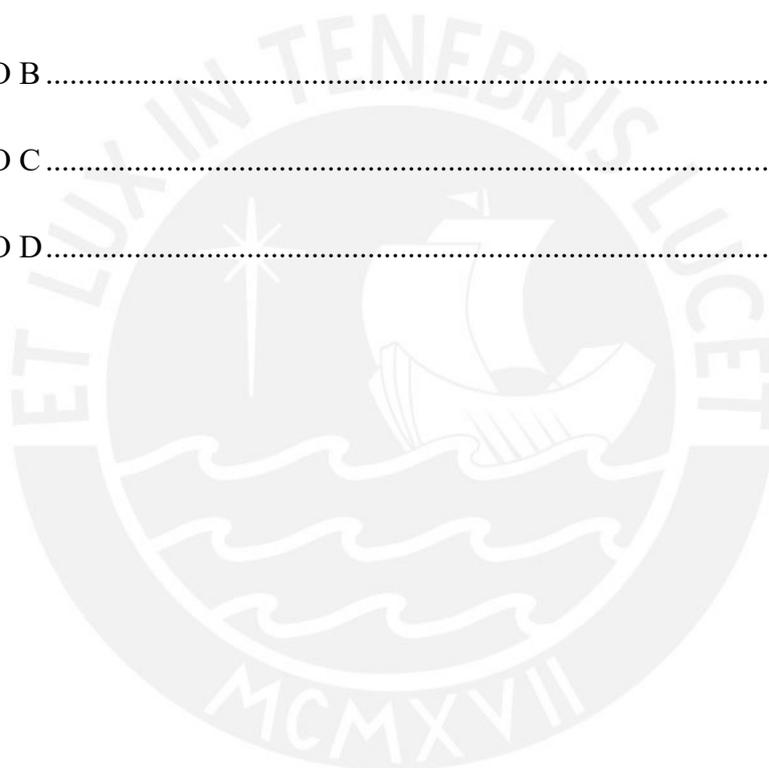
A los profesores del curso de Trabajo de Fin de Carrera: Erika Madrid, Kurt Paulsen, Elizabeth Villota y Héctor Oscanoa porque con cada comentario y sugerencia, me permitieron mejorar mis argumentos y profundizar en mi trabajo.

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN.....	i
AGRADECIMIENTOS	ii
ÍNDICE DE TABLAS	vi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
INTRODUCCIÓN	1
CONCEPTOS ANATÓMICOS DEL MIEMBRO SUPERIOR	4
1.1 ANATOMÍA.....	4
1.1.1 HUESOS Y ARTICULACIONES.....	4
1.1.2 CÁPSULA ARTICULAR Y LIGAMENTOS.....	5
1.1.3 MÚSCULOS.....	6
1.1.4 ANTROPOMETRÍA	8
1.2 BIOMECÁNICA DEL CODO	9
1.2.1 PLANOS DE MOVIMIENTO.....	9
1.2.2 TIPOS DE MOVIMIENTO	10
1.2.3 RANGOS DE MOVIMIENTO.....	11
1.3 EPICONDILITIS LATERAL.....	12
1.3.1 CAUSAS.....	13
1.3.2 EFECTOS Y DIAGNÓSTICO	13
1.3.3 TRATAMIENTOS.....	14
ESTADO DEL ARTE.....	19
2.1 DISPOSITIVOS COMERCIALES.....	19
2.2 INVESTIGACIONES DE DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN.....	20
2.3 PATENTES.....	22
DISEÑO CONCEPTUAL.....	24
3.1 REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO	24
3.2 CAJA NEGRA.....	26
3.3 ESTRUCTURA DE FUNCIONES.....	27

3.4	MATRIZ MORFOLÓGICA.....	29
3.5	CONCEPTOS DE SOLUCIÓN.....	31
3.6	ANÁLISIS TÉCNICO-ECONÓMICO.....	36
DISEÑO MECÁNICO.....		39
4.1	DIMENSIONAMIENTO GENERAL	39
4.2	ANÁLISIS MECÁNICO DE LOS SUBSISTEMAS DEL DISPOSITIVO	42
4.2.1	SUBSISTEMA DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN RESISTIDA DE LA MUÑECA	42
4.2.2	SUBSISTEMA DE PRONACIÓN – SUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO	45
4.2.3	SUBSISTEMA DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN DE CODO.....	49
4.2.4	SUBSISTEMA DE SOPORTE Y ELEVACIÓN DEL DISPOSITIVO	59
4.3	SIMULACIÓN DEL ELEMENTO CRÍTICO	63
4.4	CARGAS MÁXIMAS SOBRE EL USUARIO.....	64
5.	DISEÑO ELECTRÓNICO Y CONTROL DEL SISTEMA	66
5.1	LÓGICA DE FUNCIONAMIENTO DEL DISPOSITIVO.....	66
5.2	ARQUITECTURA DEL SISTEMA DE CONTROL.....	67
5.3	ARQUITECTURA DE HARDWARE	69
5.4	SELECCIÓN DE SENSORES Y ACTUADORES.....	70
5.5	SELECCIÓN DE CONTROLADORES	72
5.6	INTERFAZ DE USUARIO – DISPOSITIVOS PERIFÉRICOS	74
5.7	CÁLCULOS DE CONSUMO DE ENERGÍA DEL DISPOSITIVO...	74
5.8	DIAGRAMA CON LOS COMPONENTES SELECCIONADOS	76
INTEGRACIÓN DEL SISTEMA		77
6.1	MODELO 3D DEL DISPOSITIVO Y DESCRIPCIÓN	77
6.2	DIAGRAMA DE OPERACIONES DE LOS USUARIOS	80
6.2.1	PROFESIONAL EN REHABILITACIÓN	80
6.2.2	PACIENTE	83
PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS		85

7.1 PLANOS	85
7.2 ESTIMACIÓN GENERAL DE LOS COSTOS	86
CONCLUSIONES	91
RECOMENDACIONES	92
BIBLIOGRAFÍA	93
LINKIGRAFÍA	96
ANEXO A	100
ANEXO B	101
ANEXO C	116
ANEXO D	117



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Medidas del brazo y mano [Dreyfuss, 1993]	8
Tabla 1.2. Porcentaje del peso total del cuerpo que representa cada parte [Plagenhoef, 1983].	9
Tabla 1.3. Posición relativa del centro de masa en cada segmento del brazo [Plagenhoef, 1983].	9
Tabla 3.1 Matriz morfológica: Dominio mecánico.	29
Tabla 3.2. Matriz morfológica: Dominio de energía.	30
Tabla 3.3. Matriz morfológica: Dominio de control.	30
Tabla 3.4 Matriz morfológica: Dominio sensores.	30
Tabla 3.5. Matriz morfológica: Dominio interfaz.	30
Tabla 3.6. Pesos asignados.	36
Tabla 3.7. Evaluación y comparación técnica de los conceptos de solución.	36
Tabla 3.8. Evaluación y comparación económica de los conceptos de solución.	37
Tabla 4.1 Dimensiones recomendadas para el apoyo de brazo de una silla de trabajo [Dreyfuss, 1993].	40
Tabla 4.2. Parámetros de movimiento para las terapias pasivas.	46
Tabla 4.3. Velocidad de rotación del eje del motor.	46
Tabla 4.4. Momentos de inercia de los segmentos a rotar respecto a sus centros de masa [Challis, 1996], los ejes siguen la orientación del presentado en la Figura 4.6.	47
Tabla 4.5. Velocidades de la empuñadura para hombres y mujeres.	53
Tabla 4.6. Velocidades angulares del piñón para la flexión extensión de codo.	53
Tabla 4.7. Momentos de inercia de los segmentos del dispositivo a mover.	53
Tabla 5.1. Celdas de carga.	70
Tabla 5.2. Motores DC para los requerimientos establecidos.	71
Tabla 5.3. Alternativas de sistemas embebidos.	72
Tabla 5.4. Microcontroladores Arduino.	73
Tabla 5.5. Opciones en pantallas táctiles.	74
Tabla 5.6. Consumos energéticos de los componentes del dispositivo.	75
Tabla 7.1. Listado de planos del dispositivo de rehabilitación de codo.	86
Tabla 7.2. Costos de componentes mecánicos.	86
Tabla 7.3. Costos de los tornillos y tuercas.	87
Tabla 7.4. Costo de los componentes electrónicos.	88

Tabla 7.5. Costos por la impresión en 3D de las piezas del dispositivo por la Sala VEO PUCP.	89
Tabla 7.6. Costo de diseño.	89
Tabla 7.7. Costo total por la fabricación del dispositivo de rehabilitación.	90



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Hueso del codo (a) vista posterior en extensión (b) vista anterior (o ventral) en extensión (c) vista lateral en flexión a 90 grados	5
Figura 1.2. Composición interna de la cápsula articular (a) vista anterior del codo derecho (b) vista anterior de la articulación abierta (c) vista posterior.....	5
Figura 1.3. Ligamentos presentes en el codo (a) vista lateral (b) vista medial de los ligamentos en el codo en flexión a 90 grados	6
Figura 1.4. Antebrazo derecho vista anterior (a) pronación (b) supinación.....	6
Figura 1.5. Vista posterior del antebrazo derecho (a) sin corte en los músculos extensor común de los dedos y extensor propio del meñique (b) con corte en esos músculos para apreciar la posición del radio	7
Figura 1.6. Vista posterior de los músculos del antebrazo, capa superficial	7
Figura 1.7. Dimensiones del brazo (a) hombre (b) mujer	8
Figura 1.8. Principales planos del cuerpo (a) planos medios y plano sagital (b) plano frontal o coronal (c) plano transversal y plano frontal de los pies [Moore, 2017].....	10
Figura 1.9. Tipos de articulaciones en el codo (a) tipo bisagra (b) tipo pivote.....	10
Figura 1.10. Movimientos del codo y antebrazo (a) extensión y flexión del codo (b) supinación y pronación del antebrazo [Netter, 2018] [Moore, 2017].....	11
Figura 1.11. Flexión/extensión de la muñeca [Moore, 2017].	11
Figura 1.12. Rangos de movimiento (a) flexión / extensión del codo (b) supinación y pronación del antebrazo [Malagelada, 2014].	12
Figura 1.13. Rango de movimiento en la muñeca (a) flexión (b) extensión	12
Figura 1.14. Lesiones en el tendón extensor común	13
Figura 1.15. Test de la fuerza de agarre empleando un dinamómetro de mano	14
Figura 1.16. Banda/brazaletes para reducir el estrés en el epicóndilo lateral.....	16
Figura 1.17. Aplicación de corticosteroides en un paciente (a) fotografía real (b) vista del tendón sobre el cual la inyección es aplicada.....	16
Figura 1.18. La manipulación de Mill paso a paso (a) brazo rotado hacia atrás (b) comienza la flexión manteniendo la mano en flexión completa (c) se consigue extensión completa del brazo del paciente.....	17
Figura 1.19. Secuencia 1 (a) apretar el puño (b) extensión forzada (c) flexión forzada (d) torsión una vara	18

Figura 1.20. Secuencia 2 empleando una banda elástica (a) extensión resistida (b) flexión resistida (c) desviación radial/cubital resistida	18
Figura 1.21. Secuencia 3 (a) movimiento rotatorio de la muñeca usando una mesa como apoyo (b) presionar las manos contra una pared	18
Figura 1.22. Secuencia 4 terapia ocupacional	18
Figura 2.1. E3 Elbow CPM Device ¹³	19
Figura 2.2. Kinetec 6080 Elbow CPM ¹⁴	20
Figura 2.3. Dispositivo CPM para tratamiento de ACV o postquirúrgico.....	20
Figura 2.4. Prototipo inicial de RECODO ¹⁵	21
Figura 2.5. Diseño 3D del dispositivo neumático	22
Figura 2.6. Brazo izquierdo con el dispositivo de rehabilitación.....	22
Figura 2.7. Paciente sujetado a al dispositivo tipo CPM	23
Figura 2.8. Dispositivo robótico de rehabilitación para codo	23
Figura 3.1. Caja negra del dispositivo de rehabilitación.....	27
Figura 3.2. Concepto de solución 1. a) Vista lateral b) Vista frontal.....	32
Figura 3.3. Concepto de solución 1 (a) corte al sistema de flexión extensión del codo (b) detalle al sistema de pronación-supinación.	32
Figura 3.4. Concepto de solución 2. Vista isométrica.	33
Figura 3.5. Concepto de solución 2. Sección A-A.....	34
Figura 3.6. Concepto de solución. Detalle del mecanismo de pronación supinación.	34
Figura 3.7. Concepto de solución 3. Vista isométrica	35
Figura 3.8. Concepto de solución 3 (a) corte a la vista lateral derecha (b) vista superior.	35
Figura 3.9. Integración del análisis técnico y económico.	37
Figura 4.1 Modelo simplificado del brazo flexionado a 90° y sus dimensiones.	40
Figura 4.2. Dispositivo de rehabilitación de codo con las medidas aproximadas (a) vista lateral (b) vista frontal	41
Figura 4.3. Partes principales del dispositivo (a) partes para realizar los movimientos b) partes regulables para ajustarse al paciente.	42
Figura 4.4. Subsistema flexión-extensión de la muñeca (a) posición de reposo y partes del subsistema (b) posición de trabajo y dimensiones principales.....	43
Figura 4.6. Pieza de bloqueo (a) se resalta la sección que resistirá la fuerza de compresión (b) DCL de la sección a compresión.	44

Figura 4.7. Sistema de pronación supinación del antebrazo (a) vista isométrica (b) vista de la sección A-A.	45
Figura 4.8 Se muestran los 3 ejes respecto al dispositivo y brazo del paciente. El eje X es el de pronación de antebrazo y el eje Z es el de flexión de codo.....	47
Figura 4.9. Ubicación de los cilindros extensores del antebrazo.	49
Figura 4.10. Cargas sobre los cilindros extensores (a) vista lateral de las cargas sobre los cilindros resaltados en rojo (b) modelo simplificado de las cargas sobre los cilindros.....	50
Figura 4.11. Pasador doble que atraviesa el apoyo rotatorio de codo hacia el contenedor del sistema flexión extensión de codo.....	51
Figura 4.12. Subsistema flexión extensión de codo (a) vista Isométrica (b) vista de la sección A-A.....	51
Figura 4.13. Dispositivo realizando la flexión de codo, siendo los puntos guía, H – hombro, C – codo y E - empuñadura (a) articulación de un GDL, el ángulo α define la posición del cuerpo 2 (b) modelo simplificado que incluye las velocidades y aceleración angular.....	52
Figura 4.15. Análisis de las cargas sobre el eje del codo (a) ubicación del eje en el dispositivo (b) cargas que afectan al eje donde F_1 y F_2 representan las reacciones en los apoyos tipo rodamiento.	56
Figura 4.16. Diagramas de cargas sobre el eje en los tramos A, B y C (a) fuerza cortante y momento flector (b) momento torsor.	57
Figura 4.17. Sección del eje más cargada.	57
Figura 4.18. Corte transversal del eje y la chaveta (a) vista isométrica resaltando el eje y las secciones donde se encuentran las chavetas (b) diagrama del eje con la chaveta (c) dimensiones de la chaveta.	58
Figura 4.19. Cargas y pesos del dispositivo.....	59
Figura 4.20. Altura relativa del apoyo de codo.....	60
Figura 4.21. Sistema de regulación de altura VariStand, fabricado por SUSPA.....	61
Figura 4.22. a) Disposición de los agujeros. b) Corte al acople que permite observar la profundidad de los agujeros.	61
Figura 4.24. Distancia de los tornillos hacia el centro de la unión roscada y área roscada de los tornillos que soporta la carga.....	62
Figura 4.25. Simulación en Autodesk Inventor de las cargas sobre el eje (a) esfuerzo de Von Mises (b) primer esfuerzo principal	63

Figura 4.26. Simulación en Autodesk Inventor de las cargas sobre el eje (a) tercer esfuerzo principal (b) factor de seguridad.....	64
Figura 4.27. Mano sujetando la empuñadura del dispositivo.....	64
Figura 4.28. En rojo, zona de contacto empleando la correa de sujeción de antebrazo.	65
Figura 4.29. Zona de contacto para la flexión de codo.	65
Figura 5.1. Secuencia lógica del dispositivo.....	67
Figura 5.2. Diagrama del sistema de control para el dispositivo.	68
Figura 5.4. Arquitectura de hardware.	69
Figura 5.5. Módulo HX711, requiere una alimentación de 5V – 10 mA para su operación.	71
Figura 5.6. Dual motor MC33926.....	72
Figura 5.7. Adaptador de energía WX-DC2416.	75
Figura 5.8. Módulo XLS6019.	75
Figura 5.9. Arquitectura de hardware del dispositivo con las conexiones entre componentes.....	76
Figura 6.2. Vista interna de componentes en el contenedor de flexión de codo (a) componentes para la flexión de codo (b) circuitos dentro del contenedor de flexión de codo.	78
Figura 6.3. Puertos de conexión del dispositivo de rehabilitación (a) conector IDC hembra y puerto USB tipo B hembra (b) puerto HDMI y jack de alimentación eléctrica	79
Figura 6.4. Detalle del subsistema de flexión-extensión de muñeca (a) vista isométrica (b) corte transversal a la empuñadura, el botón diseñado presionará ambas celdas cuando el usuario ejerce un torque con la muñeca.....	79
Figura 6.5. Posición del motor DC y el módulo amplificador en la caja contenedora del subsistema de pronación-supinación de antebrazo.	80
Figura 6.6 Diagrama de operaciones del terapeuta.	81
Figura 6.11. Diagrama de operaciones del paciente.	84

INTRODUCCIÓN

La epicondilitis lateral conocida como codo de tenista a nivel mundial, es un tipo de tendinitis causada por realizar movimientos repetitivos que comprometen a los músculos del codo, antebrazo y muñeca. Esta inflamación de los tendones afecta del 1 al 3% de la población mundial [Miranda, 2010], a pesar de ser conocida como codo de tenista, sólo el 5% de las personas diagnosticadas con este problema están relacionadas con este deporte¹ el otro 95% son carpinteros, amas de casa, carniceros, jardineros, plomeros, etc.² En el Perú, se ha reportado el aumento de la elaboración de férulas para codo (o extensores de codo semirrígido) en los últimos 9 años.³

La epicondilitis lateral es una tendinopatía que puede curarse por sí misma, esto se consigue si la persona deja reposar el codo afectado, evitando los movimientos repetitivos que inicialmente causaron el problema [Smidt, 2002]. Existen tratamientos no invasivos e invasivos para tratar la epicondilitis. En el Perú, los tratamientos no invasivos son: la aplicación de hielo, masajes, uso de ortesis en el brazo, y terapias físicas, estos tratamientos continúan por aproximadamente 3 meses. Una terapia alternativa pero temporal es la aplicación de esteroides para un alivio rápido de la zona afectada [Smidt, 2002]. La cirugía es el único tratamiento invasivo, sin embargo, se

¹ Fuente: <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/7049-tennis-elbow-lateral-epicondylitis> Consulta: 28/03/2023

² Fuentes: <https://www.handandwristinstitute.com/tennis-elbow-specialist-dallas-texas/> Consulta: 28/03/2023

³ Fuente: <http://www.inr.gob.pe/> Consulta: 24/03/2023

recurre a esta cuando el tejido está muy dañado y no se puede recuperar con los métodos no invasivos. Este procedimiento tiene garantizado un 80% de éxito, y debe ser acompañada por la inmovilización de la extremidad y 3 meses de terapia para su recuperación total⁴.

Fisioterapeutas recomiendan a sus pacientes seguir una rutina de ejercicios en casa para ayudar a la rehabilitación de esta tendinopatía (epicondilitis lateral), estos además, son complementados con masajes aplicados por el especialista en rehabilitación [Stasinopoulos, 2004]. Sin embargo, los pacientes no cumplen con los ejercicios de forma correcta, realizan posturas inadecuadas o un número incorrecto de repeticiones, esto tiene como consecuencia que no se reporten las mejorías esperadas [Struijs, 2004].

Se ha comprobado que las terapias y los masajes contribuyen significativamente a la recuperación del paciente [Smidt, 2002] [Stasinopoulos, 2004], pero no todos tienen acceso o la disponibilidad para acercarse a un fisioterapeuta, además de la ausencia de dispositivos de rehabilitación para tratar esta lesión en el Perú, es por eso que el objetivo principal de este trabajo será el diseño de un dispositivo de rehabilitación portátil de codo para personas con epicondilitis lateral que permita realizar rutinas de ejercicios para mejorar la condición del paciente.

Se seguirá la metodología VDI 2221 y de acuerdo a esta se desarrollarán los capítulos de este trabajo. El primer capítulo se presenta información sobre conceptos anatómicos del brazo, antropometría y una descripción de la epicondilitis lateral, así como las terapias para tratarla. El segundo capítulo se detalla una revisión de la tecnología actual disponible en investigaciones, patentes y productos disponibles en el mercado. En el tercer capítulo se desarrollan los conceptos de solución, el cual comprende la lista de requerimientos, la estructura de funciones, matriz morfológica, bosquejos de los conceptos de solución y el análisis técnico económico. El capítulo cuarto detalla el diseño mecánico del dispositivo de rehabilitación, empleando análisis de dinámica y esfuerzos, y junto con software se podrá realizar una simulación del dispositivo. El quinto capítulo presenta el sistema electrónico y la propuesta del sistema de control

⁴ Fuentes: <https://www.handandwristinstitute.com/tennis-elbow-specialist-dallas-texas/> Consulta: 28/03/2023

para el dispositivo, se presentarán los diagramas esquemáticos de los circuitos requeridos para la operación y funcionamiento del sistema. En el sexto capítulo se integra el dispositivo empleando un modelo 3D y el flujo de operaciones de los usuarios finales. El séptimo capítulo presenta los planos de ensamble y de despiece, así mismo los costos de diseño y fabricación del dispositivo.

Este dispositivo de rehabilitación está orientado a personas de 30 a 50 años, siendo este rango de edad la población más afectada por la epicondilitis lateral [Miranda, 2010], de alturas entre 1.50 a 1.75 m y de peso no superior a los 80 kg. El dispositivo no está orientado a personas con desgarramiento de los tendones, tampoco a pacientes que tengan comprometido el sistema nervioso (ACV), o padezcan de inestabilidad mental o psiquiátrica, además el proceso inflamatorio del codo debe haber concluido⁵. Su funcionamiento será bajo una red eléctrica 220V-60Hz, no será a prueba de agua, y será de fácil uso para el paciente.

Un dispositivo de rehabilitación portátil para epicondilitis lateral novedoso impulsará a los doctores, fisioterapeutas, pacientes y deportistas apuesten por las nuevas tecnologías que se desarrollen en el ámbito de la rehabilitación física en el Perú. El diseño de este dispositivo es un aporte de conocimiento científico en la línea de dispositivos de rehabilitación de miembro superior, sirviendo de base para los investigadores que desarrollen nuevos equipos de rehabilitación para otras lesiones que padecen las personas. Además, este dispositivo de rehabilitación en base a una secuencia de rutinas de ejercicios estándar permitirá un proceso de recuperación más rápido y efectivo para el paciente, que podrá retomar sus labores y actividades de la vida cotidiana en menor tiempo.

⁵ Entrevista realizada a médicos especialistas en rehabilitación de los centros de rehabilitación Osi-Unión. Fecha 25/09/19.

CAPÍTULO 1

CONCEPTOS ANATÓMICOS DEL MIEMBRO SUPERIOR

En este capítulo se establece el marco teórico de este trabajo de investigación, siendo esta la descripción de la anatomía, biomecánica, antropometría, tipos y rangos de movimiento de la zona afectada por la lesión. Se continuará con un estudio breve de la patofisiología de la epicondilitis, concluyendo con los tratamientos y terapias disponibles empleados en la rehabilitación de los pacientes, haciendo énfasis en la terapia física.

1.1 Anatomía

Analizar la anatomía del codo es fundamental en esta investigación, es por ello que se realiza un estudio de los huesos, ligamentos y estructuras que dependen directa e indirectamente del codo y como la epicondilitis afecta los movimientos que puede realizar la persona que padece esta lesión. Esta sección concluye con una revisión de la antropometría del brazo de una persona promedio.

1.1.1 Huesos y articulaciones

Los huesos que conforman al codo son el húmero, cúbito y radio, las uniones entre estos forman tres articulaciones, la húmero-cubital, la húmero-radial, y la radio-cubital proximal, estas tres en conjunto forman la articulación sinovial compuesta del codo. La articulación húmero-cubital y húmero-radial forman una articulación uniaxial tipo

bisagra, mientras que la radio-cubital proximal es una articulación tipo pivote [Maastricht, 1992]. El epicóndilo lateral es una parte del húmero, ubicada en la parte lateral externa del codo, la Figura 1.1 detalla con mayor precisión su posición.

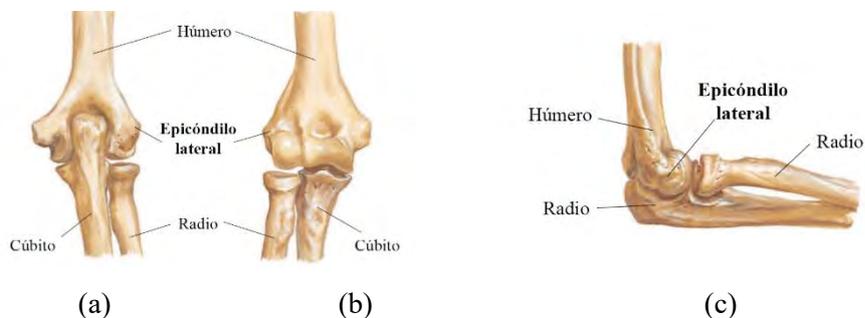


Figura 1.1 Hueso del codo (a) vista posterior en extensión (b) vista anterior (o ventral) en extensión (c) vista lateral en flexión a 90 grados [Netter, 2018].

1.1.2 Cápsula articular y ligamentos

El codo posee una cápsula articular, en esta se encuentran diversos ligamentos, que son los responsables por mantener la estructura de unión de los huesos [Maastricht, 1992]. La Figura 1.2 detalla su composición interna.

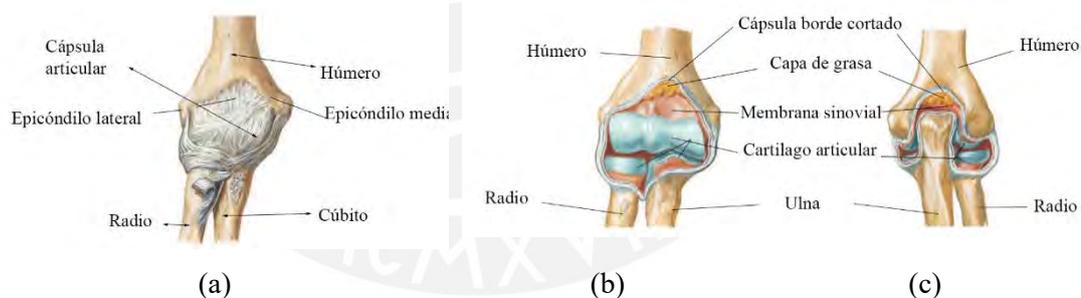


Figura 1.2. Composición interna de la cápsula articular (a) vista anterior del codo derecho (b) vista anterior de la articulación abierta (c) vista posterior [Netter, 2018].

Los ligamentos que se encuentran en la cápsula articular son los responsables de mantener unidos a los huesos y de brindar estabilidad a la estructura entre ellos. La Figura 1.3 muestra las ubicaciones de dichos ligamentos en el codo.

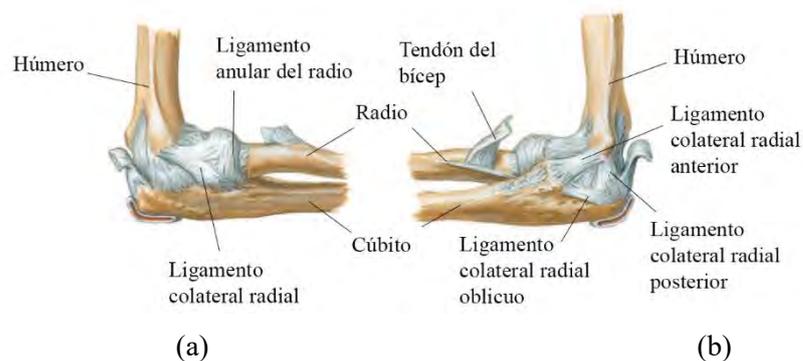


Figura 1.3. Ligamentos presentes en el codo (a) vista lateral (b) vista medial de los ligamentos en el codo en flexión a 90 grados [Netter, 2018].

1.1.3 Músculos

Los músculos son los responsables de brindar movilidad entre otras funciones al cuerpo humano, estos se unen a los huesos a través de los tendones y permiten realizar diversos movimientos dependiendo de su ubicación. A continuación, se presentarán los músculos que se encuentran íntimamente relacionados al epicóndilo lateral, cabe resaltar que estos no sólo permiten los movimientos de la articulación del codo, sino que influyen también en algunos movimientos de la muñeca y mano. En la Figura 1.4 se muestra al músculo supinador, responsable de la supinación y a los músculos redondo y cuadrado encargados de la pronación.

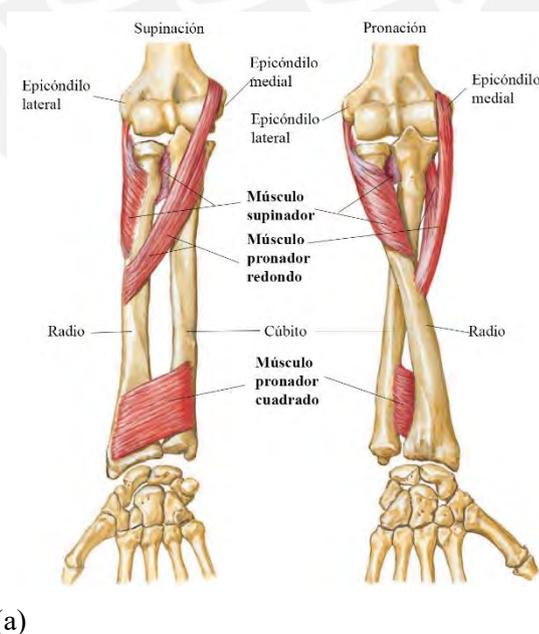


Figura 1.4. Antebrazo derecho vista anterior (a) pronación (b) supinación [Netter, 2018].

La Figura 1.5 muestra a cuatro músculos extensores que nacen del tendón extensor común que está unido directamente al epicóndilo lateral. Estos músculos son los que permiten realizar el movimiento de extensión de la muñeca.

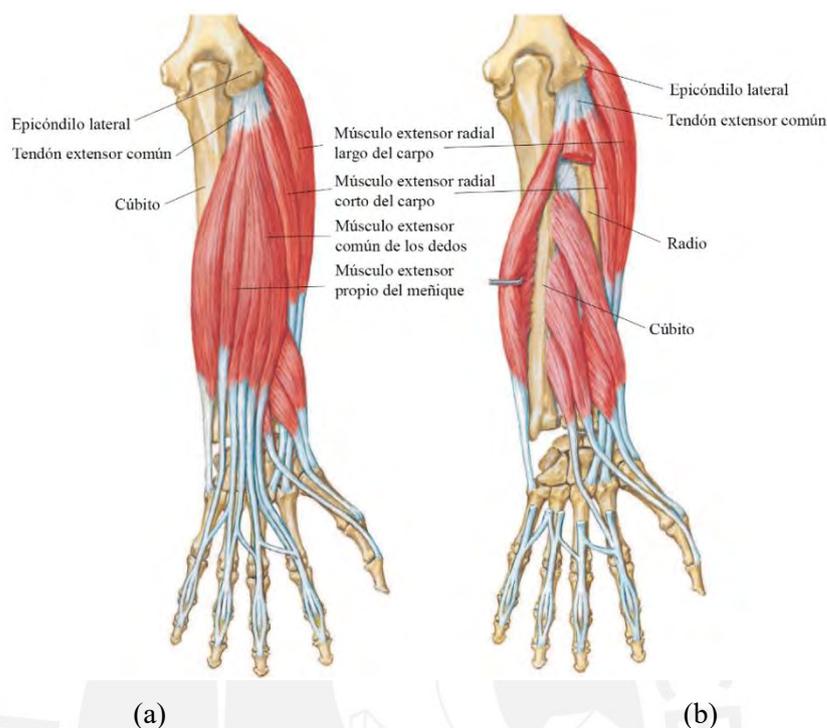


Figura 1.5. Vista posterior del antebrazo derecho (a) sin corte en los músculos extensor común de los dedos y extensor propio del meñique (b) con corte en esos músculos para apreciar la posición del radio [Netter, 2018].

La Figura 1.6 ilustra la posición del músculo ancóneo y el músculo braquiorradial. El ancóneo contribuye principalmente a la extensión del codo mientras que el braquiorradial participa en la pronación, supinación y extensión dependiendo de su posición durante el movimiento.

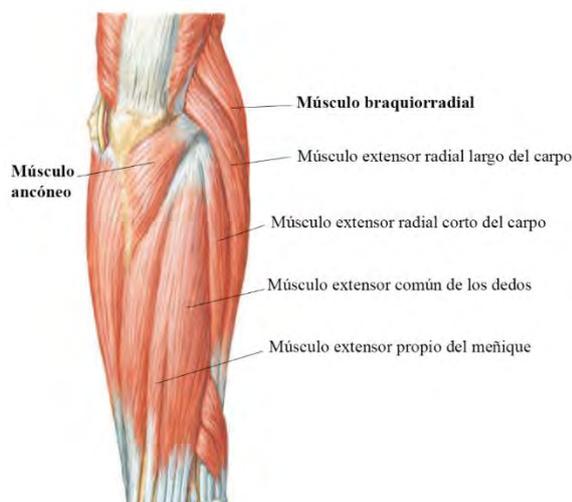


Figura 1.6. Vista posterior de los músculos del antebrazo, capa superficial [Netter, 2018].

1.1.4 Antropometría

La altura promedio de un peruano es de 165 cm para los hombres y 153 cm para las mujeres [Pennisi, 2018], sin embargo, no existen medidas registradas de las dimensiones de los brazos de la población peruana, es por ello que se recurrirá a un estudio de la población estadounidense que mide aproximadamente 10 cm más que un peruano promedio, pero de la que si se guarda registro de medidas más detalladas para el diseño de dispositivos y máquinas [Dreyfuss, 1993] mostradas en la Figura 1.7. Las dimensiones del miembro superior, se recopilan en la Tabla 1.1.

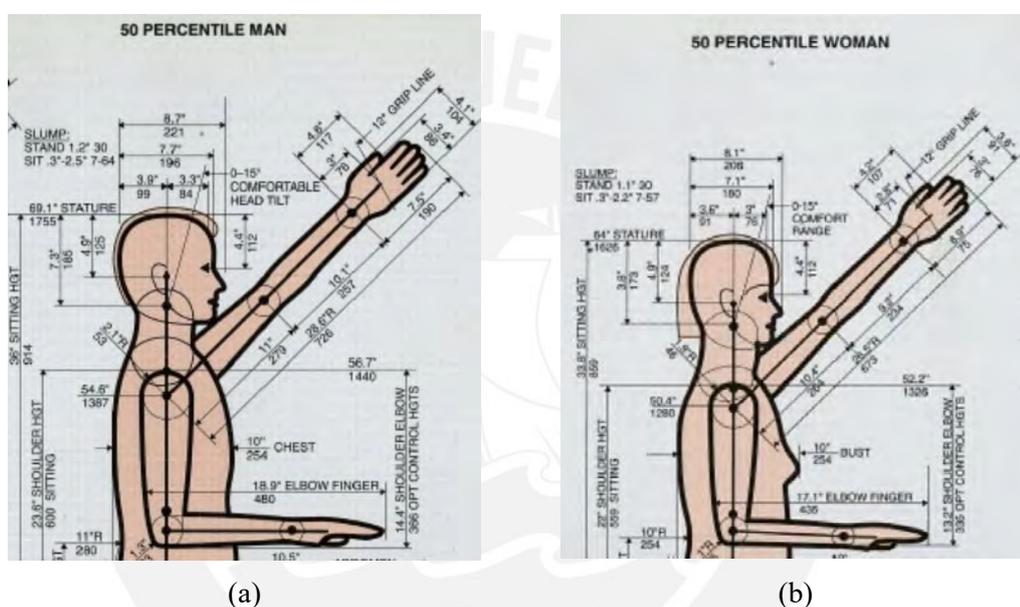


Figura 1.7. Dimensiones del brazo (a) hombre (b) mujer [Dreyfuss, 1993].

Tabla 1.1. Medidas del brazo y mano [Dreyfuss, 1993]

	Brazo (mm)	Antebrazo (mm)	Mano (mm)	Ancho de la mano (mm)
Hombre (máx.)	279	257	190	104
Mujer (mín.)	264	234	177	91

Es necesario conocer el peso de cada parte del brazo para poder diseñar una estructura apropiada que soporte la extremidad del paciente a tratar, la Tabla 1.2 muestra los porcentajes del peso total que representa cada parte [Plagenhoef, 1983], el cálculo del peso se da en base a los pesos promedios de un hombre (78.4 kg.) y una mujer (62.5 kg.) [Dreyfuss, 1993].

Tabla 1.2. Porcentaje del peso total del cuerpo que representa cada parte [Plagenhoef, 1983].

	Brazo		Antebrazo		Mano	
	%	kg	%	kg	%	kg
Hombre (máx.)	3.25	2.55	1.87	1.47	0.65	0.51
Mujer (mín.)	2.90	1.81	1.57	0.98	0.50	0.31

Los centros de masa de cada segmento del brazo permitirán desarrollar una estructura que soporte el brazo de forma segura. Estudios realizados sobre cadáveres y los cuerpos de atletas [Plagenhoef, 1983], nos han dado como resultado la ubicación relativa de cada centro de masa en los segmentos correspondientes. En esta investigación se usará de referencias las medidas proximales, que parten desde el fin de la extremidad y terminan al llegar al torso, en el caso del brazo se parte desde la punta del dedo medio, estas son recopiladas en la Tabla 1.3.

Tabla 1.3. Posición relativa del centro de masa en cada segmento del brazo [Plagenhoef, 1983].

Segmento del brazo	Hombres		Mujeres	
	%	mm	%	mm
Mano	46.8	88.9	46.8	82.8
Antebrazo	43	110.5	43.4	101.6
Brazo	43.6	121.6	45.8	120.9

1.2 Biomecánica del codo

Esta sección describe características relevantes para el estudio de los movimientos dependientes del codo y afectados por la epicondilitis lateral. Se comienza con una descripción breve de los planos de movimiento del cuerpo, los tipos de movimiento que permite la articulación del codo y un movimiento de la muñeca, y se concluye revisando los rangos de cada uno de estos movimientos.

1.2.1 Planos de movimiento

La anatomía descriptiva propone 3 tipos de planos imaginarios para realizar las descripciones necesarias de las partes y movimientos del cuerpo, como se muestra en la Figura 1.8. El plano medio divide al cuerpo en mitades izquierda y derecha, los planos frontales son verticales y perpendiculares al medio, los planos transversos son horizontales y perpendiculares al plano medio y finalmente, los planos sagitales que son paralelos al plano medio [Moore, 2017].

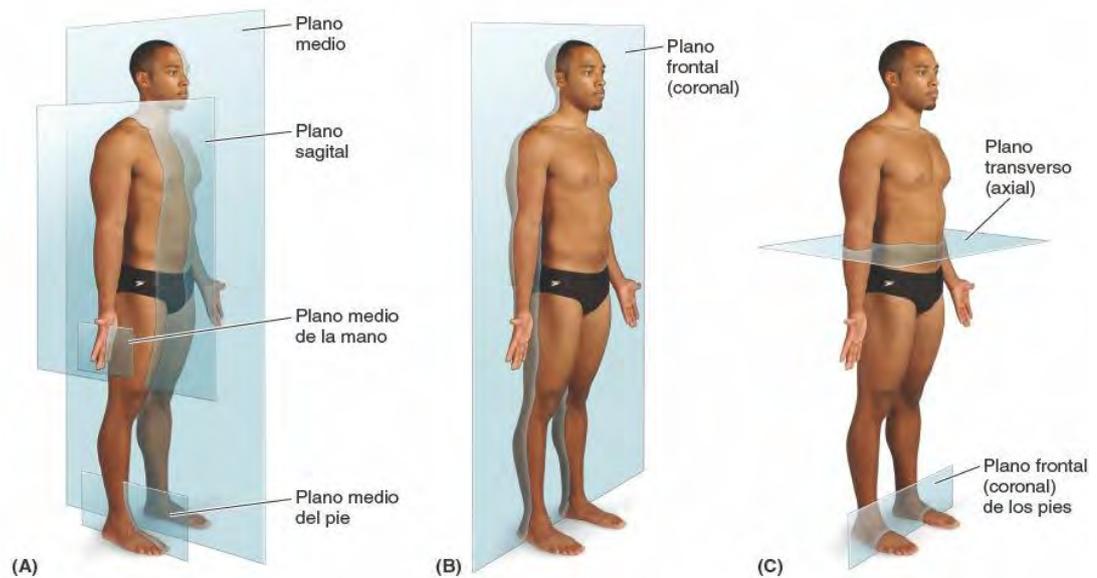


Figura 1.8. Principales planos del cuerpo (a) planos medios y plano sagital (b) plano frontal o coronal (c) plano transverso y plano frontal de los pies [Moore, 2017].

1.2.2 Tipos de movimiento

Las articulaciones del codo junto con los músculos permiten los movimientos de flexión (codo a 90 grados) / extensión (el antebrazo y el brazo forman un ángulo de 180 grados) y pronación (el dorso de la mano está hacia adelante) / supinación (el dorso de la mano está hacia atrás). En la Figura 1.9, se observa que, durante la pronación, el radio se posiciona sobre el cúbito.

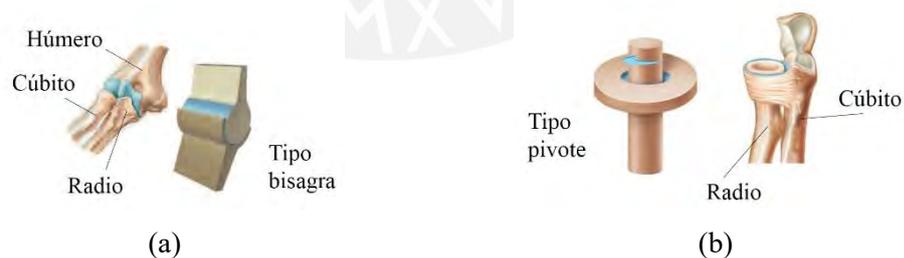


Figura 1.9. Tipos de articulaciones en el codo (a) tipo bisagra (b) tipo pivote [Netter, 2018].

La flexión y la extensión del codo se dan sobre el plano sagital del brazo, mientras que la supinación y pronación se producen en el eje del antebrazo. La Figura 1.10 ilustra los movimientos mencionados.

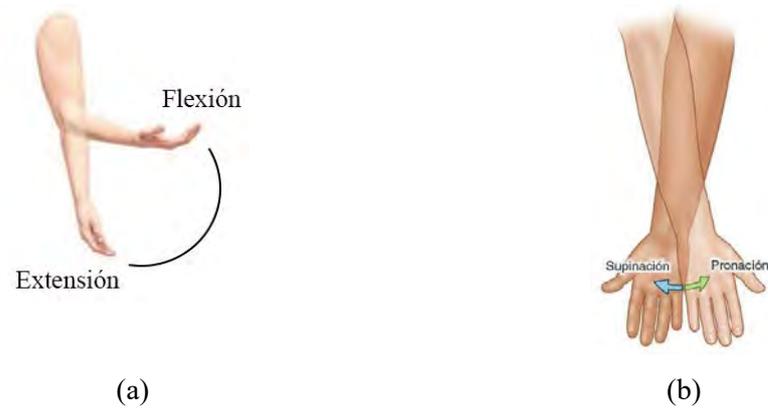


Figura 1.10. Movimientos del codo y antebrazo (a) extensión y flexión del codo (b) supinación y pronación del antebrazo [Netter, 2018] [Moore, 2017].

A pesar de que la flexión y la extensión de la muñeca no se dan en el codo, sin embargo, estos movimientos son afectados por la epicondilitis lateral ya que los músculos responsables de estos movimientos parten del tendón extensor común que está unido al epicóndilo lateral. Estos movimientos ilustrados en la Figura 1.11, se dan en el plano medio de la mano

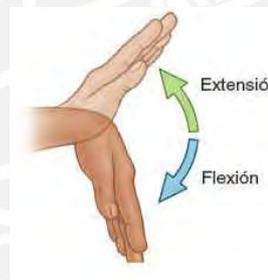


Figura 1.11. Flexión/extensión de la muñeca [Moore, 2017].

1.2.3 Rangos de movimiento

El codo está dentro de un rango en el cual puede moverse libremente cuando la persona se encuentra bien de salud, este es el rango normal o esperado de la persona [Malagelada, 2014]. La Figura 1.12 muestra que normalmente la flexión del codo es de 140 grados, mientras que la pronación supinación del antebrazo es de 80 grados para cada uno de los movimientos partiendo dorso de la mano apuntando al exterior del cuerpo.

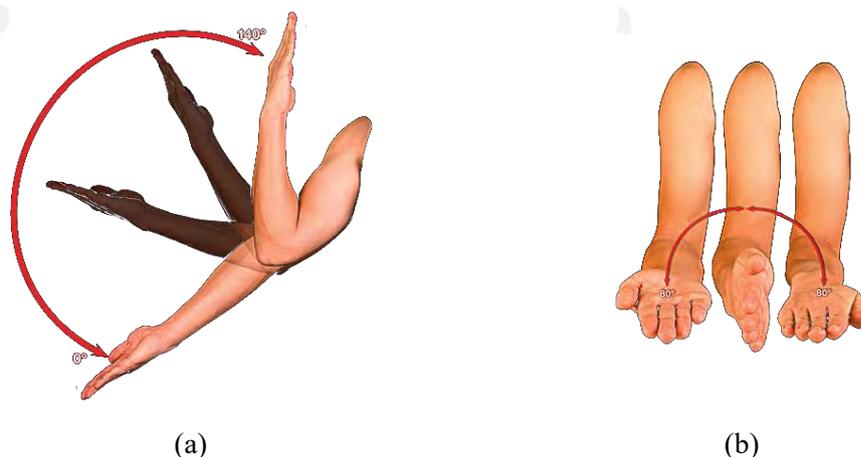


Figura 1.12. Rangos de movimiento (a) flexión / extensión del codo (b) supinación y pronación del antebrazo [Malagelada, 2014].

En la anatomía del codo se describió la dependencia de los músculos extensores de los dedos de la mano al epicóndilo lateral, por ello se hace una revisión de la flexión y extensión de la muñeca. Tomando como plano de referencia a la mano con el dorso apuntando al exterior, la extensión y flexión de la muñeca se encuentran en un rango de 70 grados a 90 grados respectivamente [Whired, 2001], la Figura 1.13 nos permite visualizar desde donde parte cada movimiento.

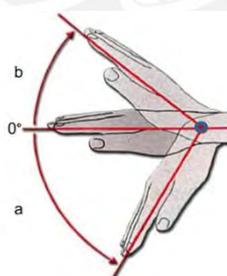


Figura 1.13. Rango de movimiento en la muñeca (a) flexión (b) extensión [Whired, 2001].

1.3 Epicondilitis lateral

Es una tendinitis que se caracteriza por dolores o molestias en el codo del paciente que se incrementan al realizar movimientos como la flexión o extensión del brazo. En el mundo, esta es una de las lesiones más comunes del brazo [Verhaar, 1992], sin embargo, existen diversas causas que la provocan, sus efectos varían dependiendo del grado de lesión al igual que el diagnóstico y los tratamientos recetados.

1.3.1 Causas

Diversos estudios y experiencias médicas han contribuido a descubrir diversos causantes de esta condición. Lesiones relacionadas al tendón como la periostitis, inflamación de las bursas subyacentes al tendón extensor observada en la Figura 1.14, fracturas por avulsión del tendón unido al epicóndilo lateral, que ocurre cuando el tendón rompe la parte en la que está unido al hueso, y también lesiones microscópicas o macroscópicas en el tendón extensor común. Otra de las causas son las lesiones intraarticulares como la pérdida de resistencia del ligamento anular y en algunos casos el reblandecimiento de los cartílagos del codo. La compresión del nervio radial ha sido considerada también como una de las causas de la epicondilitis lateral [Maastricht, 1992].

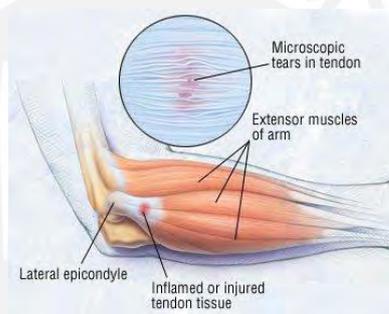


Figura 1.14. Lesiones en el tendón extensor común ⁶.

1.3.2 Efectos y diagnóstico

En el caso de la epicondilitis lateral, dependiendo del grado de la lesión, el paciente puede describir ciertos problemas, principalmente el dolor en la parte lateral de codo y punzadas en esa zona, limitación de los movimientos, en otras palabras, un rango de movimiento reducido. A pesar de que el dolor incrementa cuando se realizan actividades físicas con el brazo lesionado, el dolor puede ocurrir cuando el brazo afectado del paciente se encuentra en reposo. Es posible que al principio el paciente no encuentre un vínculo entre las actividades que realiza con el dolor que padece, pero, a medida que se repiten ciertas acciones, podrá relacionar el dolor con el trabajo que desempeña.

⁶ Extraído de: <https://www.drugs.com/health-guide/tennis-elbow-lateral-epicondylitis.html>. Consulta 28/03/2023

Se realiza un examen físico al paciente para determinar su condición, ejercicios como hacer que el paciente realice flexión y extensión forzada para observar si siente dolor. Palpamientos del codo ya que las personas que tienen epicondilitis lateral, tendrán su tejido más suave en áreas próximas al epicóndilo lateral. Otro factor que contribuye es la hinchazón del codo y a veces color rojizo de la piel en la zona.

En clínicas del Perú, se considera una elasto-ecografía del codo como un examen mandatorio para observar el grado de la lesión ya que permite observar la heterogeneidad de los tendones pronadores y supinadores⁷. No existe un consenso respecto a la clasificación de la lesión, pero se pueden usar ciertos parámetros para medir la recuperación del paciente como la suavidad del tejido del codo, el dolor y un examen de fuerza de agarre con la mano del brazo lesionado, en la Figura 1.15 se puede observar un test que emplea un dinamómetro de mano para medir la fuerza que el paciente puede ejercer al iniciar el tratamiento [Smidt, 2002].



Figura 1.15. Test de la fuerza de agarre empleando un dinamómetro de mano⁸.

1.3.3 Tratamientos

Los tratamientos disponibles para la epicondilitis son variados y dependen del grado de lesión del paciente. Existen tratamientos no quirúrgicos, siendo estos los más efectivos teniendo una probabilidad de éxito de 80 a 95%, y los quirúrgicos que sólo son requeridos en caso no se muestre mejoría del paciente en 6 o 12 meses después de seguir los tratamientos no quirúrgicos.

1.3.3.1 Tratamientos quirúrgicos

La cirugía del codo es considerada como el último recurso para tratar la epicondilitis lateral, para esto, el paciente no debe de haber respondido satisfactoriamente a los otros

⁷ Entrevista realizada a médicos especialistas en rehabilitación de los centros de rehabilitación Osi-Unión. Fecha 25/09/19.

⁸ Extraído de: <https://www.topendsports.com/testing/tests/handgrip.htm>. Consulta 28/03/2023

tratamientos. La cirugía es de corta duración, aproximadamente 20 minutos, consiste en la remoción de la parte dañada del tendón y generar sangrado en el hueso para promover la regeneración del músculo hacia el epicóndilo lateral una vez concluida la operación, el paciente debe tener el brazo inmovilizado por 3 semanas, para después iniciar terapias de recuperación y fortalecimiento el proceso de recuperación es de 3 meses aproximadamente ⁹.

1.3.3.2 Tratamientos no quirúrgicos

Existe una variedad de tratamientos no quirúrgicos disponibles para la epicondilitis lateral, a continuación, se realizará una descripción de estos haciendo énfasis en las terapias físicas.

a) Descanso

La epicondilitis es una de las condiciones fisiológicas que puede ser tratada y curada descansando la extremidad afectada, esto implica que el paciente deje de realizar labores manuales de las que dependa su brazo o deportes que requieran de movimientos bruscos [Smidt, 2002].

b) Medicamentos antiinflamatorios

Ya sean tópicos u orales, estos medicamentos permiten reducir la inflamación y el dolor del codo [Maastricht, 2019].

c) Bandas

Las bandas se posicionan en el antebrazo aproximadamente a 5 cm de distancia del codo, y reducen la fuerza en el tendón extensor común esto significa que se reducirá el dolor del paciente cuando este realice movimientos que requieran la contracción de los músculos extensores además de reducir la carga en los músculos extensores [Struijs, 2004]. En la Figura 1.16 se observa el uso de la banda elástica, la cual permite mejorar la capacidad física del paciente en sus actividades diarias a pesar de la lesión.

⁹ Extraído de: <https://www.handandwristinstitute.com/tennis-elbow-specialist-dallas-texas/>. Consulta 28/03/23



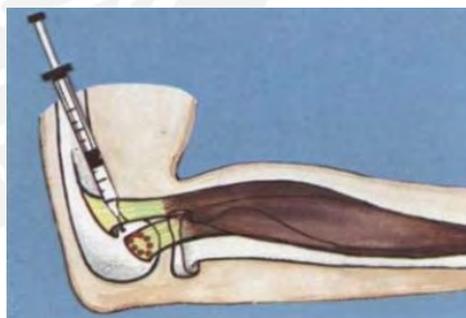
Figura 1.16. Banda/brazaletes para reducir el estrés en el epicóndilo lateral ¹⁰.

d) Inyecciones

Las inyecciones de corticosteroides son una de las alternativas disponibles para el paciente. Estas provocan un alivio inmediato del dolor permitiendo que el paciente pueda realizar los movimientos para los que antes tenía dificultad, sin embargo, estas pueden traer efectos adversos como la ruptura del tendón, incremento del dolor y la hinchazón, infecciones y atrofia de la piel [Verhaar, 1992], además de ser solo una solución temporal [Smidt, 2002]. La aplicación de las inyecciones se muestra en la Figura 1.17, debiendo ocurrir con el brazo del paciente a flexión media y a supinación completa.



(a)



(b)

Figura 1.17. Aplicación de corticosteroides en un paciente (a) fotografía real (b) vista del tendón sobre el cual la inyección es aplicada [Cyriax, 1993].

e) Masajes

Los masajes son recomendados en los primeros días de tratamiento del paciente y cuando vuelva a sentir dolor, sin embargo estos masajes no pueden realizarse por

¹⁰ Fuente: <https://www.asister.es/tienda/codera-epicondilitis-2/>. Consulta: 28/03/2023

cualquier persona ya que existe el riesgo de tomar una postura inadecuada que termine lacerando más el tejido ya dañado por eso se sugiere la ayuda de un especialista en rehabilitación física [Stasinopoulos, 2004].

f) **Terapia física**

La terapia física ha probado ser una de las mejores formas de rehabilitar al paciente con epicondilitis lateral, el paciente recupera la fuerza que había perdido tras sufrir la lesión además de recuperarse en un tiempo menor [Smidt, 2002], esta terapia puede unirse al uso del brazalete o banda, sin embargo la mejora no es considerablemente mayor que sólo realizar la terapia física [Struijs, 2004].

La manipulación de Mill es comúnmente usada para tratar la epicondilitis lateral. Esta terapia se recomienda después de haber recibido masajes en la zona afectada por un especialista. El proceso, mostrado en la Figura 1.18, sigue 3 pasos: El paciente debe sentarse en una silla con respaldo y rotará su brazo pronado hacia atrás, el terapeuta soporta el brazo y mantiene su mano a flexión completa, finalmente extiende completamente el brazo del paciente. Es necesario que para este procedimiento la mano se mantenga a flexión completa [Cyriax, 1993].

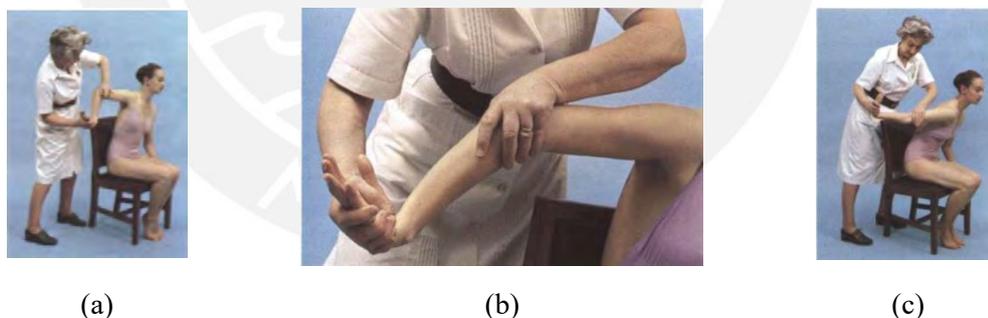


Figura 1.18. La manipulación de Mill paso a paso (a) brazo rotado hacia atrás (b) comienza la flexión manteniendo la mano en flexión completa (c) se consigue extensión completa del brazo del paciente [Cyriax, 1993].

Un estudio realizado [Pienimaki, 1996], propuso una rutina de ejercicios de fortalecimiento y estiramiento para pacientes con epicondilitis lateral crónica. La Figura 1.19, Figura 1.20, Figura 1.21 y Figura 1.22 describen la rutina, compuesta por 4 secuencias cada una con ejercicios que deben de repetirse 10 veces en series de 2, y realizarse de 4 a 6 veces al día.

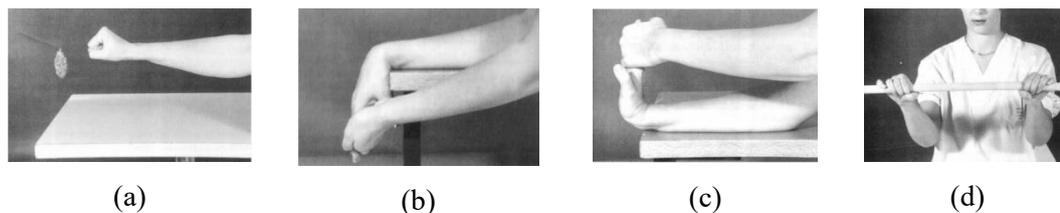


Figura 1.19. Secuencia 1 (a) apretar el puño (b) extensión forzada (c) flexión forzada (d) torsión una vara [Pienimaki, 1996].

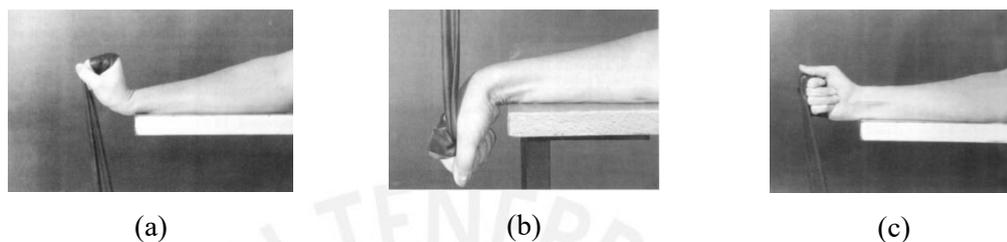


Figura 1.20. Secuencia 2 empleando una banda elástica (a) extensión resistida (b) flexión resistida (c) desviación radial/cubital resistida [Pienimaki, 1996]



Figura 1.21. Secuencia 3 (a) movimiento rotatorio de la muñeca usando una mesa como apoyo ¹¹ (b) presionar las manos contra una pared [Pienimaki, 1996]



Figura 1.22. Secuencia 4 terapia ocupacional (a) torsión de una toalla [Pienimaki, 1996] (b) compresión manual de una pelota suave ¹².

¹¹ Extraído de: <https://www.youtube.com/watch?v=MgIn04t8L44>. Consulta 28/03/23

¹² Extraído de: <https://garrampa.es/blog/deberia-saber-bolas-antiestres-publicitarias/>. Consulta 28/03/23

CAPÍTULO 2

ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se presenta los dispositivos de rehabilitación para miembro superior con enfoques relacionados a la articulación del codo. Estas tecnologías se encuentran a nivel comercial, en investigaciones y patentes.

2.1 Dispositivos Comerciales

En la Figura 2.1 se muestra el E3 Elbow CPM Device, dispositivo de rehabilitación desarrollado por Ottobock capaz de ayudar al paciente con los movimientos de pronación-supinación, flexión y extensión para pacientes que sufren de artritis, ACV, prolongada inmovilización del codo y/o cirugía reconstructiva. Se pueden graduar las velocidades y duración de la terapia. El producto es portátil y viene en una maleta, además puede acoplarse fácilmente al brazo derecho o izquierdo. Este dispositivo se encuentra actualmente fuera del mercado¹³.



Figura 2.1. E3 Elbow CPM Device ¹³.

¹³ Fuente: <https://www.remingtonmedical.com/product/e3-elbow-cpm/>. Consulta: 28/03/2023

Similar al producto de Ottobock, la empresa Kinetec, desarrolló un dispositivo tipo CPM, mostrado en la Figura 2.2, que permite al paciente desarrollar los movimientos de pronación - supinación y flexión - extensión del codo. Este dispositivo al contrario del diseño desarrollado por su competidora, no es portátil, sin embargo, este requiere de un apoyo especial en el piso. Se encuentra disponible en el mercado a un precio aproximado de 5000 euros¹⁴.



Figura 2.2. Kinetec 6080 Elbow CPM ¹⁴.

2.2 Investigaciones de dispositivos de rehabilitación

En 2016, el dispositivo desarrollado en Malasia tipo CPM (movimiento continuo pasivo) para pacientes que han sufrido ACV o han sido operados en el codo, cuenta con un estante a ruedas que permite desplazarlo dentro del hospital o centro de rehabilitación. En la Figura 2.3, se observan las posibles configuraciones del dispositivo, este es capaz de desarrollar los movimientos de flexión/extensión y tiene un rango de movimiento de 120 grados [Xiao, 2016].



Figura 2.3. Dispositivo CPM para tratamiento de ACV o postquirúrgico [Xiao, 2016].

¹⁴ Fuente: <https://kinetecuk.com/brands/kinetec/cpm/continuous-passive-motion-elbow/kinetec-6080/accessories/kinetec-6080-elbow-cpm>. Consulta: 28/03/2023

La corporación Tecnalía patrocinó a la Universidad de Idaho en un proyecto llamado RECODO. El propósito era desarrollar un dispositivo de rehabilitación que permita replicar las fuerzas y los torques realizados por los fisioterapeutas. El dispositivo iba a ser capaz de ayudar al paciente a realizar los movimientos de flexión/extensión y pronación/supinación de manera simultánea o independientemente y podía ser fácilmente intercambiable de brazo. Se desarrolló un prototipo previo al patrocinio de Tecnalía construido con dos motores que funcionan en paralelo para controlar dos husillos. La rotación de los husillos en la misma dirección provoca la flexión/extensión y en opuesta pronación/supinación. La Figura 2.4 muestra el prototipo del dispositivo, sin embargo, no existe información pública si se llevó a concretar el proyecto ¹⁵.

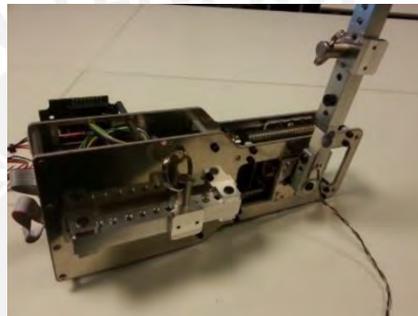


Figura 2.4. Prototipo inicial de RECODO ¹⁵.

En 2017 se diseñó un dispositivo neumático de rehabilitación de la articulación de codo capaz de ayudar a los pacientes a realizar los movimientos de flexión extensión y pronación supinación. Se observa en la Figura 2.5 el dispositivo, de diseño estático y emplea dos módulos de rotación para cumplir con los movimientos requeridos [Vettrice, 2017].

¹⁵ Extraído de: https://www.webpages.uidaho.edu/mindworks/Capstone%20Design/Project%20Options/2017-18%20Projects/23%20Tecnalía%20-%20Elbow%20Rehabilitation%20Device_v02.pdf. Consulta: 28/03/23

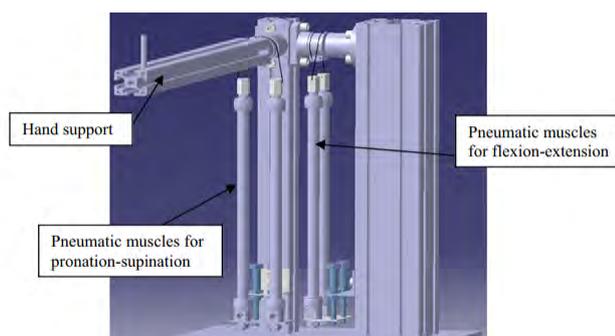


Figura 2.5. Diseño 3D del dispositivo neumático [Vettrice, 2017].

2.3 Patentes

Se ha registrado la patente estadounidense US 6,506,172 B1, para un sistema de terapia pasivo para la rehabilitación de muñeca, antebrazo y codo llamado Dynasplint™ que permite al paciente desarrollar los movimientos de pronación/supinación. Este dispositivo es puramente mecánico, como se observa en la Figura 2.6, puede ser intercambiado entre brazo izquierdo o derecho y puede proveer de presión en la muñeca o cerca al codo [Hepburn, 2003].

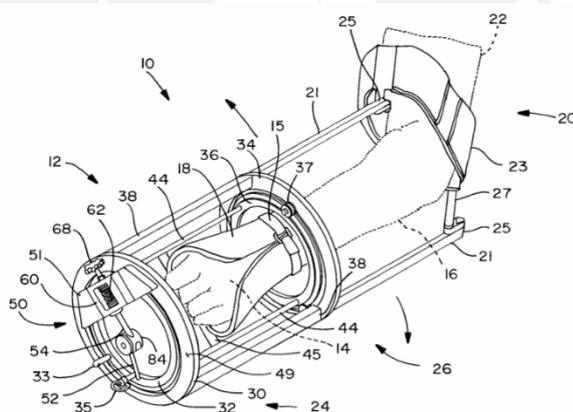


Figura 2.6. Brazo izquierdo con el dispositivo de rehabilitación [Hepburn, 2003].

La patente de procedencia estadounidense US 2004/0087880 A1 describe un dispositivo de movimiento continuo pasivo (CPM) que permite al paciente desarrollar simultáneamente los movimientos de flexión/extension del codo y del brazo, para conseguir este resultado, la persona deberá de encontrarse sentada y sujetarse de una manija colgante que irá subiendo y bajando en rangos graduables, esta configuración se observa en la Figura 2.7. De acuerdo a la descripción, este dispositivo es portátil [Jeffrey, 2004].

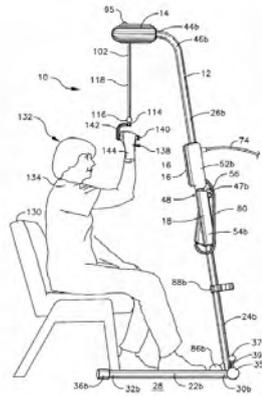


Figura 2.7. Paciente sujetado a al dispositivo tipo CPM [Jeffrey, 2004].

En 2015 se registró la patente china CN 104287942 A que describe un dispositivo robótico de rehabilitación de codo que permite al paciente desarrollar los movimientos de flexión/extensión. El dispositivo es portátil, cuenta con un motor y un sistema de transmisión por cadenas y permite desarrollar terapias pasivas y activas, se puede controlar por voz o a través de un dispositivo móvil, y cuenta con batería de litio [Wu Jing, 2015]. En la Figura 2.8, se le puede observar en posición de flexión a 90°.

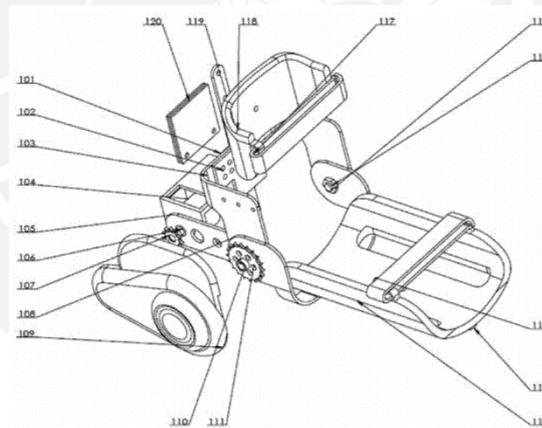


Figura 2.8. Dispositivo robótico de rehabilitación para codo [Wujing, 2015].

CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se detalla el diseño conceptual aplicando la metodología alemana VDI 2221, primero se determina los requerimientos del diseño, por medio de la abstracción del sistema se realiza la caja negra, se continua con la estructura de funciones, y luego se establece la matriz morfológica para elaborar los conceptos de solución y finalmente se realiza una evaluación técnica económica para obtener la solución óptima.

3.1 Requerimientos del diseño

El dispositivo debe poder regularse a las dimensiones del brazo del paciente, debe compactarse para su transporte y su función principal es cumplir con los ejercicios de una rutina para la rehabilitación del paciente, estos se dividen en dos categorías activos y pasivos, para los primeros, la flexión-extensión de codo y la pronación-supinación de antebrazo, y para la segunda categoría, la flexión-extensión resistida de la muñeca. Este dispositivo va orientado a pacientes que no tengan desgarramiento de los tendones inflamados o que su proceso inflamatorio haya concluido.

Sistema mecánico

- a) Dimensiones: el dispositivo portátil se transportará en un maletín de dimensiones a ruedas. Cuando el dispositivo esté en posición de operación tendrá las siguientes medidas aproximadas; un largo de 67,5 cm a 72,6 cm, un alto y ancho de 9,1 a 10.4

cm tomando en cuenta las medidas antropométricas del brazo [Tabla 1.1], para un armado sencillo. El sistema mecánico será capaz de soportar un peso de 3.1 a 4.5 kg [Tabla 1.2].

- b) Tipos y rangos de movimiento: el movimiento de flexión/extensión del codo será de 0° a 140°, de pronación/supinación del antebrazo de -80° a 80° [Malagelada, 2014] y la flexión/extensión de la muñeca de 70° a -90° [Whired, 2001].
- c) Materiales y mantenimiento: Los materiales a emplear han sido seleccionados para uso en interiores, soportarán las condiciones ambientales de las regiones del Perú, y no producirán irritación en la piel del usuario¹⁶, además el mantenimiento requerido no pasará de una limpieza superficial. La adquisición de los componentes del dispositivo será por medio de un mercado nacional, para un posible reemplazo por mantenimiento y para obtener un precio más accesible que en un mercado internacional.
- d) Seguridad: el sistema electrónico del dispositivo estará protegido de agentes externos del ambiente como sudor de la persona, partículas del ambiente y manipulaciones inadecuadas. Por seguridad del usuario el dispositivo no excederá los rangos máximos de movimiento del brazo, en caso de alguna emergencia, el usuario o el profesional en rehabilitación podrá presionar el botón de apagado que cortará la energía a todo el dispositivo y detendrá todos los movimientos.
- e) Confort: El dispositivo poseerá un diseño ergonómico y adecuado a la antropometría de la persona, de modo que el uso y operación de este sean comprensibles por el usuario¹⁷.

¹⁶ Norma ISO 10993-10. Biological evaluation of medical devices

¹⁷ Norma ANSI/AAMI HE74:2001. Human factors design process for medical devices.

Sistema electrónico

- a) Energía: Admitirá una alimentación eléctrica de 220 V y 60 Hz, y estará diseñado para uso en interiores. Internamente, un circuito regulará la energía que alimente a los componentes electrónicos del sistema.
- b) Actuadores y sensores: El dispositivo tendrá actuadores que ejecuten los movimientos para las terapias pasivas, así como unos sensores que permitan controlar su rango de acción. Se contará con sensores que permitan medir la carga que ejerza el usuario durante un ejercicio activo.
- c) Procesadores: El sistema requiere de una unidad de procesamiento que será la encargada de ejecutar el algoritmo de control del sistema.

Sistema de control y operación

- a) Control de velocidad de los movimientos: Un algoritmo de control permite regular la velocidad de cada movimiento ejecutado por el dispositivo de rehabilitación.
- b) Interfaz de control: Una consola permite observar y regular los parámetros para controlar los movimientos del dispositivo. En el caso de las terapias pasivas (flexión de codo o pronación de antebrazo), ingresan la velocidad y duración de la terapia, en el caso de la terapia activa (flexión de la muñeca), el número de repeticiones y la duración de cada repetición. Siguiendo las consignas de la norma ANSI/AAMI H374, la interacción con la consola no conllevará a errores por parte del usuario.

3.2 Caja Negra

La caja negra mostrada en la Figura 3.1, muestra todas las entradas y salidas que pasarán por el dispositivo.

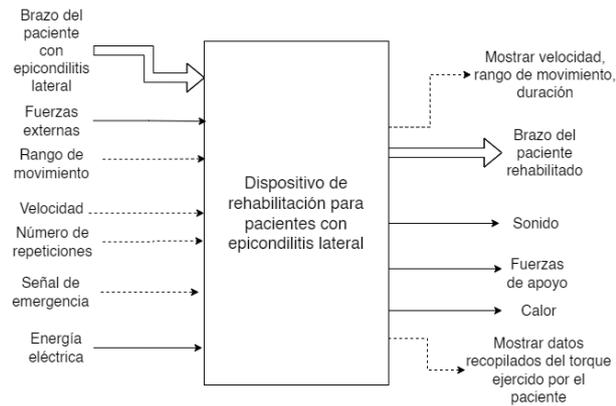


Figura 3.1. Caja negra del dispositivo de rehabilitación.

3.3 Estructura de funciones

El dispositivo de rehabilitación permitirá al paciente con epicondilitis lateral recuperar la movilidad y fortalecer el codo realizando tres tipos de ejercicios: flexión-extensión pasiva del codo basado en la manipulación de Mill [Cyriax, 1993], pronación-supinación pasiva del antebrazo y flexión-extensión resistida de la muñeca basado en el estudio de Pienimaki [Pienimaki, 1996]. El dispositivo de rehabilitación portátil sigue una secuencia de pasos para poder conseguir este objetivo:

1. Preparación

- El dispositivo es armado para el brazo del paciente que se va a rehabilitar por el terapeuta (derecho o izquierdo).
- Se enchufa a la toma de corriente 220V-60Hz.
- El paciente coloca su brazo en el dispositivo y lo asegura en flexión a 90 grados empleando correas de sujeción.
- Se elige un ejercicio y se configuran los parámetros de velocidad, rango de movimiento y tiempo de duración.

2. Ejecución

- El dispositivo inicia con el ejercicio seleccionado, empleando los parámetros ingresados.
- Dependiendo del ejercicio seleccionado, se realizarán los siguientes movimientos:
 - Flexión-extensión pasiva de codo: Un mecanismo que moverá el codo en el rango, velocidad y tiempo previamente seleccionados.

- Pronación-supinación pasiva de antebrazo: Un mecanismo que rotará el antebrazo en el rango, velocidad y tiempo previamente seleccionados.
- Flexión-extensión resistida de la muñeca: El usuario ejerce un torque durante un tiempo predeterminado con su muñeca que deberá ser medido y resistido por el dispositivo.

3. Control

- a) Se controla la velocidad angular de los mecanismos en funcionamiento durante las terapias pasivas.
- b) En el caso de la flexión y extensión resistidas, el movimiento queda restringido por el ángulo de movimiento de la muñeca del usuario.
- c) Se controlará el tiempo en el cual el dispositivo estará funcionando.

4. Fase final

- a) El dispositivo terminará los ejercicios pasivos devolviendo el brazo de la persona a la posición inicial, en el caso de la flexión de la muñeca, al concluir el tiempo, se mostrarán en pantalla el torque promedio registrado por el sistema.
- b) El paciente retira las correas de su brazo y apaga el dispositivo usando la consola de control.
- c) El dispositivo se desenchufa y se guarda en su maletín de transporte.

La estructura de funciones queda definida en el ANEXO A.

3.4 Matriz morfológica

Se presentan en la siguiente tabla los posibles componentes a usar en los conceptos de solución:

Tabla 3.1 Matriz morfológica: Dominio mecánico.

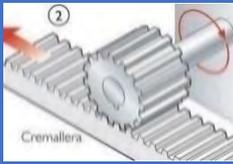
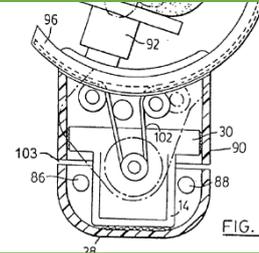
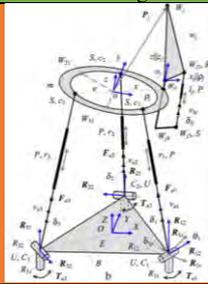
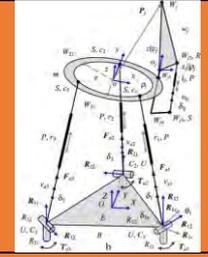
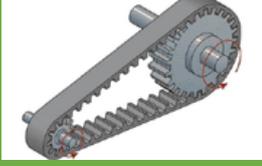
Función	S1	S2	S3
Posicionar /Sujetar brazo	 <p data-bbox="501 683 655 703">Correas de velcro</p>	 <p data-bbox="762 683 991 703">Correa de sujeción médica</p>	 <p data-bbox="1129 683 1321 703">Cinturón de seguridad</p>
Convertir el movimiento del actuador en rotación del antebrazo	 <p data-bbox="486 992 655 1037">Piñón cremallera con motor DC</p>	 <p data-bbox="778 992 970 1037">Fajas con servomotor</p>	 <p data-bbox="1066 992 1385 1037">Mecanismo paralelo con actuadores lineales</p>
Resistir el torque ejercido por la muñeca del usuario	 <p data-bbox="475 1294 683 1339">Articulación simple con actuador lineal</p>	 <p data-bbox="794 1301 959 1339">Sistema de resortes</p>	 <p data-bbox="1066 1294 1385 1339">Mecanismo paralelo con actuadores lineales</p>
Flexionar el codo	 <p data-bbox="491 1579 667 1612">Transmisión directa</p>	 <p data-bbox="719 1570 1034 1612">Transmisión por engranajes y motor DC</p>	 <p data-bbox="1082 1570 1369 1612">Transmisión por correas y motor eléctrico</p>

Tabla 3.2. Matriz morfológica: Dominio de energía.

Función	S1	S2	S3
Acondicionar energía para los sensores y actuadores			
	Transformador de voltaje	Adaptador AC / DC	Regulador de voltaje y driver para motores

Tabla 3.3. Matriz morfológica: Dominio de control.

Función	S1	S2	S2
Controlar velocidad y rango de movimiento / Procesar datos/ Controlar tiempos de ejecución/ Enviar datos a la interfaz			
	Microcontrolador / Software: Cálculos directos	Sistema embebido y microcontrolador / Software: Cálculos directos	Sistema embebido y microcontrolador / Software: Cálculos directos

Tabla 3.4 Matriz morfológica: Dominio sensores.

Función	S1	S2	S3
Medir la velocidad o posición angular de los actuadores/ Medir fuerza (torque) ejercida por el usuario			
	Encoder y celda de carga	Sensor de efecto Hall	Sensor IMU

Tabla 3.5. Matriz morfológica: Dominio interfaz.

Función	S1	S2	S2
Mostrar los parámetros seleccionados/Mostrar datos del torque de la muñeca			
	Display LCD	Touchscreen display	Pantalla LCD
Insertar parámetros			
	Teclado/Software: De creación propia	Touchscreen display/Software: Sistema operativo del sistema embebido	Panel botones/Software: Sistema operativo del sistema embebido

3.5 Conceptos de solución

En esta sección se presentan los conceptos de solución posibles basados en la matriz morfológica, la selección del concepto óptimo dependerá de un análisis técnico-económico.

a) Concepto 1

Este concepto emplea un apoyo en el piso, dos soportes cilíndricos telescópicos se unen a este y permiten regular la altura del dispositivo hacia el codo de la persona, una vista general se puede observar en la Figura 3.2. El sistema de flexión extensión es el que se une a los soportes cilíndricos mientras que la interfaz para el usuario se conecta por un puerto en la parte superior de este sistema. El apoyo de codo se encuentra unido al punto de rotación del sistema de flexión extensión a la vez que puede rotar de manera horizontal sobre ese punto para cambiar la configuración de brazo derecho a brazo izquierdo.

Un actuador lineal se une al apoyo del antebrazo, este actuador permitirá realizar el movimiento de flexión extensión de la muñeca al paciente. En la Figura 3.3 se observa que el apoyo de antebrazo contiene al sistema de pronación supinación que se encarga de realizar la rotación del antebrazo mediante un sistema de fajas dobles. Un sistema de cadenas transmite el movimiento de un motor eléctrico al punto de apoyo del codo consiguiendo la flexión extensión del codo.

Se ubica un sensor inercial para medir la posición y rotación del movimiento de flexión extensión del codo. El servomotor del sistema pronación supinación permitirá medir mediante una relación el ángulo rotado del brazo de la persona. La compresión y extensión del actuador lineal permitirá obtener una relación para calcular el ángulo de flexión y extensión de la muñeca. El sistema de control se encuentra encapsulado en el sistema de flexión extensión de codo.

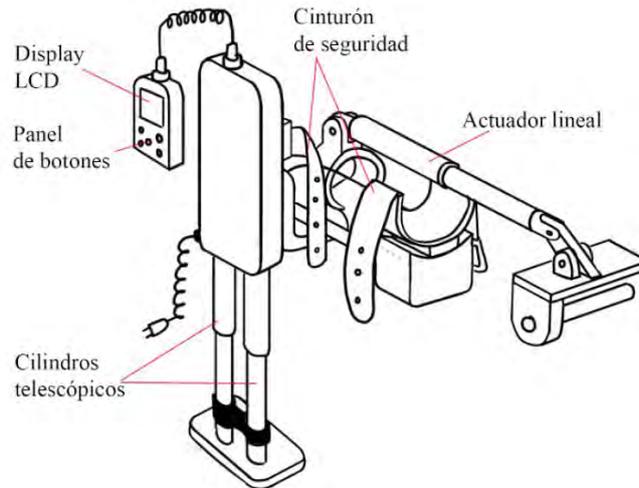


Figura 3.2. Concepto de solución 1

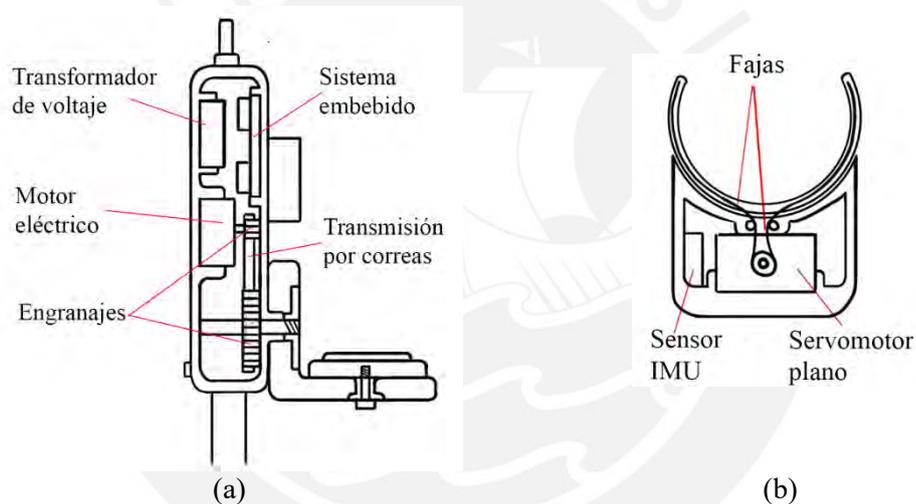


Figura 3.3. Concepto de solución 1 (a) corte al sistema de flexión extensión del codo (b) detalle al sistema de pronación-supinación.

b) Concepto 2

El concepto 2 tiene un cilindro extensible para regular la altura del dispositivo. Dos cilindros extensibles permiten graduar la longitud del dispositivo para adecuarse al tamaño del antebrazo del usuario y el apoyo de codo puede rotar 180 grados para permitir el cambio de brazo de derecho a izquierdo y viceversa. Una correa médica de sujeción permite sujetar el brazo del paciente al dispositivo mientras que otra de estas ajusta la muñeca, estos detalles se observan en la vista isométrica de la Figura 3.4.

El sistema tiene dos grados de libertad determinados por los mecanismos de flexión de codo (transmisión por engranajes) y el mecanismo de pronación de antebrazo (piñón cremallera). Se considera un tercer grado de libertad en el mecanismo para resistir la flexión de la muñeca (dos resortes unidos a una empuñadura).

La Figura 3.5 permite observar al motor DC encargado de generar la potencia necesaria para flexionar el codo, y en la Figura 3.6 se observa al que permite la pronación supinación del antebrazo, drivers permiten regular la corriente necesaria para estos y se mide su velocidad y posición angular mediante encoders. Dos celdas de carga se posicionan en la empuñadura para medir la fuerza que realiza el usuario al flexionar la muñeca, esta junto con una distancia conocida permiten calcular el torque ejercido por la muñeca del paciente.

Un sistema embebido se encarga de procesar los datos y tiene como esclavos a unos microcontroladores que serán los intermediarios para controlar a los motores y registrar los datos de las celdas de carga. El sistema embebido se comunicará directamente con la pantalla táctil y su sistema operativo será la base para la interfaz del dispositivo.

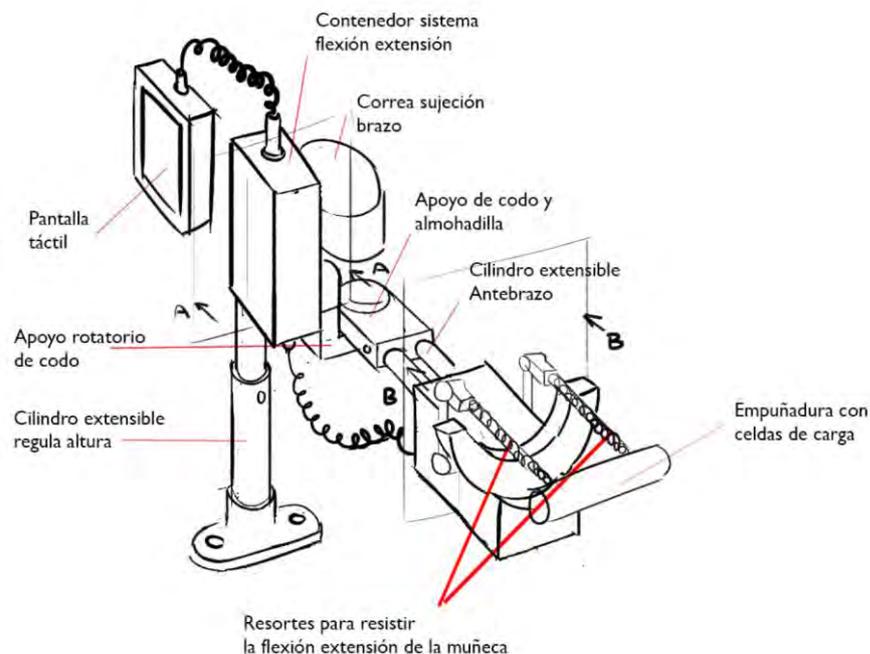


Figura 3.4. Concepto de solución 2. Vista isométrica.

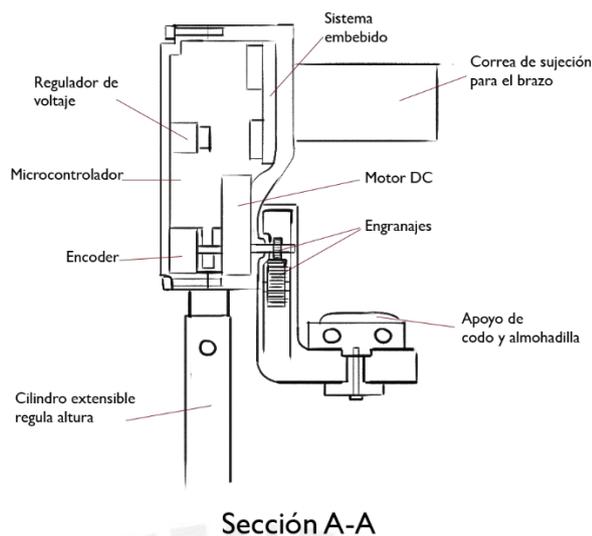


Figura 3.5. Concepto de solución 2. Sección A-A

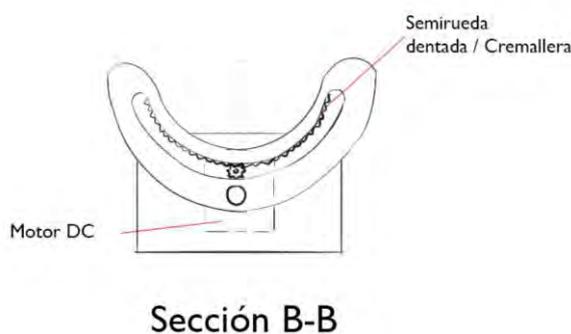


Figura 3.6. Concepto de solución. Detalle del mecanismo de pronación supinación.

c) Concepto 3

El tercer concepto emplea cilindros telescópicos para graduar la altura del dispositivo, mientras que los actuadores lineales se encargan de regular la longitud para adaptarse al antebrazo del usuario. Se emplean correas de velcro para ajustar el brazo al dispositivo. El sistema de flexión extensión de codo permite rotar el apoyo del antebrazo para que pueda usarse en el brazo izquierdo o derecho, una vista general del dispositivo se observa en la Figura 3.7.

Este concepto tiene 3 GDL, emplea tres actuadores lineales y un motor a pasos para cumplir con los 3 ejercicios, estos actuadores se observan en la Figura 3.8. La flexión extensión del codo depende de una relación de transmisión del motor a

pasos al mecanismo de rotación, la pronación supinación del antebrazo y la flexión extensión resistida de la muñeca consisten de un trabajo en conjunto de los tres actuadores lineales y las uniones universales del mecanismo paralelo.

En la consola externa se ubica el microcontrolador y la interfaz (pantalla LCD y teclado numérico), y se conecta a la consola principal para que el dispositivo pueda funcionar. El adaptador AC/DC se encarga de convertir la energía y suministrarla al dispositivo para hacer funcionar a los componentes. Empleando el sensor IMU se puede calcular el ángulo de flexión extensión del codo, mientras que una combinación de las medidas de los actuadores, permite estimar los ángulos y velocidades de cada movimiento. La consola externa se encarga de mostrar la información necesaria al usuario y el teclado numérico permite el ingreso de los parámetros de la rutina.

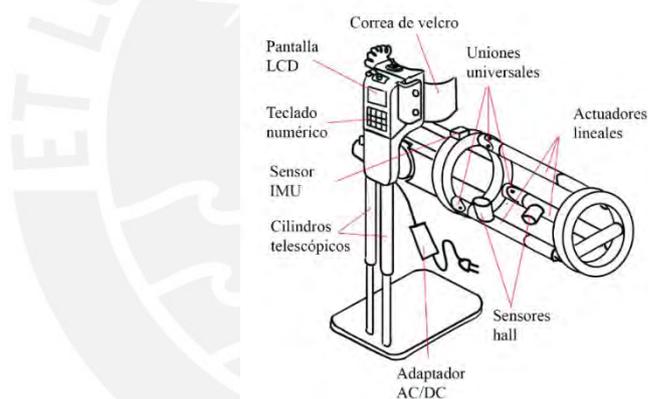


Figura 3.7. Concepto de solución 3. Vista isométrica

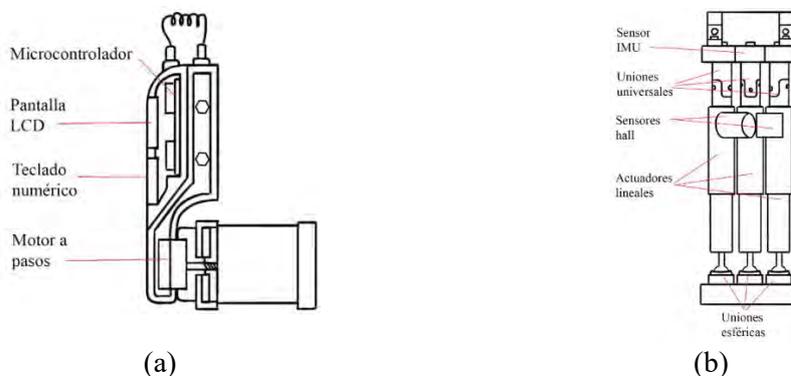


Figura 3.8. Concepto de solución 3 (a) corte a la vista lateral derecha (b) vista superior.

3.6 Análisis técnico-económico

Se establecen pesos, desde 4 hasta 1, para determinar la prioridad de los criterios a analizar, de este modo se garantiza el cumplimiento de los requerimientos principales del proyecto siendo el peso 4 los de mayor importancia y peso 1 los de menor importancia. Es necesario incluir una calificación del cumplimiento de estos criterios como se muestra en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6. Pesos asignados.

Puntaje	Interpretación
0	No cumple.
1	Ligeramente aceptable.
2	Aceptable.
3	Bien.
4	Ideal.

Los criterios técnicos seleccionados se califican en la Tabla 3.7 y son:

1. Lista de exigencias, cumplimiento de los requisitos establecidos para que desarrolle todas las funciones necesarias.
2. Seguridad, del dispositivo y del usuario.
3. Ergonomía, se considera la forma en la que el dispositivo se adapta a la anatomía del usuario.
4. Armado o montaje, la facilidad para alistar el dispositivo y configurar para que comience la operación.
5. Transportabilidad, el peso y el tamaño del dispositivo influyen en su facilidad de ser transportado.
6. Facilidad de operación, la interacción dispositivo-usuario debe ser sencilla e intuitiva para una rápida y fácil operación.
7. Energía, el consumo de energía de todos los componentes usados en el dispositivo.

Tabla 3.7. Evaluación y comparación técnica de los conceptos de solución.

Conceptos de solución			1		2		3		Solución Ideal	
Nº	Criterios técnicos	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Lista de exigencias	4	4	16	4	16	3	12	4	16
2	Seguridad	4	3	12	3	12	2	8	4	16
3	Ergonomía	3	3	9	4	12	2	6	4	12
4	Montaje	3	4	12	4	12	3	9	4	12
5	Transportabilidad	3	2	6	3	9	1	3	4	12
6	Facilidad de operación	2	4	8	4	8	3	6	4	8
7	Energía	2	2	4	4	8	1	2	4	8
Puntaje total			22	67	26	77	15	46	28	84
Valor técnico (xi)			0.7857	0.7976	0.9286	0.9167	0.5357	0.5476	1	1

Los criterios económicos se analizan y califican en la Tabla 3.8, y son los siguientes:

1. Costo de la tecnología, el precio de cada uno de los componentes empleados en el dispositivo.
2. Número de piezas, relaciona el tiempo de ensamblaje y la cantidad de piezas a comprar (o reparar) para el dispositivo.
3. Disponibilidad de los materiales (o componentes), ya sea en el mercado local o internacional afecta grandemente en el costo final de cada dispositivo.
4. Costo de fabricación, la fabricación de los contenedores de los sistemas u otras piezas personalizadas en el dispositivo.
5. Mantenimiento, el costo de realizar el mantenimiento regular o reparaciones necesarias del dispositivo

Tabla 3.8. Evaluación y comparación económica de los conceptos de solución.

Conceptos de solución		1			2			3		Solución Ideal.	
Nº	Criterios económicos	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Costo de la tecnología	4	3	12	3	12	1	4	4	16	
2	Número de piezas	4	4	16	4	16	1	4	4	16	
3	Disponibilidad de los materiales	3	4	12	4	12	2	6	4	12	
4	Costo de fabricación	3	3	9	3	9	2	6	4	12	
5	Mantenimiento	2	4	8	3	6	2	4	4	8	
Puntaje total		18	57	17	55	14	24	20	64		
Valor técnico (xi)		0.9	0.8906	0.85	0.8594	0.7	0.375	1	1		

Se unen ambos criterios y se elabora una gráfica, mostrada en la Figura 3.9 para observar cuál es la solución que se aproxima más a la solución ideal.

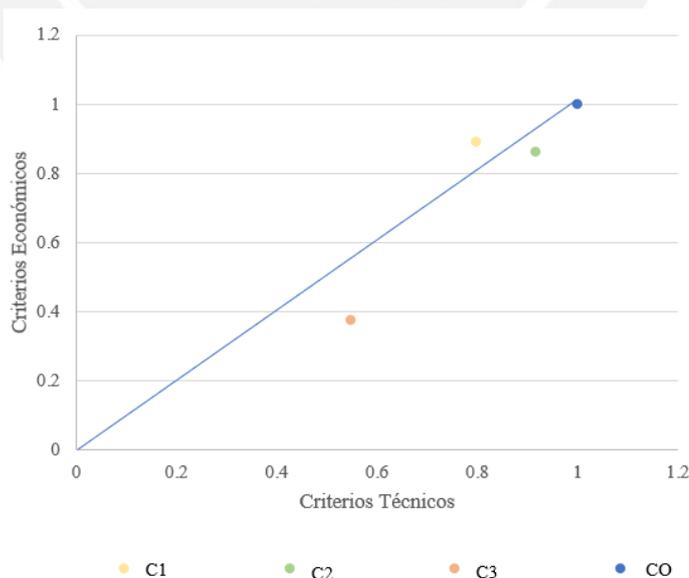


Figura 3.9. Integración del análisis técnico y económico.

El análisis permite consolidar al concepto de solución 2 como la solución óptima más cercana de las 3 propuestas. Es a partir de este diseño que se establece un diagrama de operaciones para su explicar las funciones que este cumple.



CAPÍTULO 4

DISEÑO MECÁNICO

En el presente capítulo se desarrolla el diseño mecánico del dispositivo de rehabilitación. Se inicia con el dimensionamiento general del sistema. Luego se realiza un análisis estático y dinámicos de cada uno de los subsistemas que componen el sistema mecánico del dispositivo. Finalmente se simula las piezas más críticas del dispositivo aplicando las cargas externas que está sometido en el Software Autodesk Inventor.

4.1 Dimensionamiento general

Tomando como base el diseño conceptual presentado en la Figura 3.4, se procede a realizar un dimensionamiento general del dispositivo. Debido a que está orientado a la rehabilitación de codo, se toma un mayor énfasis en las dimensiones requeridas para un correcto soporte y sujeción del miembro superior del paciente, así como para la ejecución de las terapias, para ello, se consideran las medidas antropométricas recopiladas en las Tabla 1.1, Tabla 1.2 y Tabla 1.3.

En la Figura 4.1 se muestran las dimensiones máximas de un brazo flexionado a 90° y sujetando una empuñadora. Esta posición y medidas permitirán determinar la distancia a la que se ubicará la empuñadura del apoyo de codo y la posición de las correas de sujeción para el brazo.

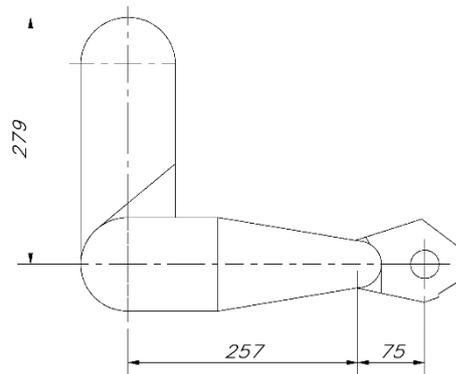


Figura 4.1 Modelo simplificado del brazo flexionado a 90° y sus dimensiones.

Las dimensiones recomendadas para el diseño de una silla de trabajo se utilizan como referencia para complementar el dimensionamiento del apoyo de brazo del dispositivo, estas dimensiones se muestran en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1 Dimensiones recomendadas para el apoyo de brazo de una silla de trabajo [Dreyfuss, 1993].

Característica	Dimensión mínima (mm)	Dimensión máxima (mm)
Altura respecto al piso	534	635
Ancho	51	89
Largo	254	305

El paciente tendrá como parte de la terapia activa de fortalecimiento el sujetar una empuñadura para medir la fuerza de agarre y el torque que puede ejercer al flexionar la muñeca, para garantizar el mayor confort, se debe de crear una empuñadura que tenga un diámetro dentro del rango de 22 a 32 mm [Dreyfuss, 1993]. En el dimensionamiento de la interfaz del dispositivo, se toma como referencia el tamaño de las *tablets*, estas, deben medir entre 5" a 15" [Zingale, 2005].

Finalmente, los mecanismos y circuitos deben de encontrarse situados en contenedores que permitan su correcto funcionamiento, por lo que se estima una caja cúbica de 200 mm de lado para el contenedor del subsistema de flexión-extensión de codo. En la Figura 4.2 se presentan entonces, las dimensiones generales aproximadas del dispositivo de rehabilitación de codo: 0.40 m de largo, 0.45 a 0.48 m de ancho regulable, 0.65 y 0.87 m de altura regulable y una interfaz de usuario con una pantalla de 5 pulgadas.

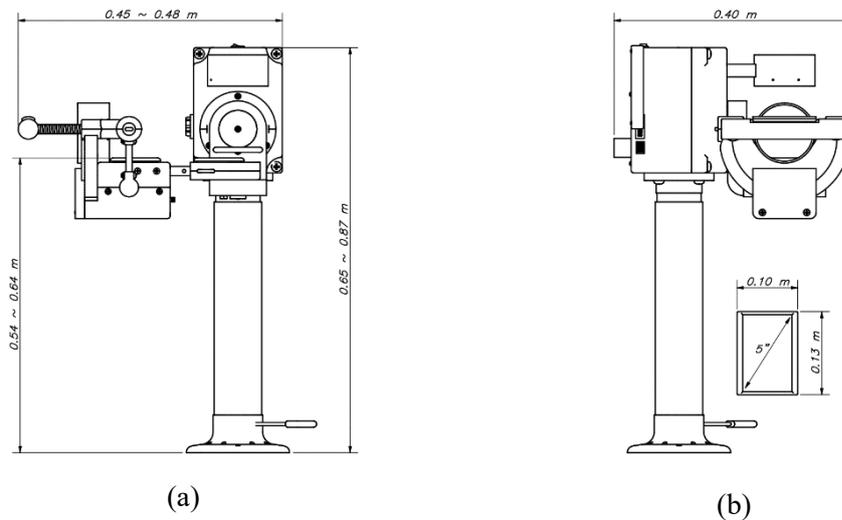


Figura 4.2. Dispositivo de rehabilitación de codo con las medidas aproximadas (a) vista lateral (b) vista frontal

El dispositivo consta de tres partes para realizar los movimientos: el soporte rotatorio de codo, el apoyo de pronación-supinación de antebrazo y la empuñadura, cabe recalcar que todos los tres movimientos son independientes entre sí. Tiene también, tres partes regulables: los cilindros extensibles de antebrazo que permiten ajustar la distancia del apoyo de codo a la empuñadura, el cilindro de elevación permite graduar la altura del apoyo de codo y el apoyo de codo que puede rotar 180° para adaptarse al brazo derecho o izquierdo, estas características se aprecian en la Figura 4.3. El contenedor del subsistema flexión de codo servirá para albergar el mecanismo para rotar el codo y parte de la circuitería, mientras que la interfaz es externa y permite la comunicación con el dispositivo.

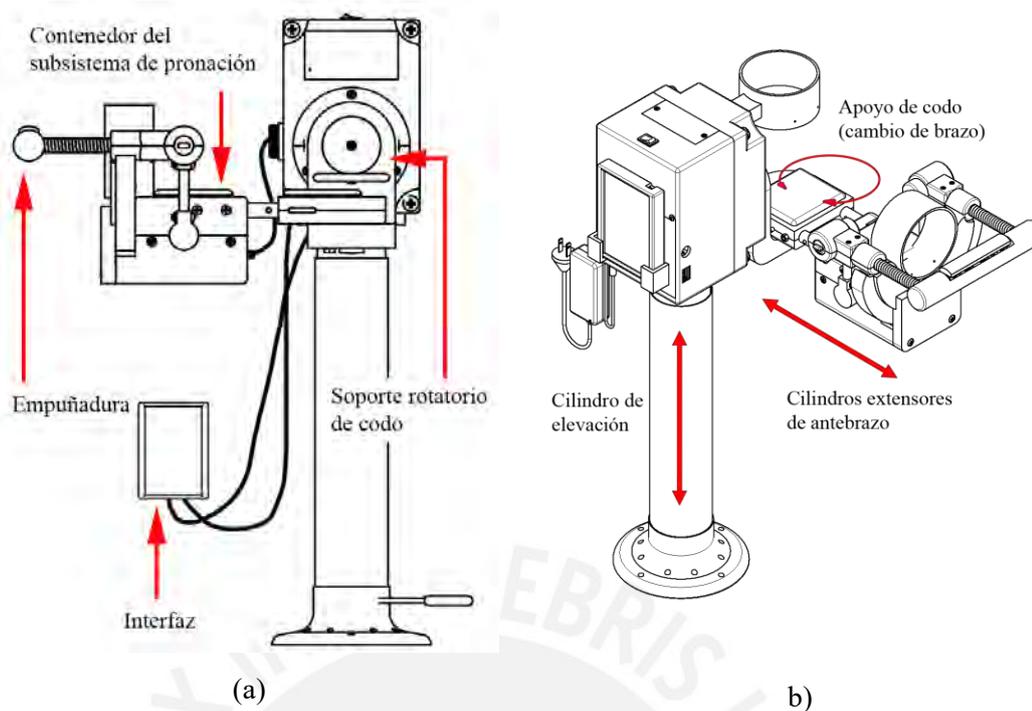


Figura 4.3. Partes principales del dispositivo (a) partes para realizar los movimientos b) partes regulables para ajustarse al paciente.

4.2 Análisis mecánico de los subsistemas del dispositivo

El dispositivo de rehabilitación está compuesto por 4 subsistemas que permiten realizar las terapias para la recuperación del paciente. Cada subsistema realiza su función de forma independiente, esto permite analizarlos uno a uno para que luego puedan ser incorporados en el dispositivo, sin embargo, el subsistema de flexión-extensión resistida de muñeca, se deberá acoplar al de pronación – supinación de antebrazo y este último al de flexión – extensión de codo, finalmente, se monta sobre el subsistema de soporte y elevación, es por ello, que se seguirá este orden para realizar el análisis mecánico de estos subsistemas. Mayor detalle de los cálculos realizados se puede encontrar en el ANEXO B.

4.2.1 Subsistema de flexión - extensión resistida de la muñeca

La flexión - extensión de la muñeca es el único movimiento que incorpora una fuerza que no sea el peso del brazo del usuario o el de los componentes sobre el dispositivo. El usuario ejerce un momento al flexionar o extender la muñeca que puede alcanzar los 14 N.m [Pienimaki, 1996] este momento se traduce en una fuerza sobre la empuñadura que flexionará los resortes. En la Figura 4.4 se muestran la posición de

reposo y de trabajo del subsistema, así como las partes que lo conforman y su dimensionamiento.

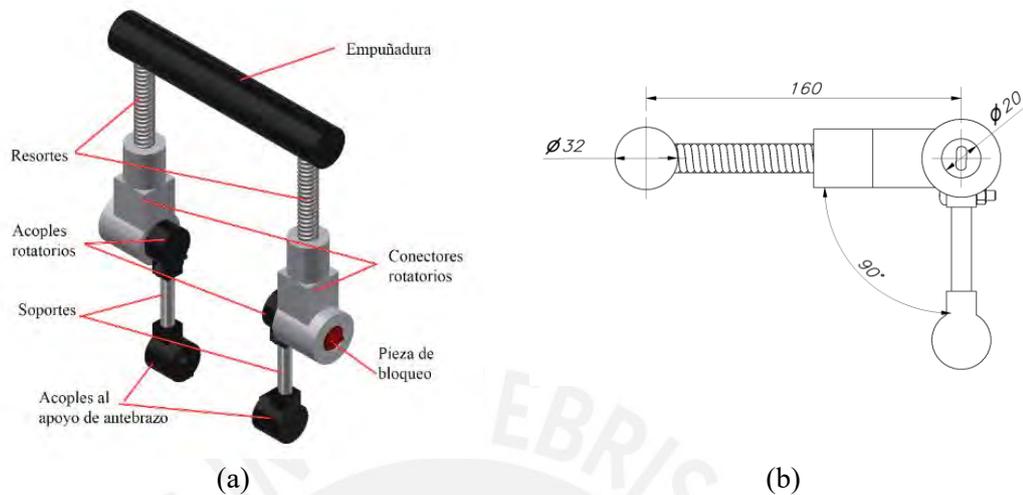


Figura 4.4. Subsistema flexión-extensión de la muñeca (a) posición de reposo y partes del subsistema (b) posición de trabajo y dimensiones principales.

El procedimiento para cambiar de la posición de trabajo a la de reposo, consiste en jalar las piezas de bloqueo hacia afuera, rotarlas 90° , rotar la empuñadura 90° hacia arriba y ajustar las piezas de bloqueo nuevamente hacia adentro. La Figura 4.5 muestra este procedimiento, para retornar a la posición de trabajo, el proceso se invierte.

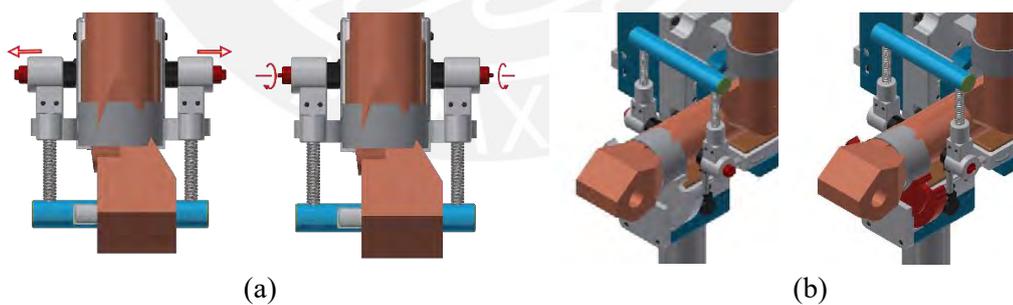


Figura 4.5 Procedimiento para el cambio de posiciones (a) se retiran ligeramente las piezas de bloqueo y son rotadas (b) se rota la empuñadura 90° hacia arriba y se ajustan nuevamente las piezas de bloqueo.

4.2.1.1 Análisis mecánico de la resistencia a compresión de la pieza de bloqueo

El máximo torque que ejercerá el usuario se usa para comprobar que las piezas de bloqueo soporten la compresión resultante de esta carga, en la Figura 4.6 se muestra a detalle una pieza de bloqueo y las dimensiones del área que soportará la carga.

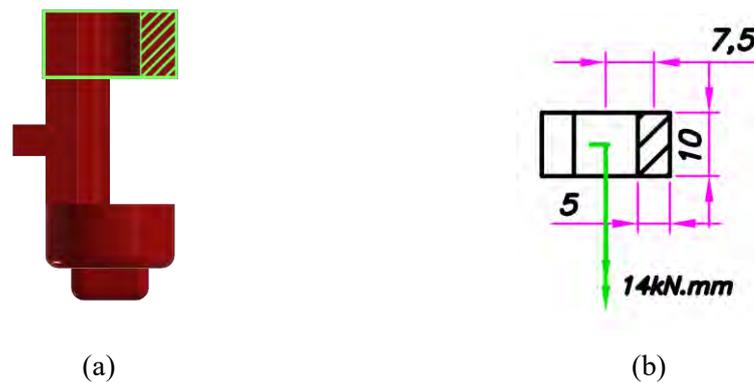


Figura 4.6. Pieza de bloqueo (a) se resalta la sección que resistirá la fuerza de compresión (b) DCL de la sección a compresión.

Considerando que hay una pieza de bloqueo en cada conector rotatorio, se calcula un esfuerzo resultante sobre el área de contacto igual a 18 MPa, el esfuerzo máximo al que se puede someter el plástico PLA es de 45.6 MPa [ANEXO C] por lo que el dimensionamiento y el material seleccionados son los adecuados para esta aplicación. En el caso de los soportes, el material, acero AISI 1020, soporta una carga aún menor a la que se somete el PLA, por lo que su dimensionamiento está asegurado. El dimensionamiento de los resortes está basado en los equipos disponibles en el mercado para ejercitar la muñeca¹⁸, se usan las medidas básicas que proveen los fabricantes y en base a ellas se calculará el módulo de los resortes empleando la Ecuación 4.1.

$$k = \frac{d^4 * G}{8 * D^3 * N} \quad (4.1)$$

Donde:

d : Diámetro de alambre (3.5 mm); G : Módulo de rigidez ($77.2 * 10^3$ MPa); D : Diámetro medio del resorte (11.5 mm); N : Número de vueltas activas del resorte (40 vueltas)

¹⁸ Fuente:

https://www.inspireuplift.com/Adjustable-Wrist-Strengthen-Forearm-Exerciser/iu/2539?variant=30565&cmp_id=9366121140&adg_id=97889536507&kwd=&device=c
Consulta:28/03/2023.

Como resultado se obtienen resortes de acero con un módulo de elasticidad igual a 23.8 kN/m, sin embargo, al encontrarse en serie, la constante efectiva se duplica a 47.6 kN/m.

4.2.2 Subsistema de pronación – supinación del antebrazo

Este subsistema es el encargado de la rotación del antebrazo, además debe servir de apoyo al subsistema de flexión - extensión de la muñeca. El movimiento de antebrazo se consigue con la rotación de un motor DC y un piñón, este se encuentra engranado a la cremallera que rotará y producirá la pronación o supinación del antebrazo. En la Figura 4.7 se muestra a detalle la distribución de los componentes de este sistema. Se considera también que sólo la cremallera y el piñón serán piezas metálicas, mientras que las otras serán de PLA y soportarán una carga menor a la calculada previamente en la flexión de la muñeca, por lo que su dimensionamiento es principalmente para contener los mecanismos.

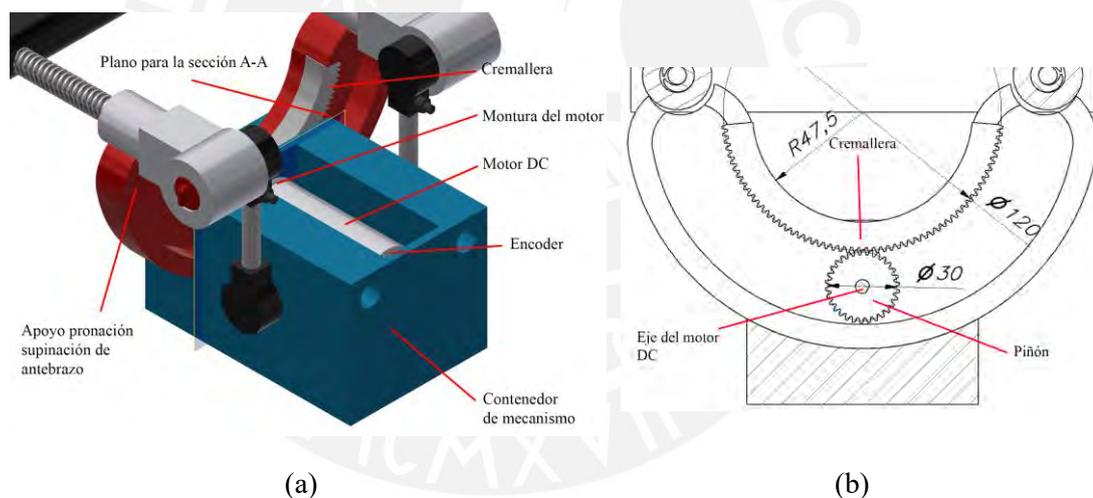


Figura 4.7. Sistema de pronación supinación del antebrazo (a) vista isométrica (b) vista de la sección A-A.

4.2.2.1 Análisis cinemático

Las velocidades que alcanzará el dispositivo en las terapias pasivas, están basadas en el dispositivo comercial E3 Elbow CPM¹⁹, que establece un rango de 40° a 270°, sin

¹⁹ Fuente: E3 Elbow CPM Technical & Service Manual <https://www.medcomgroup.com/content/QAL%20E3%20Elbow%20CPM%20Service%20Manual.pdf>. Consulta: 28/03/2023

embargo, el límite máximo se reduce a 155°. La Tabla 4.2 muestra entonces, las velocidades y aceleraciones angulares para cada intensidad que alcanzará el dispositivo.

Tabla 4.2. Parámetros de movimiento para las terapias pasivas.

Intensidad	Velocidad angular (°/min) [rad/min]	Aceleración angular (rad/s ²)
Baja (o inicial)	40 [0.70]	0.012
Media	98 [1.71]	0.029
Alta	155 [2.71]	0.045

Es necesario calcular también la velocidad de rotación del eje del motor para poder seleccionarlo adecuadamente. Se usa la Ecuación 4.2 para calcular las velocidades requeridas y estas se muestran en la Tabla 4.3.

$$w_1 * Z_1 = w_2 * Z_2 . \quad (4.2)$$

Donde:

w_1 : Velocidad angular de la rueda conducida, Z_1 : diámetro de la rueda conducida; w_2 : velocidad angular del piñón; Z_2 : diámetro del piñón.

Tabla 4.3. Velocidad de rotación del eje del motor.

Intensidad	Velocidad segmento (°/min)	Velocidad del motor (°/min)
Baja (o inicial)	40	160
Media	98	392
Alta	155	620

4.2.2.2 Análisis dinámico

El peso y la posición del centro de masa de los segmentos del miembro superior son conocidos, sin embargo, para la rotación de estos es necesario conocer sus momentos de inercia, en la Figura 4.8 se muestran los ejes de rotación tanto para la pronación de antebrazo como para la extensión de codo y en la Tabla 4.4, las inercias respecto a ellos.

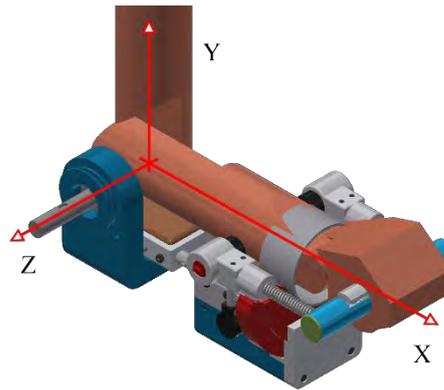


Figura 4.8 Se muestran los 3 ejes respecto al dispositivo y brazo del paciente. El eje X es el de pronación de antebrazo y el eje Z es el de flexión de codo.

Tabla 4.4. Momentos de inercia de los segmentos a rotar respecto a sus centros de masa [Challis, 1996], los ejes siguen la orientación del presentado en la Figura 4.6.

Momento de Inercia	Antebrazo	Mano
I_x (kg.mm ²)	600	300
I_y (kg.mm ²)	5200	500
I_z (kg.mm ²)	5200	600

La inercia total del segmento a rotar es de 900 kg.mm², que junto a la aceleración angular y empleando la Ecuación 4.3 permiten calcular los torques requeridos para rotar el antebrazo.

$$T_x = I_{total-x} * \ddot{\alpha} . \quad (4.3)$$

Donde:

T_x : Torque total en x, $I_{total-x}$: Inercia total en x, $\ddot{\alpha}$: Aceleración angular.

Se obtienen los torques para iniciar los movimientos a velocidad baja $1.08 * 10^{-5} N.m$, media $2.61 * 10^{-5} N.m$, y alta $4.05 * 10^{-5} N.m$.

4.2.2.3 Selección de engranajes

Los torques calculados, permiten comprobar el dimensionamiento en la relación de transmisión entre el piñón y la cremallera, para ello se establecen las Ecuaciones 4.4 a 4.12. El material de ambos componentes será el acero AISI 1020 que tiene un esfuerzo de fluencia igual a 275 MPa.

$$m = d_p/Z , \quad (4.4)$$

$$T_1 * Z_2 = T_2 * Z_1 , \quad (4.5)$$

$$r_p * F_T = T , \quad (4.6)$$

$$p = m * \pi , \quad (4.7)$$

$$3p < b < 5p , \quad (4.8)$$

$$s = m * \pi/2 , \quad (4.9)$$

$$Y = s^2/(6 * m * h) , \quad (4.10)$$

$$h = 2.25 * m , \quad (4.11)$$

$$\sigma = F_T/(b * m * Y) . \quad (4.12)$$

Donde:

m : Módulo del par de engranajes; T_1 : Torque piñón conductor; T_2 : Torque engranaje conducido, Z : Número de dientes del engrane, d_p : Diámetro primitivo, r_p : Radio primitivo; p : Paso del engranaje; b : Ancho de diente; Y : Factor de Lewis; σ : Esfuerzo de fluencia, F_T : Fuerza tangencial, h : Altura de diente.

Siguiendo el dimensionamiento de la Figura 4.7, con los diámetros establecidos, con un módulo m igual a 1 y la Ecuación 4.4, se calcula el número de dientes para el piñón y la cremallera, que son 30 y 120 respectivamente. Con el torque máximo obtenido para el movimiento de pronación supinación del antebrazo y la Ecuación 4.5, se obtiene un torque en el piñón igual a 10.13×10^{-6} . Este valor y la Ecuación 4.6 permiten calcular la fuerza tangencial en uno de los dientes del piñón que resulta 0.68×10^{-3} N.

Se calcula el área de contacto de un diente del piñón para proceder con el cálculo de la resistencia del engranaje con las Ecuaciones 4.4 a 4.7, se obtiene un paso 'p' de 3.14 mm, un ancho de diente b de 10 mm, un factor 's' de 1.57 mm y un factor de Lewis Y de 0.183. Con la Ecuación 4.12 se obtiene un esfuerzo igual a 3.72×10^{-4} MPa. Comparando este valor con el esfuerzo de fluencia del acero elegido, se comprueba que podrá resistir la carga a la que se someterá, entonces, no será necesario cambiar de material o modificar las dimensiones ya establecidas.

4.2.3 Subsistema de flexión - extensión de codo

Este subsistema es el encargado de soportar al subsistema de pronación - supinación de antebrazo y flexión - extensión de la muñeca, esto incluye la fuerza que generará el usuario al flexionar la muñeca además del peso de los componentes del dispositivo y el peso en sí del brazo del usuario, es por ello que se requiere revisar el dimensionamiento de los cilindros extensibles de antebrazo antes de proceder con el dimensionamiento en sí del subsistema de flexión extensión de codo.

4.2.3.1 Dimensionamiento de cilindros extensores de antebrazo

Estos cilindros cumplen dos funciones, extender o retraer la posición del apoyo de antebrazo y soportar el peso del antebrazo y de los subsistemas de flexión de muñeca y pronación de antebrazo. La Figura 4.9 muestra la ubicación de los cilindros en el dispositivo.

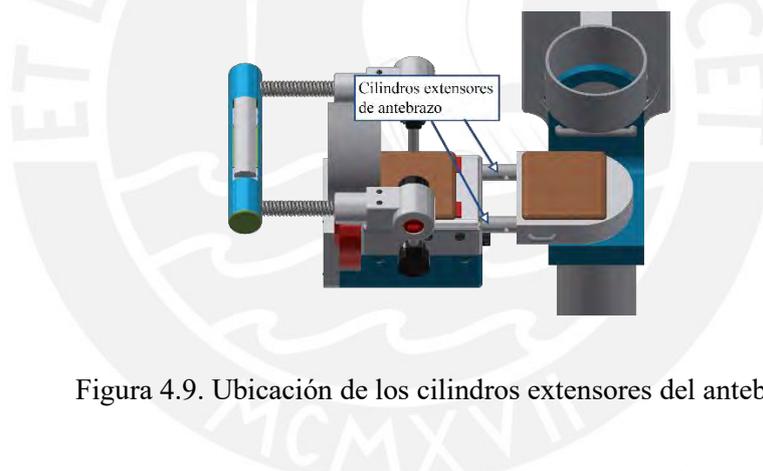


Figura 4.9. Ubicación de los cilindros extensores del antebrazo.

El análisis de los cilindros se realiza cuando el paciente está realizando la terapia de flexión resistida de muñeca, es en este momento cuando los cilindros se encontrarán soportando la mayor carga. Teniendo en cuenta lo previamente mencionado, se posicionan las cargas que afectan a los cilindros extensores. En la Figura 4.10 se muestra donde se ubican empleando una vista lateral del dispositivo, así como un modelo simplificado para facilitar el análisis.

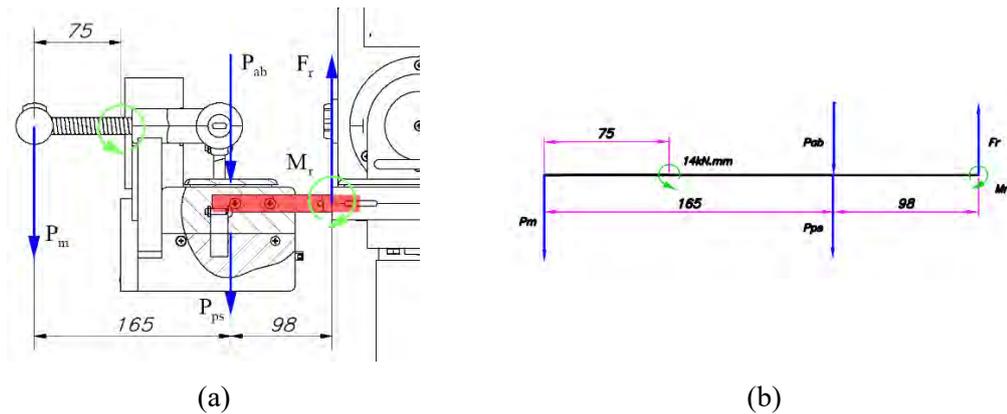


Figura 4.10. Cargas sobre los cilindros extensores (a) vista lateral de las cargas sobre los cilindros resaltados en rojo (b) modelo simplificado de las cargas sobre los cilindros

Las cargas representadas son:

P_m : Peso de la mano (0.51 kg), P_{ab} : Peso del antebrazo (1.47 kg), P_{ps} : Peso del sistema pronación - supinación, flexión extensión de la muñeca y los cilindros extensibles (2.20 kg), M_r : Momento resultante, F_r : Fuerza resultante, 14 kN.m: El momento máximo ejercido por el paciente al flexionar la muñeca.

$$r_{min} \geq \sqrt[6]{\frac{(32 * M_F / 2)^2}{(\pi * \sigma_{fluencia})^2}} \quad (4.13)$$

Donde:

M_F : Momento flector, $\sigma_{fluencia}$: límite de fluencia, r_{min} : radio mínimo

La fuerza resultante F_r es 41 N y el momento resultante M_r es 18.84 kN.mm. Se emplea la Ecuación 4.13 para realizar el cálculo del radio mínimo, siendo la fluencia del aluminio 6061 145 MPa, se deberían tener cilindros con un radio 8.71 mm, el dimensionamiento preliminar proponía unos cilindros de 15 mm de diámetro, por lo que el resultado demuestra que no soportará las cargas a las que se somete. Se opta por usar acero AISI 1020, con este cambio esto el radio mínimo resulta 7 mm, cumpliendo con el dimensionamiento preliminar. Se incorpora al diseño un pasador doble del mismo material que bloqueará la flexión extensión de codo y contribuirá a reducir la carga ejercida por el usuario al flexionar los resortes, su posicionamiento es apreciado en la Figura 4.11.

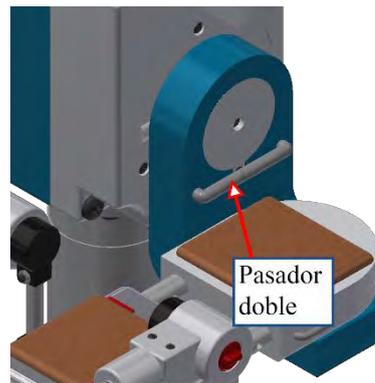


Figura 4.11. Pasador doble que atraviesa el apoyo rotatorio de codo hacia el contenedor del sistema flexión extensión de codo.

4.2.3.2 Análisis cinemático

Habiendo determinado los materiales y dimensiones del apoyo de antebrazo, es posible continuar con el análisis del subsistema de flexión extensión de codo. El movimiento deseado se consigue partiendo del movimiento de un motor DC, que hará rotar a un piñón que se encontrará engranado a una rueda dentada, al girar esta última el eje de transmisión sobre el cual está acoplada rotará y con este el soporte rotatorio de codo, consiguiéndose la flexión-extensión de codo. En la Figura 4.12 se muestra a detalle las partes que componen este sistema.

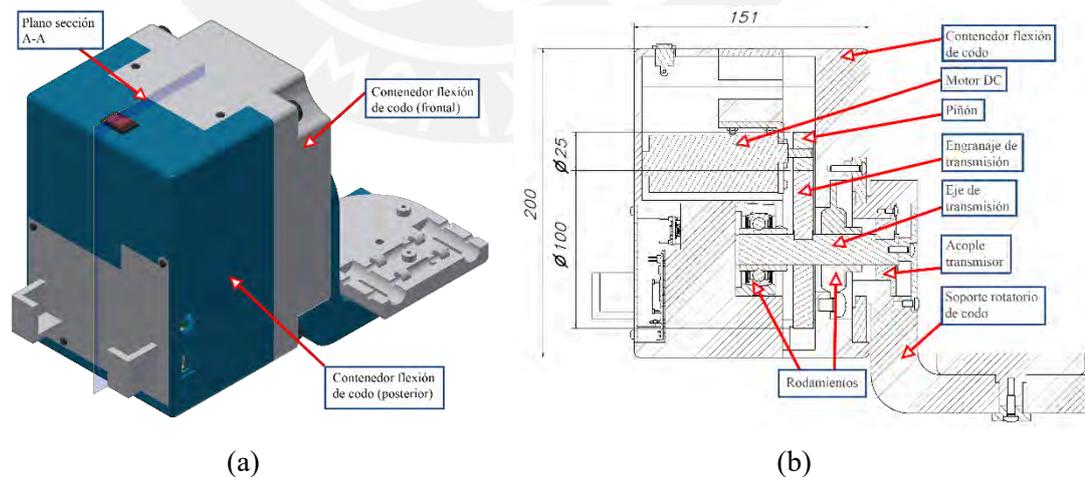


Figura 4.12. Subsistema flexión extensión de codo (a) vista Isométrica (b) vista de la sección A-A

Se idealiza el movimiento como una articulación tipo bisagra, para esto, se definen dos cuerpos, el primero es el contenedor de sistema flexión extensión y el segundo cuerpo empieza en el apoyo rotatorio de codo y termina en la empuñadura. El cuerpo 1 queda estático mientras que el cuerpo 2 rota, por lo que su posición queda definida con el ángulo ' α ' que se forma entre ambos. En la Figura 4.13 se observan al cuerpo 1 de color morado y al cuerpo 2 de color verde, y el ángulo que se forma entre ellos con los parámetros de movimiento de los cuerpos.

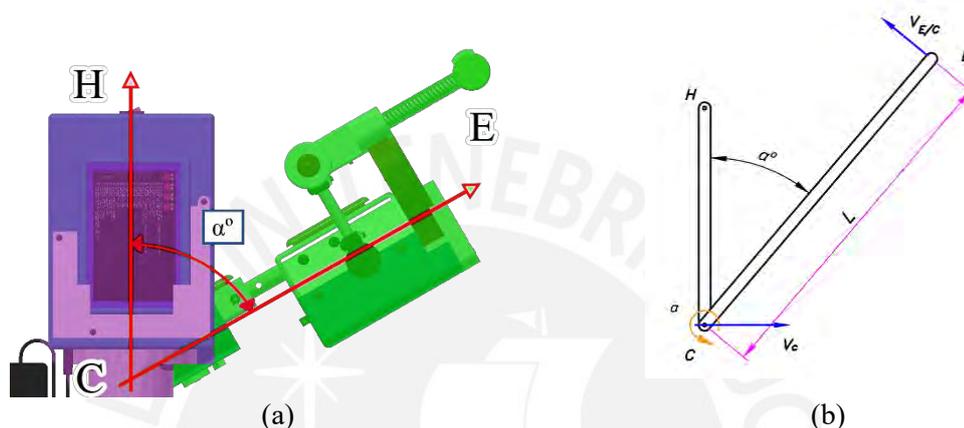


Figura 4.13. Dispositivo realizando la flexión de codo, siendo los puntos guía, H – hombro, C – codo y E - empuñadura (a) articulación de un GDL, el ángulo α define la posición del cuerpo 2 (b) modelo simplificado que incluye las velocidades y aceleración angular.

Se tienen las velocidades máximas y mínimas de giro de la articulación (Tabla 4.3) y a través de la Ecuación 4.14 se procede a determinar la velocidad relativa del punto E respecto a la articulación C.

$$v_{E/C} = v_C + L * \alpha. \quad (4.14)$$

Donde:

$v_{E/C}$ = Velocidad de E respecto de C, v_C = Velocidad de C, L = Distancia del codo hacia la empuñadura, α = Velocidad angular.

La velocidad de C es cero ya que la barra HC no realiza ningún movimiento durante la operación del dispositivo. La Tabla 4.5 muestra las velocidades que alcanza la empuñadura.

Tabla 4.5. Velocidades de la empuñadura para hombres y mujeres.

Velocidad angular (°/min)	Velocidad de la empuñadura para hombres (mm/min)	Velocidad de la empuñadura para mujeres (mm/min)
40	232.40	216.30
98	567.72	528.39
155	899.72	834.30

Con las dimensiones del piñón y el engranaje de la Figura 4.12 se calculan las velocidades de rotación del motor DC responsable del movimiento empleando la Ecuación 4.2 y se muestran en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6. Velocidades angulares del piñón para la flexión extensión de codo.

Velocidad angular (°/min)	Velocidad angular del piñón (°/min)
40	160
98	392
155	620

4.2.3.3 Análisis dinámico

Al compartir las mismas velocidades de movimiento que la rotación de antebrazo, las aceleraciones son las mismas 0.012 , 0.029 , 0.045 rad/s^2 . Siguiendo los ejes establecidos en la Figura 4.8 se determinan los momentos de inercia y centros de gravedad del segmento a rotar del dispositivo con ayuda del software CAD Autodesk Inventor 2020 y se muestran en la Tabla 4.7.

Tabla 4.7. Momentos de inercia de los segmentos del dispositivo a mover

	Segmentos que rotan cuando se flexiona el codo
Iz (kg.mm ²)	22240.62
Centro de gravedad (x,y,z)	(157,-57,-82)

Empleando la Ecuación 4.15 y la aceleración máxima obtenida se calcula la inercia total del movimiento de flexión y extensión del codo

$$I_{totalz} = I_{zd} + I_{za} + I_{zm}. \quad (4.15)$$

Donde:

I_{totalz} : Inercia total en el eje z, I_{zd} : Inercia del segmento del dispositivo en z, I_{za} : Inercia del antebrazo en z, I_{zm} : Inercia de la mano en z.

Con una inercia total en z de 0.028 kg.m^2 y la aceleración angular requerida, se emplea la Ecuación 4.16 para calcular el torque requerido para mover el segmento.

$$T_z = I_{totalz} * \alpha + d_{mc} * P_m + d_{ac} * P_d \quad (4.16)$$

Donde:

T_z : Torque, α : aceleración máxima (0.19 rad/s²), d_{mc} : distancia del centro de gravedad de la mano al codo (0.332 m), P_m : Peso de la mano (5 N), d_{ac} : distancia del centro de gravedad del antebrazo al codo (0.167 m), P_d : Peso del segmento del dispositivo y el antebrazo (40 N)

Se obtiene un torque resultante de 8.346 N.m, que es requerido para iniciar o detener el movimiento de flexión de codo en la velocidad más alta.

4.2.3.4 Selección y dimensionamiento de los componentes transmisores

a) Selección de engranajes

Siguiendo el dimensionamiento de la Figura 4.12, con los diámetros establecidos, con un módulo m igual a 1 y la Ecuación 4.4, se calcula el número de dientes para el piñón y el engranaje, que son 25 y 100 respectivamente. Con el torque obtenido máximo obtenido para el movimiento de flexión extensión de codo y la Ecuación 4.5, se obtiene un torque en el piñón igual a 2.09 N.m. Este valor y la Ecuación 4.6 permiten calcular la fuerza tangencial en uno de los dientes del piñón que resulta ser 167.2 N.

Se calculan parámetros del área de contacto de un diente del engranaje. Las Ecuaciones desde 4.4 a 4.7, permiten obtener los valores necesarios. Se obtiene un paso 'p' de 3.14 mm, un ancho de cara b de diente de 10 mm, un factor 's' de 1.57 mm y un factor de Lewis Y igual a 0.183. Con estos datos y la Ecuación 4.12 se obtiene el esfuerzo teórico al que se somete cada diente que resulta ser 91.37 MPa y comparándolo con el esfuerzo de fluencia del acero AISI 1020 que es igual a 275 MPa, se concluye que el dimensionamiento realizado es correcto.

b) Dimensionamiento del eje transmisor

Esta sección continúa con el análisis de uno de los componentes más críticos para el funcionamiento del dispositivo, el eje transmisor de la flexión - extensión de codo. El estudio comienza con un análisis estático de las cargas ejercidas sobre el eje, este soporta el peso del brazo del usuario y de la estructura que rota y funciona de apoyo de antebrazo. Se debe notar que la carga no varía, sin embargo, dependiendo del ángulo de flexión de codo, los torques que soporta el eje pueden ser disminuir o aumentar. Cuando este ángulo es 90° , las cargas se encuentran a mayor distancia del punto de giro, produciendo un mayor torque sobre el eje. En la Figura 4.14 se observa la posición del brazo y un DCL con las cargas mencionadas, se analizan los momentos y las fuerzas resultantes en los 3 ejes respecto al punto de rotación R, donde rota el eje transmisor de flexión – extensión de codo.

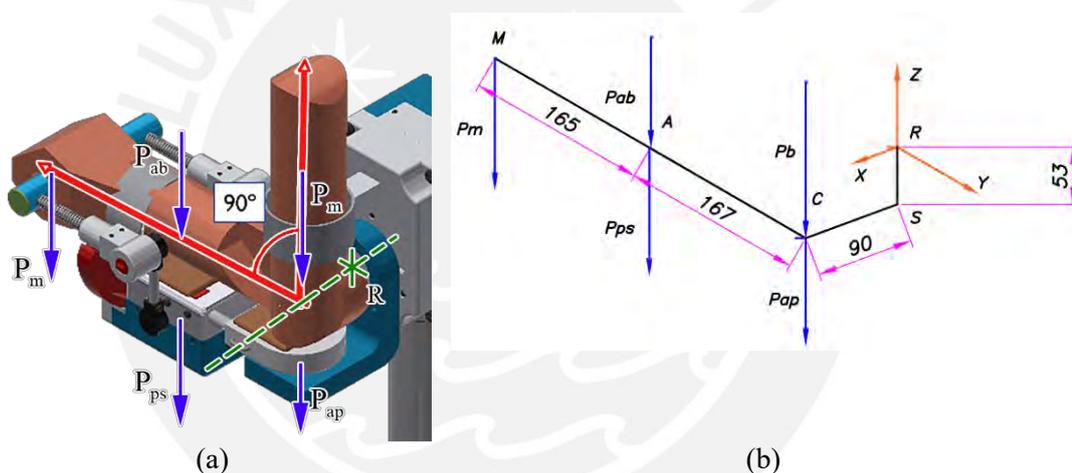


Figura 4.14. Cargas que afectan al eje transmisor de flexión – extensión de codo (a) modelo 3D con el brazo del paciente a 90° (b) modelo simplificado en flexión a 90° .

Las cargas representadas son:

P_m : Peso de la mano (0.51 kg), P_{ab} : Peso del antebrazo (1.47 kg), P_{ps} : Peso del subsistema pronación supinación, flexión extensión de la muñeca y los cilindros extensores (2.57 kg), P_b : Peso del brazo (2.55 kg), P_{ap} : Peso del apoyo de codo y soporte rotatorio de codo (0.74 kg).

Los segmentos representados son una simplificación de la estructura rotatoria del dispositivo y las distancias de las cargas son las posiciones de los centros de gravedad.

La fuerza resultante en el eje Z es de 76.91 N y los momentos resultantes en los ejes X e Y son 8.28 N.m y 6.92 N.m. respectivamente.

El momento en el eje X es equilibrado por el torque transmitido por el motor DC. El siguiente paso es analizar el efecto de estas cargas sobre el eje para dimensionarlo adecuadamente, en la Figura 4.15 se muestran las reacciones y los momentos a los que se somete este eje.

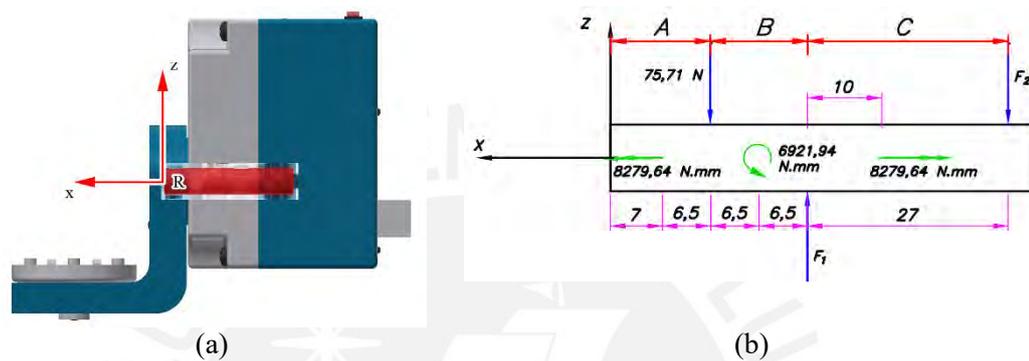


Figura 4.15. Análisis de las cargas sobre el eje del codo (a) ubicación del eje en el dispositivo (b) cargas que afectan al eje donde F_1 y F_2 representan las reacciones en los apoyos tipo rodamiento.

Se realiza un equilibrio de momentos en el punto donde se ejerce F_1 , con este se obtiene la reacción F_2 que resulta igual a 292.83 N y con un equilibrio de fuerzas en el eje Z se obtiene F_1 igual a 368.54 N.

Estas reacciones permiten calcular la zona del eje sometida a los máximos esfuerzos para poder verificar el dimensionamiento previo. En la Figura 4.16 se establecen los diagramas de las cargas sobre el eje y se observa que la zona más cargada está en la línea verde punteada, un corte transversal con las cargas resultantes se aprecia en la Figura 4.17.

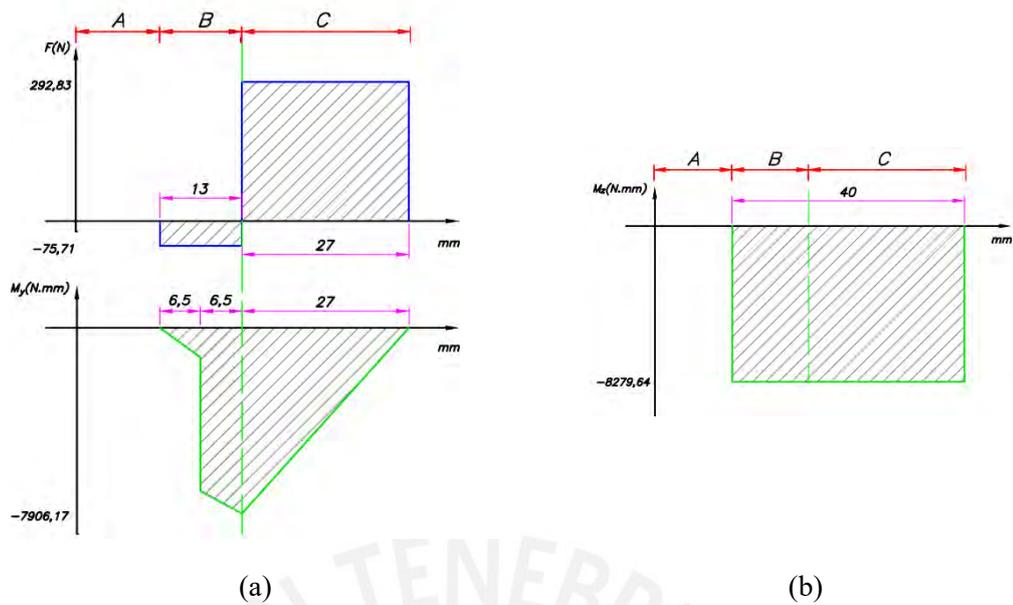


Figura 4.16. Diagramas de cargas sobre el eje en los tramos A, B y C
(a) fuerza cortante y momento flector (b) momento torsor.

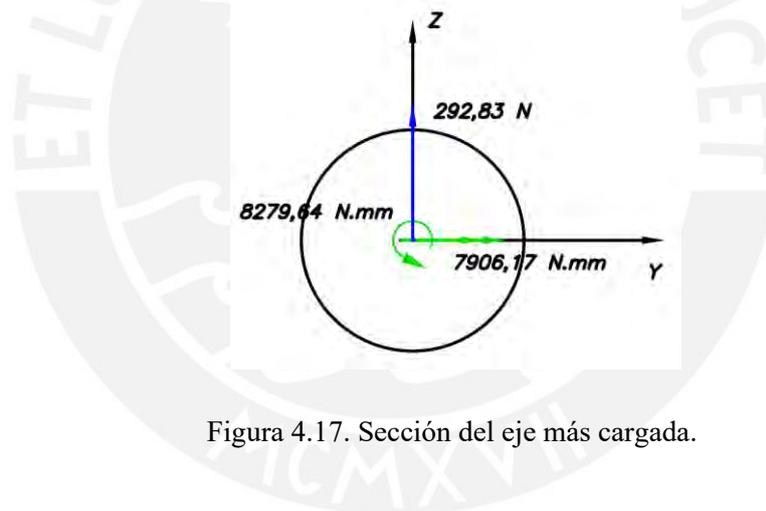


Figura 4.17. Sección del eje más cargada.

Se establecen las Ecuaciones 4.17 y 4.18 y la Inecuación 4.19:

$$\sigma_F = \frac{M_F}{\frac{\pi * r^3}{32}} \quad (4.17)$$

$$\tau_T = \frac{M_T}{\frac{\pi * r^3}{16}} \quad (4.18)$$

$$\sigma_{fluencia} \geq \sqrt{(\sigma_F)^2 + 3 * (\tau_T)^2} \quad (4.19)$$

Se elige el acero AISI 1020 que tiene un esfuerzo de fluencia de 275 MPa como el material para construir el eje, reordenando las Ecuaciones 4.17, 4.18 y la Inecuación 4.19 e incluyendo un factor de seguridad (F.S.) de 2, se obtiene la Inecuación 4.20.

$$r_{\min} \geq \sqrt[6]{\frac{(32 * M_F)^2 + 3 * (16 * M_T)^2}{(\pi * \sigma_{fluencia}/2)^2}} \quad (4.20)$$

El radio mínimo es igual a 9.25 mm, por lo que se elige un eje con diámetro de 20 mm, con este valor es posible seleccionar las cuñas, que serán de acero SAE 1020, que transmitirán los torques según la norma DIN 6885. Según el diámetro previamente calculado, el ancho y alto de la chaveta es de 6x6 mm, el largo se calcula analizando los esfuerzos de aplastamiento y torque a los que se somete la cuña., el diagrama de la Figura 4.18 permite visualizar mejor las dimensiones y cargas a las que se someterá este componente.

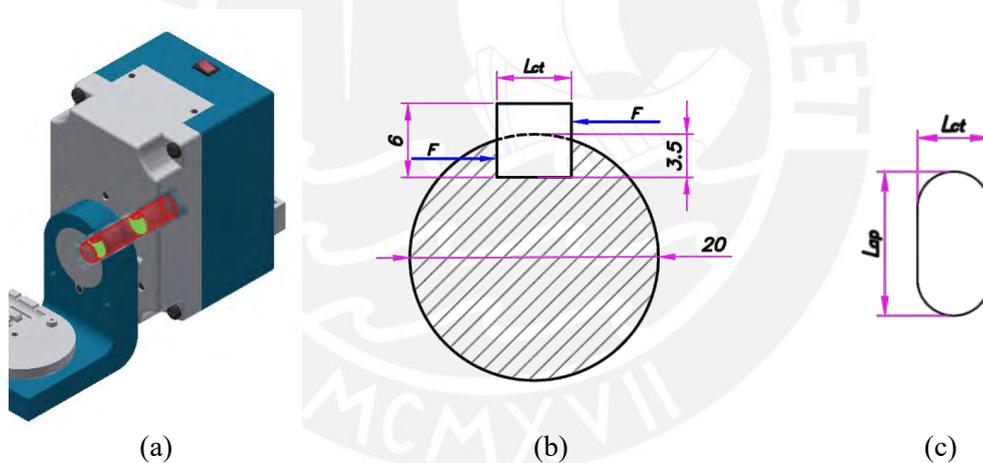


Figura 4.18. Corte transversal del eje y la chaveta (a) vista isométrica resaltando el eje y las secciones donde se encuentran las chavetas (b) diagrama del eje con la chaveta (c) dimensiones de la chaveta.

El valor de F se calcula con la Ecuación 4.21.

$$F = \frac{M_T}{d/2} \quad (4.21)$$

Donde:

F : es la fuerza sobre la chaveta; M_T : Torque a transmitir por el eje; d : Diámetro del eje.

La fuerza resultante sobre la chaveta es de 827.96 N, con este valor se calculan los esfuerzos empleando las Inecuaciones 4.22 y 4.23.

$$\sigma_{aplastamiento} \geq \frac{F}{2,5 * L_{ap}} \quad (4.22)$$

$$\tau_{corte} \geq \frac{F}{6 * L_{ct}} \quad (4.23)$$

Donde:

$\sigma_{aplastamiento}$: Esfuerzo de aplastamiento máximo permisible (207 MPa); L_{ap} : Longitud de aplastamiento de la cuña, L_{ct} : Longitud de corte de la cuña; τ_{corte} : Esfuerzo de corte máximo permisible (379 MPa).

Reordenando las Inecuaciones 4.22 y 4.23, se obtienen los valores mínimos de L_{ap} y L_{ct} , que son 1.6 y 0.36 mm. De acuerdo a la norma, la mínima longitud es de 12 mm y 6 mm respectivamente.

4.2.4 Subsistema de soporte y elevación del dispositivo

El dispositivo se apoya en un cilindro extensible capaz de elevar el dispositivo al codo del usuario y soportar las cargas que se ejercen sobre él durante su uso. El dimensionamiento o selección de un sistema apropiado, requiere del cálculo de las cargas resultantes que soporta, estas se visualizan en la Figura 4.19, considerando que el motor DC encargado de la flexión extensión de codo se encuentra encendido y bloqueado en posición de 90° y el usuario ha posicionado su brazo.

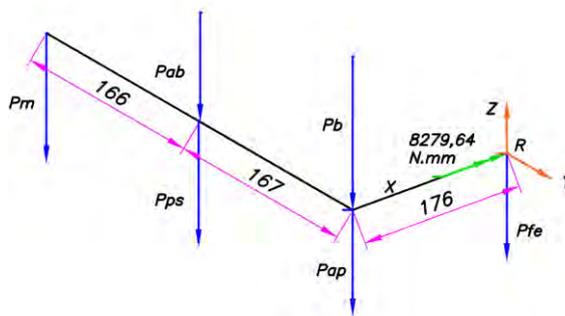


Figura 4.19. Cargas y pesos del dispositivo.

El valor de P_{fe} es 4.24 kg, las otras cargas se conocen de las secciones previas. Se calculan las reacciones en el punto R. La fuerza resultante en Z es igual a 118.51 N y el momento resultante en el eje 'Y' es de 13536.16 N.mm, en los otros ejes las cargas resultan ser cero.

Las dimensiones del dispositivo contribuyen al proceso de selección del cilindro extensible a usar ya que, según estudios antropométricos para el diseño de equipos de uso humano, la altura máxima a la que se debe situar el codo de un usuario es de aproximadamente 690 mm [Dreyfuss, 1993]. La Figura 4.20 muestra la altura relativa del apoyo de codo a la base del contenedor del sistema pronación-supinación.

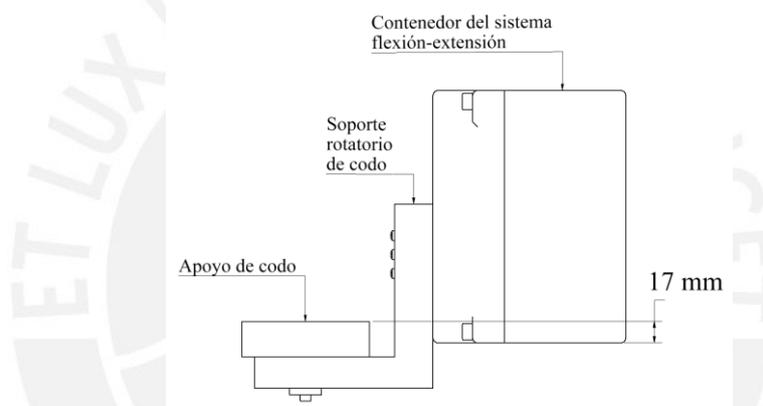


Figura 4.20. Altura relativa del apoyo de codo.

Con estos datos, se selecciona mostrado en la Figura 4.21²⁰, es capaz de soportar cargas de hasta 400 N y permite regular su altura entre 435 y 660 mm.

²⁰ Fuente: <https://www.suspa.com/global/products/heightadjustment/pneumatic-table-columns>. Consultado: 24/03/2023.



Figura 4.21. Sistema de regulación de altura VariStand, fabricado por SUSPA.

Este sistema admite el uso de una unión roscada o una brida para acoplarse al objeto a elevar, se opta por el segundo tipo de unión. Es necesario dimensionar los tornillos que soportarán el momento en el eje 'Y'. La Figura 4.22 muestra el acople diseñado que funcionará como pieza intermediaria entre el cilindro de elevación y el dispositivo de rehabilitación.

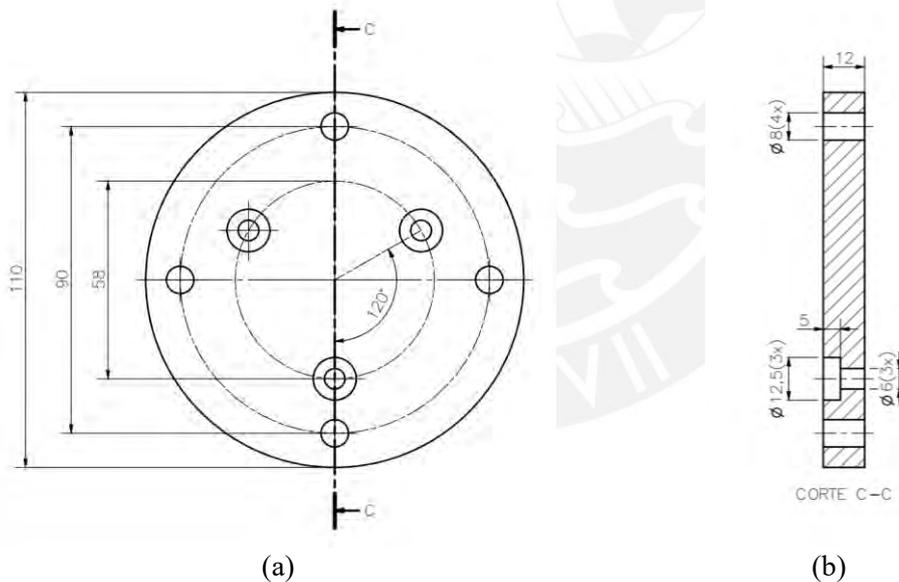


Figura 4.22 Pieza de acople (a) disposición de los agujeros (b) corte al acople que permite observar la profundidad de los agujeros.

A través de los agujeros que se encuentran en el diámetro de 58 mm, pasarán los tornillos que unirán al acople al cilindro de elevación, estos serán M6 x 16 – ISO 7045. Se calculan los esfuerzos a los que se someterán, para ello se usa la Ecuación 4.24, se observa la posición de la carga en la Figura 4.23.

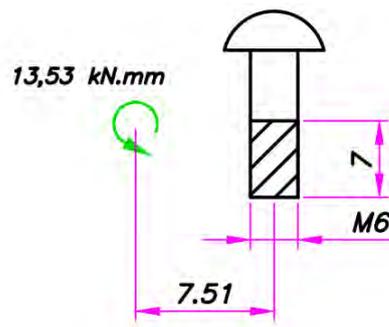


Figura 4.23. Diagrama de las posiciones de las cargas que soportará el tornillo.

$$\tau = \frac{M_y / l}{2 * \pi * d * L} \quad (4.24)$$

Donde:

M_y : Momento en el eje y (13,53 kN.mm); l : Distancia del centro de la unión roscada al tornillo (7,51 mm); d : Diámetro del tornillo (6 mm); L : Longitud roscada del tornillo (7 mm)

Se obtiene entonces un esfuerzo de corte de 6,83 MPa que resulta menor al esfuerzo cortante permisible del acero A2 que es 80 GPa. Se analizan ahora los tornillos que unen el acople con el dispositivo, estos son M8 x 25 – ISO 7045, un diagrama se presenta en la Figura 4.24.

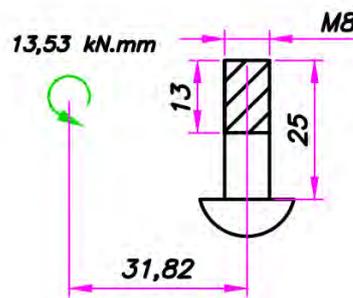


Figura 4.24. Distancia de los tornillos hacia el centro de la unión roscada y área roscada de los tornillos que soporta la carga.

M_y : Momento en el eje y (13,53 kN.mm); l : Distancia del centro de la unión roscada al tornillo (31.82 mm); d : Diámetro del tornillo (8 mm); L : Longitud roscada del tornillo (13 mm)

El esfuerzo cortante es de 0.65 MPa que no supera el valor máximo admisible.

4.3 Simulación del elemento crítico

El software CAD Autodesk Inventor permite simular a través del método de elementos finitos el efecto de las cargas sobre el elemento más crítico del dispositivo, para este estudio, el eje encargado de transmitir el movimiento de flexión extensión de codo es el elemento más cargado del sistema. Se analizan: El esfuerzo de Von Mises permite comparar el esfuerzo máximo de la simulación (58.15 MPa) mostrado en la Figura 4.25 (a) con el esfuerzo de fluencia acero AISI 1020 (275 MPa), se comprueba que el elemento resiste las cargas a las que se somete y el primer esfuerzo principal evalúa el elemento a tensión de rotura, la carga máxima en la simulación (47.55 MPa) no supera la tensión de rotura del material (400 MPa).

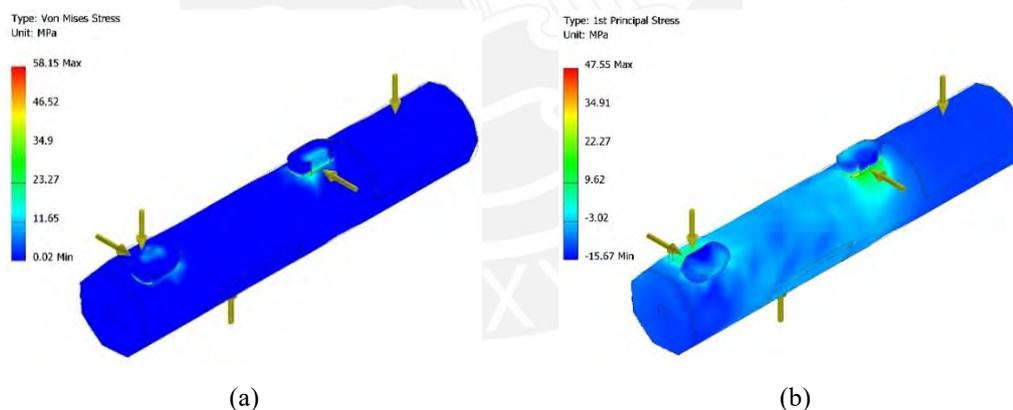


Figura 4.25. Simulación en Autodesk Inventor de las cargas sobre el eje (a) esfuerzo de Von Mises (b) primer esfuerzo principal

La Figura 4.26 muestra el tercer esfuerzo principal evalúa los esfuerzos de compresión a los que se somete el elemento, en este caso el máximo esfuerzo es igual a 62.95 MPa que no supera el esfuerzo admisible de compresión del acero A36 que es igual a 150 MPa. El factor de seguridad mínimo del elemento es de 4 por lo que queda comprobado el dimensionamiento del eje.

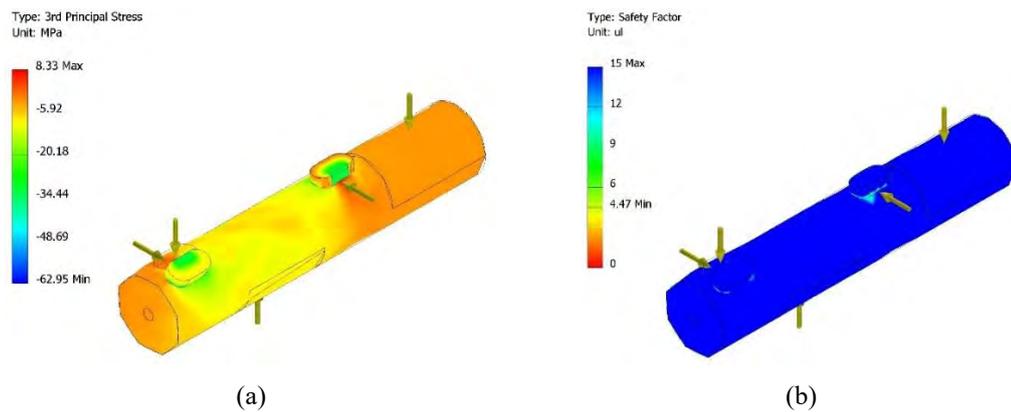


Figura 4.26. Simulación en Autodesk Inventor de las cargas sobre el eje (a) tercer esfuerzo principal (b) factor de seguridad.

4.4 Cargas máximas sobre el usuario

Se han calculado las fuerzas y torques máximos que se ejercerán sobre el usuario, sin embargo, se debe considerar que el dispositivo tendrá una reacción o efecto sobre este.

a) Flexión de la muñeca

El torque máximo registrado por un paciente en recuperación de epicondilitis lateral es de 14 N.m [Pienimaki, 1996], en el dispositivo, este torque será la máxima carga posible que el usuario podrá ejercer sobre el dispositivo y será la que flexione los resortes que soportan a la empuñadura. Los resortes al ser flexionados, ejercerán un torque opuesto en la muñeca del paciente, así como una fuerza de reacción en la empuñadura, que al encontrarse en una distancia conocida (74 mm), permite determinar que la fuerza en la palma del paciente llegará a un máximo de 187 N. En la Figura 4.27 se muestra la mano del paciente sujetando la empuñadura.

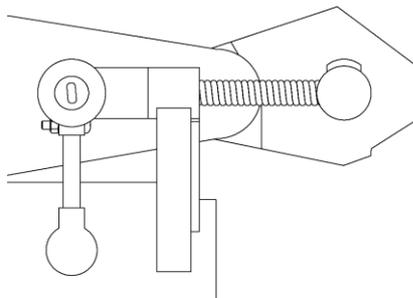


Figura 4.27. Mano sujetando la empuñadura del dispositivo.

b) Pronación del antebrazo

Los torques mínimos y máximos ejercidos para este movimiento por otros dispositivos de movimiento continuo pasivo comerciales, son de 0.41 N.m y 5.42 N.m²¹ respectivamente, en el caso del dispositivo de rehabilitación diseñado el mínimo torque es $1.08 \cdot 10^{-5}$ y máximo de $4.05 \cdot 10^{-5}$, considerando un radio de antebrazo igual a 3 cm y sabiendo que este se encontrará sujetado empleando una correa, la fuerza tangencial que experimentará se encontrará distribuida en la zona de contacto mostrada en la Figura 4.28.

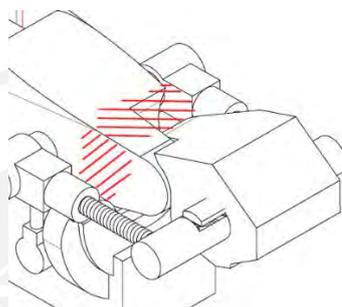


Figura 4.28. En rojo, zona de contacto empleando la correa de sujeción de antebrazo.

c) Flexión del codo

Los torques máximo y mínimos ejercidos para este movimiento por otros dispositivos de movimiento continuo pasivo, son de 2.72 N.m y 27.20 N.m, el torque máximo del dispositivo es de 8.35 N.m, la fuerza tangencial producida por este torque queda distribuida en el apoyo de codo, como se muestra en la Figura 4.29.

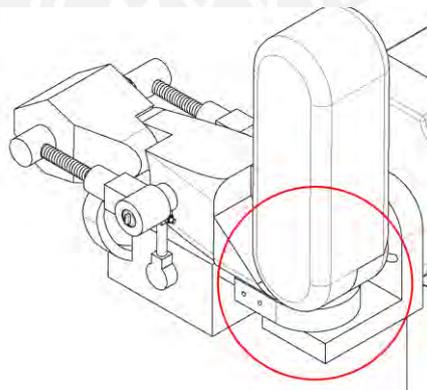


Figura 4.29. Zona de contacto para la flexión de codo.

²¹ Fuente: <https://www.medcomgroup.com/qal-medical-e3-elbow-cpm/>. Consulta: 24/03/2023

CAPÍTULO 5

DISEÑO ELECTRÓNICO Y CONTROL DEL SISTEMA

En este capítulo se desarrollan la lógica de funcionamiento del dispositivo, así como la arquitectura de control y hardware, se explican los requisitos tomados en cuenta para seleccionar los componentes eléctricos y electrónicos del dispositivo, se calculan los consumos de energía y se seleccionan los dispositivos encargados de regular la energía que ingresa al sistema.

5.1 Lógica de funcionamiento del dispositivo

La operación correcta del dispositivo depende de una lógica interna que cumpla con los parámetros que ingrese el usuario y garantice su seguridad. Esta sección sigue la secuencia de pasos establecida en la estructura de funciones y la transforma en un diagrama de flujo para comprender la lógica del dispositivo, como se observa en la Figura 5.1.

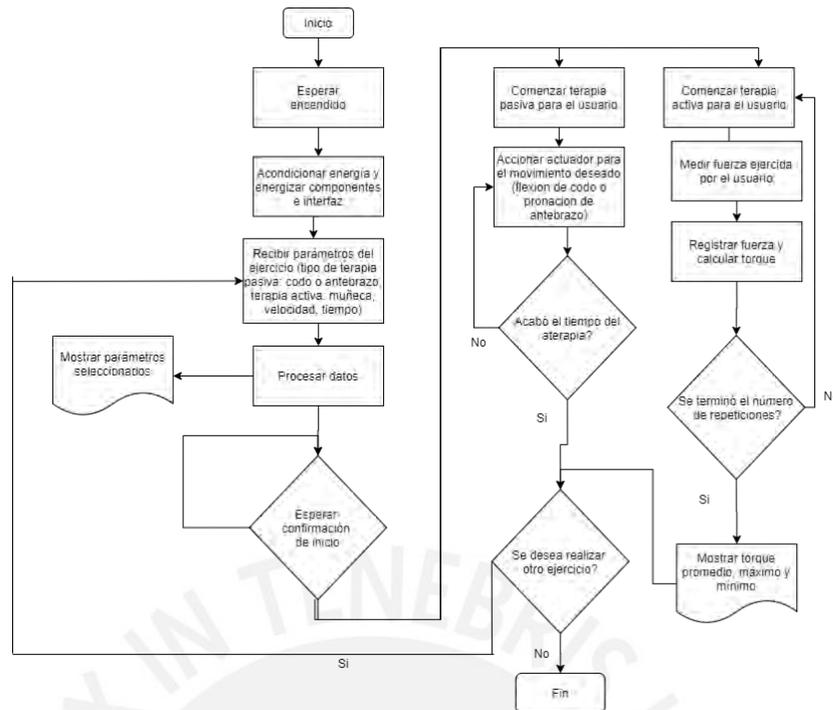


Figura 5.1. Secuencia lógica del dispositivo.

5.2 Arquitectura del sistema de control

El sistema de control requerido se aplica a las terapias pasivas que ejecuta el dispositivo, ya que en estas se realiza movimientos sobre el usuario, la flexión y extensión de codo y la pronación y supinación de antebrazo. Sin embargo, se debe considerar que las velocidades a las que se realizan ambas terapias son significativamente bajas, esto se debe a que el paciente se encuentra en un proceso de recuperación y el propósito del dispositivo es rehabilitar el daño causado sobre la zona del codo y los músculos vinculados a esta articulación aplicando movimientos suaves y controlados.

Siguiendo la lógica de funcionamiento establecida en la Figura 5.1 determinamos con claridad que función cumplirá cada uno de los dispositivos involucrados en el movimiento. Comenzamos entonces con el sistema embebido que, a través de la pantalla táctil, recibirá los parámetros de velocidad, duración y rango de movimiento de la terapia a ejecutar, tomando la primera como el set-point para el control, se envía entonces una señal de inicio de movimiento al microcontrolador, que tendrá como función comunicar la velocidad al driver, y este a su vez al motor DC que comenzará con la terapia. Tenemos entonces al encoder midiendo la velocidad a la cual está

trabajando el motor y realimentándola al microcontrolador, este último ejecuta un control PID que envía la señal de control resultante de vuelta al driver completando el lazo de control cerrado. Se grafica este proceso en la Figura 5.2.

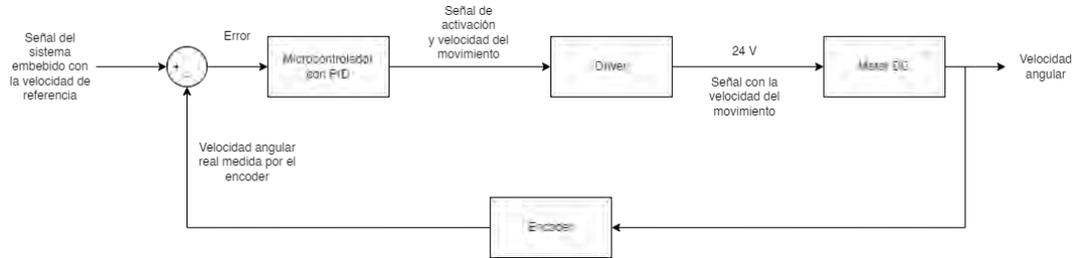


Figura 5.2. Diagrama del sistema de control para el dispositivo.

Sin embargo, el rango de movimiento es un parámetro crucial de la terapia que debe de ser cumplido constantemente, es entonces que, aplicando un integrador, realimentamos la señal producida por el encoder a nuestro sistema embebido. Con la posición angular del motor y el tiempo transcurrido, el sistema embebido determina el momento adecuado para generar la señal de invertir la velocidad o detener el movimiento y enviarla de vuelta al microcontrolador, garantizando así, que se cumpla con el rango y duración del movimiento de la terapia seleccionada, este proceso queda graficado en la Figura 5.3.

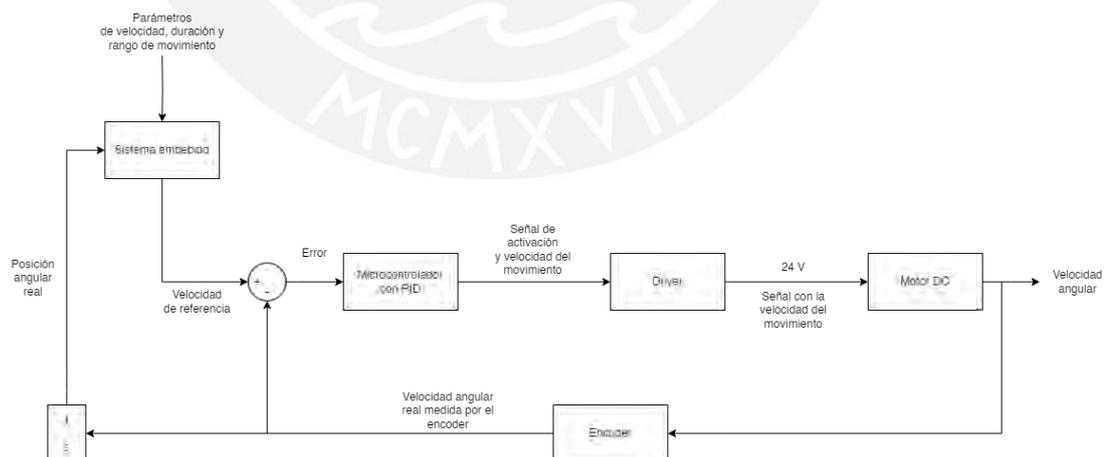


Figura 5.3. Diagrama del sistema de control para el dispositivo.

Con el uso de la interfaz mostrada en la pantalla táctil del dispositivo, tenemos la posibilidad de visualizar en tiempo real, la velocidad y posición angular del movimiento, se cuenta también con botones que permitirán pausar o detener la terapia

si así lo determina el profesional en rehabilitación. Físicamente, el dispositivo cuenta con un switch que actúa como botón de encendido y emergencia, en caso el paciente presente algún malestar inesperado durante la ejecución de la terapia, este cortará la energía de forma inmediata a todo el dispositivo.

5.3 Arquitectura de hardware

Con la lógica establecida del sistema es posible elaborar un diagrama que represente una conexión en el nivel más sencillo entre los componentes electrónicos del sistema. Esto queda representado en la Figura 5.4.

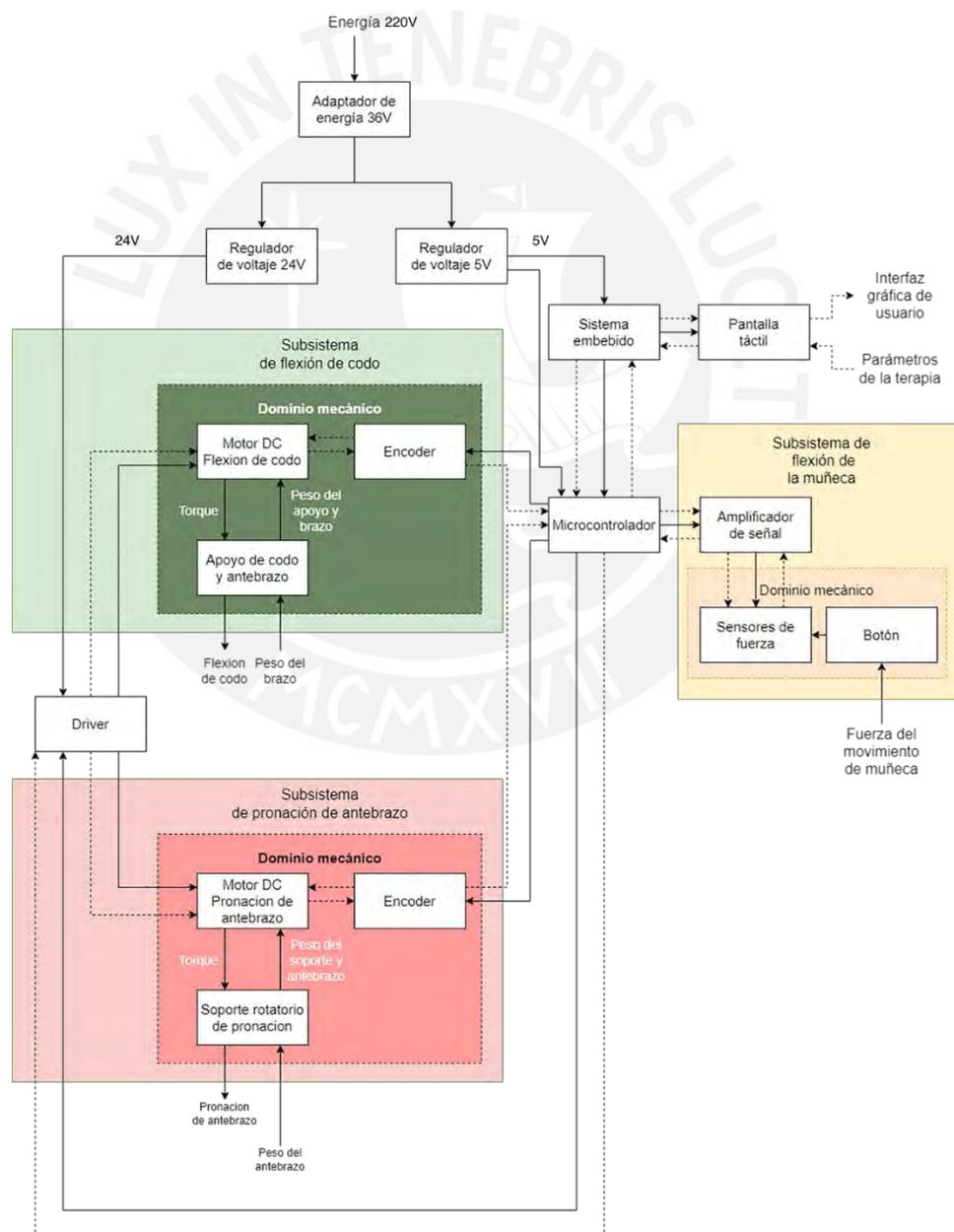


Figura 5.4. Arquitectura de hardware.

5.4 Selección de sensores y actuadores

Conociendo los parámetros mecánicos requeridos para cumplir con los ejercicios del dispositivo de rehabilitación, se deben seleccionar los componentes electrónicos necesarios que cumplirán con estas necesidades.

a) Medición de fuerza

Los criterios para seleccionar un sensor que mida la fuerza ejercida por el usuario son: debe ser compacto para poder acoplarse a la empuñadura de 32 mm de diámetro, no superar los 100 g, sensibilidad para cargas de al menos 1kg y soportar como máximo 20 kg. En la Tabla 5.1 se presentan las alternativas seleccionadas.

Tabla 5.1. Celdas de carga.

Características			
Modelo	A	B	C
Capacidad	Hasta 50 kg	Hasta 20 kg	Hasta 1kg
Dimensiones	34x34x8 mm	13x13x80 mm	57x19x0.48 mm
Peso	20 g	100 g	-
Sensibilidad	50 g	50 g	1 g

El modelo B de las celdas de carga no cumple con los requisitos de dimensiones, ya que su largo dificultaría su incorporación a la empuñadura del sistema y su peso podría deformar los resortes sin que el usuario ejerza fuerza en la empuñadura. El modelo C cumple con ser de un tamaño bastante compacto, sin embargo, queda limitado por su baja capacidad para soportar cargas. El modelo A cumple con todos los requisitos excepto que sobrepasa por 2 mm el diámetro de la empuñadura, sin embargo, esto no representaría un problema mayor ya que sería posible recortar ligeramente la estructura para que pueda acoplarse correctamente a la empuñadura. Se selecciona el modelo A. Debido a la baja intensidad de la señal emitida por este sensor, es necesario incorporar un amplificador, en este caso el módulo HX711 será el encargado de esta función, este se muestra en la Figura 5.5.



Figura 5.5. Módulo HX711, requiere una alimentación de 5V – 10 mA para su operación.

b) Motores DC

Los motores DC se usan para conseguir los movimientos de flexión extensión de codo y la pronación supinación de codo, como requerimiento se buscan modelos compactos, que alcancen 2.21 N.m y 0.1 N.m, y 2.6 rpm. La empresa Kind Motor, ofrece modelos compactos y con un alto torque, además de la posibilidad de personalizar el motor deseado para que cumpla con los requerimientos de la aplicación. La Tabla 5.2 muestra los modelos que ofrecen y las características según los parámetros personalizados.

Tabla 5.2. Motores DC para los requerimientos establecidos.

Características		
Marca-Modelo	Kind Motor KPM28-395	Kind Motor – KPM24-370
Dimensiones	Largo: 90 mm Diámetro: 29 mm Longitud eje: 12 mm	Largo: 64 mm Diámetro: 24.7 mm Longitud eje: 8 mm
Torque	3.14 N.m	0.11 N.m
Alimentación	24V – 1800 mA	24 V – 260 mA
Potencia máxima	4.9 W	0.9 W
Ratio de reducción	1/854	1/15
Max. RPM con carga	6	240
Precio	S/. 44	S/. 44
Codificador	Sí	Sí

Se seleccionan el modelo KPM28-395 y el KPM24-370, a los que se les puede incorporar codificadores para el control de sus velocidades. Se requiere regular la energía de alimentación que recibirán estos motores, se escoge entonces un driver capaz de controlar ambos motores y soporte las cargas máximas que estos puedan consumir. Se selecciona entonces, el controlador dual MC33926, capaz de soportar corrientes de uso continuo de 3A, puede proveer entre 5 y 28V, soportando picos de 5A y 40V, el modelo mostrado en la Figura 5.6, muestra al dispositivo previa incorporación de disipadores de calor.



Figura 5.6. Dual motor MC33926.

5.5 Selección de controladores

Los dispositivos de control del sistema son seleccionados en esta sección, considerando que cumplan con las necesidades del sistema y la facilidad con la que se puedan adaptar a este, además del precio al cual se podrán adquirir en el mercado nacional o al ser importados.

a) Sistema embebido

El dispositivo de rehabilitación requiere de: una facilidad de comunicación con los microcontroladores que actuarán como esclavos, un tamaño compacto, una salida de vídeo que admita la entrada táctil, un sistema operativo ligero y que admita programación en lenguaje Python. Se presentan en la Tabla 5.3 las opciones seleccionadas.

Tabla 5.3. Alternativas de sistemas embebidos.

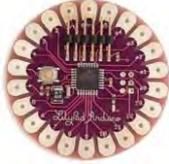
Características		
Nombre	LattePanda	Raspberry Pi 3 B+
Dimensiones	120x113x40 mm	82x56x20 mm
Almacenamiento	64GB	Requiere memoria SD de 16GB+
Sistema operativo	Preinstalado: Windows 10 Compatibilidad: Linux, Android	Soporta oficialmente: Raspbian Compatibilidad: Linux, Android
Conector a display	HDMI	HDMI, DSI
Puertos	USB 3.0 y 2.0 GPIO Entrada y salida de audio Ethernet (+Wifi)	USB 2.0 GPIO Salida de audio Ethernet
Precio	S/. 595	S/. 155
Alimentación	5V-2A	5V (requerido) - 2.5A (max.)

El dispositivo LattePanda 4G cumple con estos requisitos, sin embargo ofrece otras funcionalidades, como el Wifi, que aumentan su precio y que para la aplicación del dispositivo no serían aprovechadas, el Raspberry Pi 3 B+ tiene las características necesarias para cumplir con los requerimientos del dispositivo de rehabilitación, es de tamaño compacto y tiene un sistema basado en Linux, admite la programación en Python, además de tener un costo considerablemente más accesible que su competencia. El Raspberry es el dispositivo elegido para esta aplicación.

a) Microcontroladores

Los microcontroladores a usar en el dispositivo deben ser compactos, y tener una comunicación tipo I2C con el sistema embebido. Debido a la variedad de modelos para distintas aplicaciones de los microcontroladores Arduino, se elige entre las variantes mostradas en la Tabla 5.4, ya que tienen casi las mismas características, el criterio de selección entre ellos serán las dimensiones y la facilidad de conexión.

Tabla 5.4. Microcontroladores Arduino.

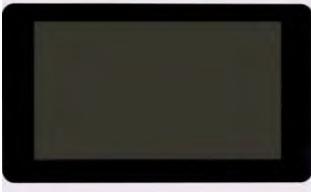
Características			
Modelo	UNO	Nano	LilyPad
Dimensiones	80x55x25 mm	45x18x10 mm	Diámetro 50 mm Altura 3 mm
Admite I2C	Si	Si	Si
Precio	S/. 30	S/. 15	S/. 20
Alimentación	5V – 50 mA	5V – 50 mA	5V – 50 mA

El modelo UNO es de un tamaño que dificultaría su adición al dispositivo de rehabilitación, el modelo LilyPad está orientado para aplicaciones del tipo wearable es bastante compacto y carece de pines que sobresalen, sin embargo, por su geometría y sensibilidad de alimentación podría tener problemas en la aplicación. El modelo Nano es el más compacto de los 3 modelos presentados siendo el segundo más alto de los tres, además, sus pines facilitarían la conexión con los actuadores y el sistema embebido, por estas razones, es que se elige este modelo para usarlo en el dispositivo de rehabilitación

5.6 Interfaz de usuario – Dispositivos periféricos

Se ha determinado que, para simplificar la interacción con el usuario, la interfaz deberá incorporar una pantalla y una entrada táctil de modo que los parámetros de los ejercicios de rehabilitación puedan ser ingresados con facilidad. En la Tabla 5.5 se proponen 2 alternativas disponibles en el mercado.

Tabla 5.5. Opciones en pantallas táctiles.

Características		
Marca modelo	Pantalla oficial para Raspberry táctil de 7 pulgadas	Waveshare 5 inch touch display
Conector	DSI	HDMI
Audio	No	Speaker integrado
Alimentación	Se alimenta directamente del Raspberry 5V – 390 mA	Requiere alimentación de 5V - 235 mA
Precio	S/. 470	S/. 200

Ambas pantallas cumplen con los requisitos, sin embargo, la pantalla de Waveshare presenta un diseño más compacto, menor precio e incorpora un speaker que puede ser usado para enviar señales de alerta al usuario, es por eso que se selecciona esta alternativa.

5.7 Cálculos de consumo de energía del dispositivo

La selección de los componentes que regulan la energía de alimentación se realiza teniendo en cuenta los consumos máximos de energía posibles durante la operación del dispositivo de rehabilitación. Las especificaciones del Raspberry Pi 3B mencionan un consumo máximo de 2.5 A, sin embargo, para la aplicación de mostrar y recibir parámetros ingresados por el usuario empleando la pantalla táctil y comunicarlos al microcontrolador, se estima un consumo de 350 mA, a esto se le suma 50 mA de la alimentación del Arduino Nano. En la Tabla 5.6 se muestran los parámetros de energía de cada componente.

Tabla 5.6. Consumos energéticos de los componentes del dispositivo.

Componente	Tensión de alimentación (V)	Corriente máxima requerida(mA)	Potencia consumida (W)
Raspberry Pi 3B	5	350	1.75
Pantalla táctil Waveshare 5"	5	235	1.175
Arduino Nano	5	50	0.25
Módulo HX711 + celdas de carga	5	10	0.05
Motor DC KPM28-395	24	1800	43.2
Motor DC KPM24-370	24	260	6.24
Parámetros totales requeridos	24	2705	52.7

Se necesita entonces, de un regulador que permita suministrar 24V, una corriente de al menos 2.7A y 53W de potencia, esto es simulando un máximo consumo de energía de todos los componentes. El adaptador de poder WX-DC2416, mostrado en la Figura 5.7, es seleccionado en base a estas consideraciones, capaz de suministrar 36V y 5A sin pérdida de voltaje²².



Figura 5.7. Adaptador de energía WX-DC2416.

Es necesario regular el voltaje de alimentación para los componentes a 5 y 24V, el módulo XLS6019 se selecciona por su capacidad para recibir 40V, soportar corrientes de hasta 5A y regularlos a los voltajes requeridos, la Figura 5.8 muestra la disposición de sus puertos de entrada y salida.



Figura 5.8. Módulo XLS6019.

²² Fuente: <https://www.amazon.com/WX-DC2416-High-Power-Switching-Processing-Industrial/dp/B08N6DSTFT>. Consulta: 09-04-22

5.8 Diagrama con los componentes seleccionados

Habiendo concluido con la selección de componentes electrónicos, se elige los cables de denominación 22AWG para las conexiones entre circuitos. En la Figura 5.9 se presenta la arquitectura de hardware del dispositivo con las conexiones entre componentes.

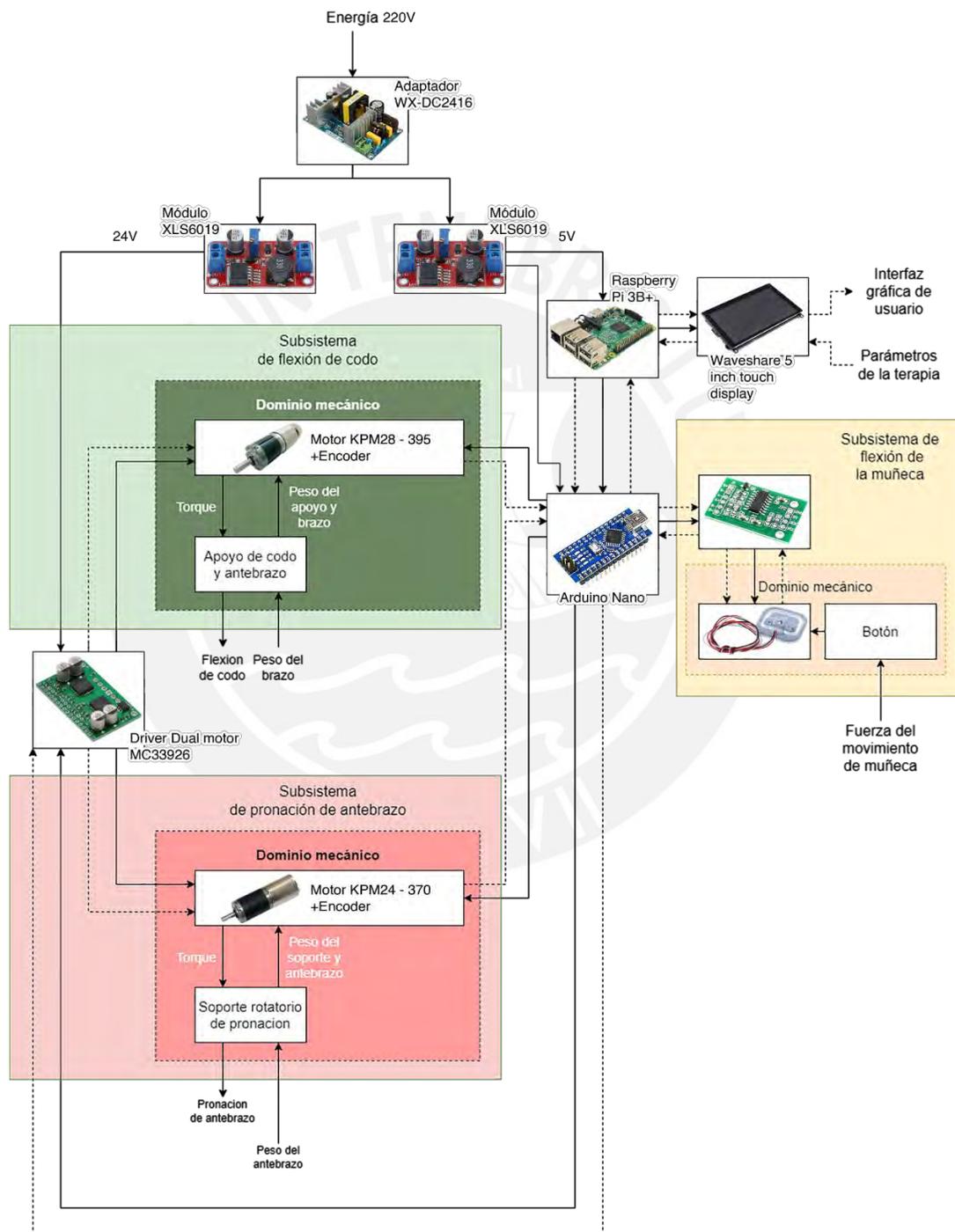


Figura 5.9. Arquitectura de hardware del dispositivo con las conexiones entre componentes.

CAPÍTULO 6

6. INTEGRACIÓN DEL SISTEMA INTEGRACIÓN DEL SISTEMA

Este capítulo está dedicado a dar una revisión a la integración del sistema mecánico y electrónico para el funcionamiento del dispositivo. Se describe también el diagrama de operaciones de los dos usuarios, el profesional de rehabilitación y el paciente que padece de epicondilitis.

6.1 Modelo 3D del dispositivo y descripción

La integración de los componentes electrónicos al sistema mecánico, sólo requiere de unas modificaciones a este último, ya que como se mostró en la Figura 4.12, ya se había predestinado un espacio para incorporar la circuitería del sistema. La Figura 6.1 y la Figura 6.2 muestran la representación 3D del dispositivo incluyendo los componentes mecánicos y electrónicos requeridos.

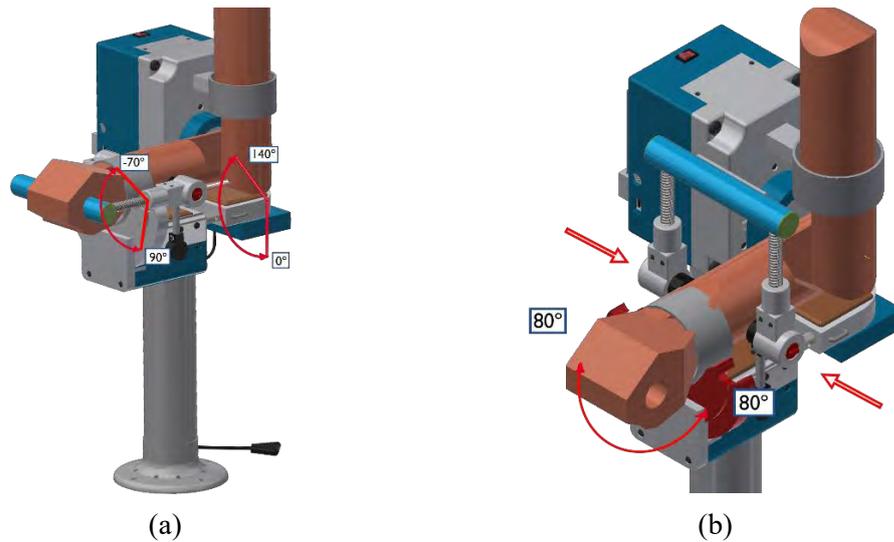


Figura 6.1. Dispositivo de rehabilitación con el brazo de un paciente (a) posición para flexión de codo o muñeca (b) posición para la pronación-supinación de antebrazo.

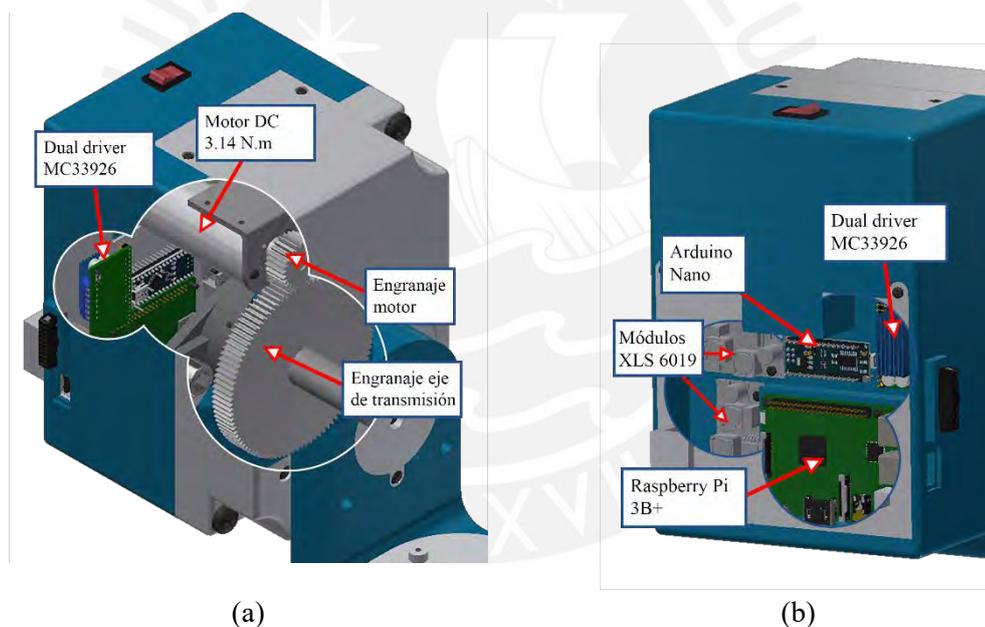


Figura 6.2. Vista interna de componentes en el contenedor de flexión de codo (a) componentes para la flexión de codo (b) circuitos dentro del contenedor de flexión de codo.

Bajo la tapa se contiene al Raspberry Pi, el Arduino Nano, el dual driver MC33926, y dos módulos reguladores XLS 6019. Se modificó el contenedor principal para que pueda admitir el acceso a los puertos: de alimentación, USB, HDMI y un agujero que permitirá la salida de los cables de conexión al motor encargado de realizar el

movimiento de pronación supinación y a los sensores de carga en la empuñadura, la disposición de estos puertos se observa en la Figura 6.3.

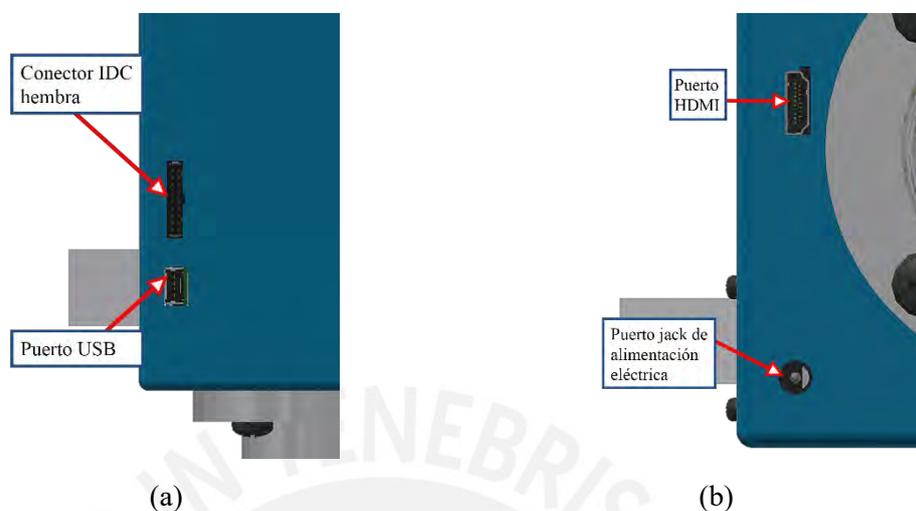


Figura 6.3. Puertos de conexión del dispositivo de rehabilitación (a) conector IDC hembra y puerto USB tipo B hembra (b) puerto HDMI y jack de alimentación eléctrica

En el subsistema de pronación, se modifica la empuñadura de modo que puedan incorporarse las celdas de carga que se usarán para calcular el torque ejercido por el paciente durante el ejercicio de flexión-extensión de la muñeca. La Figura 6.4 muestra el mecanismo diseñado para que las celdas puedan funcionar adecuadamente.

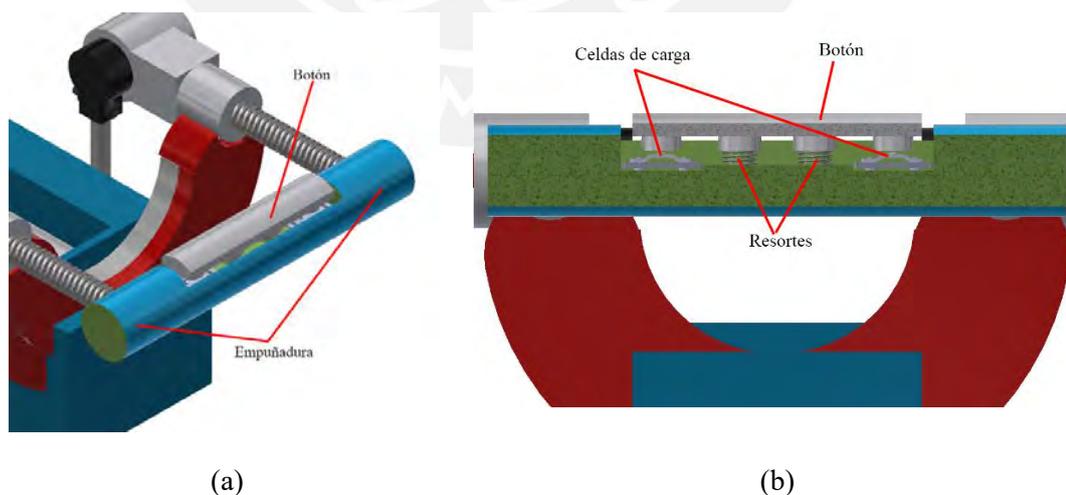


Figura 6.4. Detalle del subsistema de flexión-extensión de muñeca (a) vista isométrica (b) corte transversal a la empuñadura, el botón diseñado presionará ambas celdas cuando el usuario ejerce un torque con la muñeca.

En la Figura 6.5 se representa la posición del módulo HX711 que amplificará las señales de las celdas de cargas para que puedan ser interpretadas por el Arduino Nano y el motor DC que rotará el antebrazo.

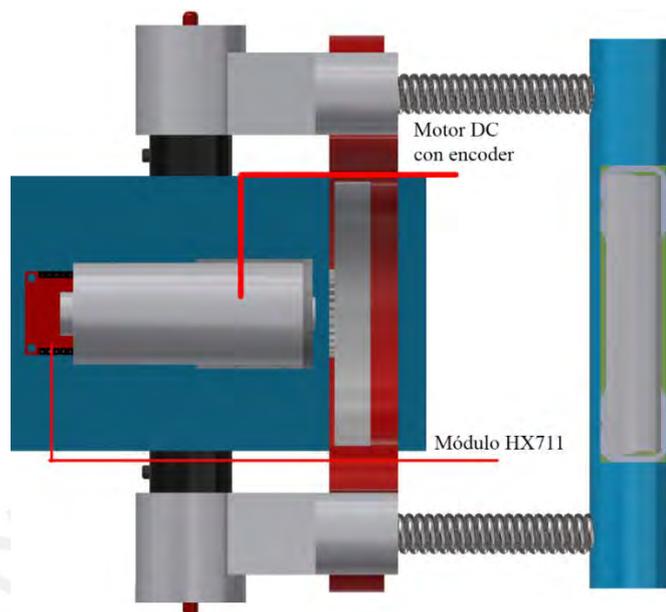


Figura 6.5. Posición del motor DC y el módulo amplificador en la caja contenedora del subsistema de pronación-supinación de antebrazo.

6.2 Diagrama de operaciones de los usuarios

La operación del dispositivo está principalmente orientada al profesional en rehabilitación, a pesar de esto, el paciente también sigue una rutina durante la operación del dispositivo que se debe tomar en cuenta. El presente apartado describe la secuencia de pasos que ambos usuarios deben cumplir para una operación correcta del sistema de rehabilitación.

6.2.1 Profesional en rehabilitación

Este usuario será el encargado de garantizar la operación correcta del dispositivo, es por ello que debe seguir estrictamente la secuencia de pasos establecida para no causar accidentes que puedan comprometer la seguridad y bienestar del paciente. La Figura 6.6 es una descripción de la operación del dispositivo.

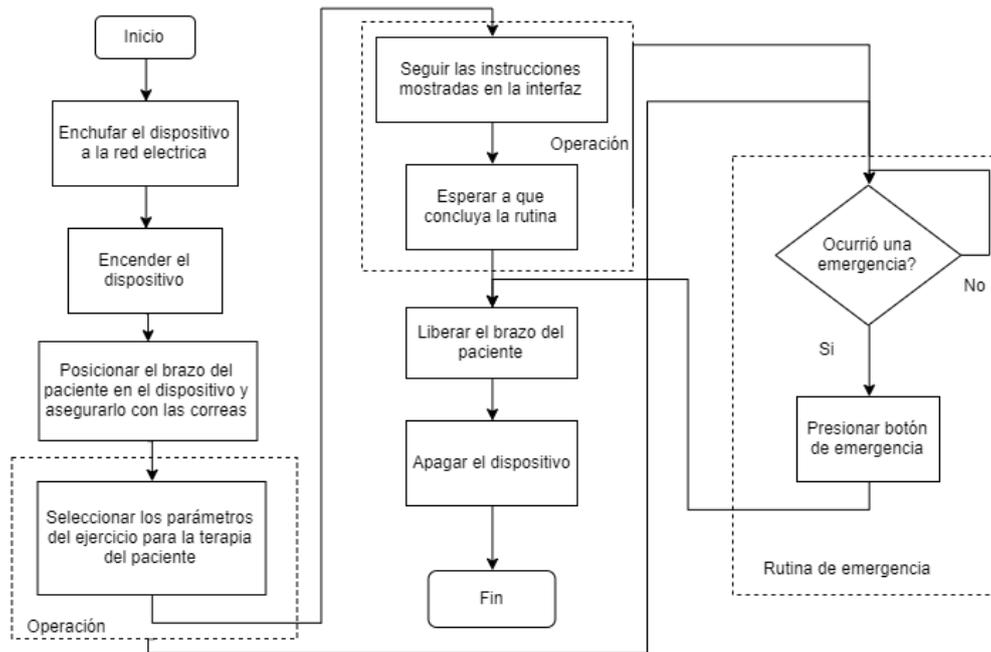


Figura 6.6 Diagrama de operaciones del terapeuta.

Se debe notar que el profesional en rehabilitación será el encargado de regular los apoyos y altura del dispositivo para garantizar una postura correcta del paciente durante la duración de los ejercicios, para ello debe ubicar las piezas de regulación. La Figura 6.7 y Figura 6.8, permiten observar las opciones de regulación del dispositivo para adecuarse al paciente.

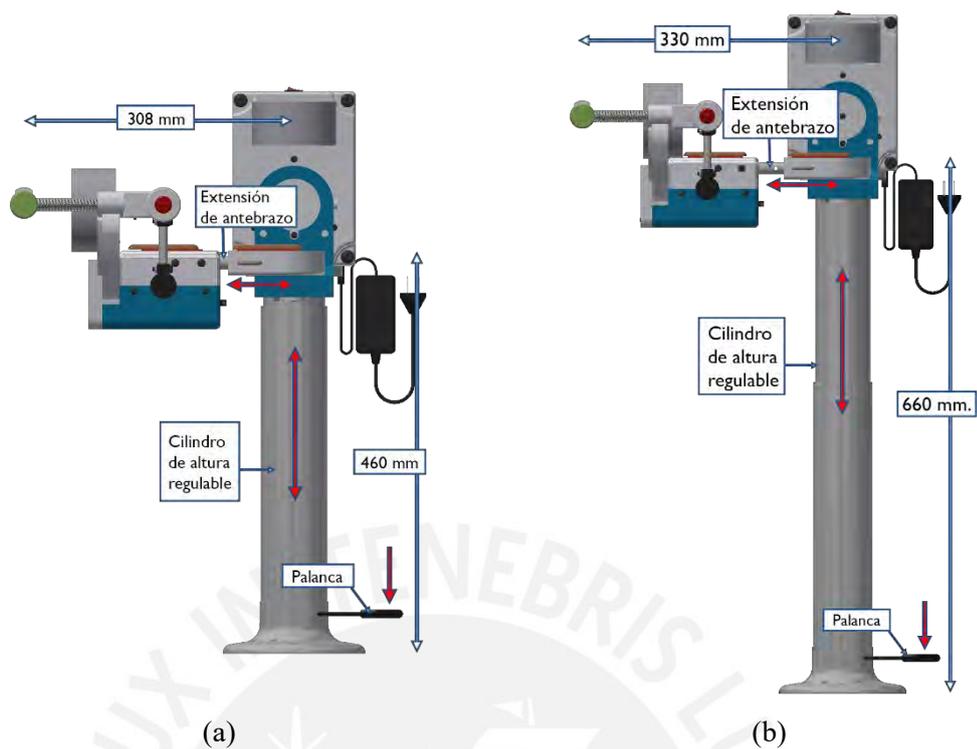


Figura 6.7. Dimensiones regulables del sistema de rehabilitación (a) el dispositivo en su menor extensión (b) el dispositivo en su máxima extensión.

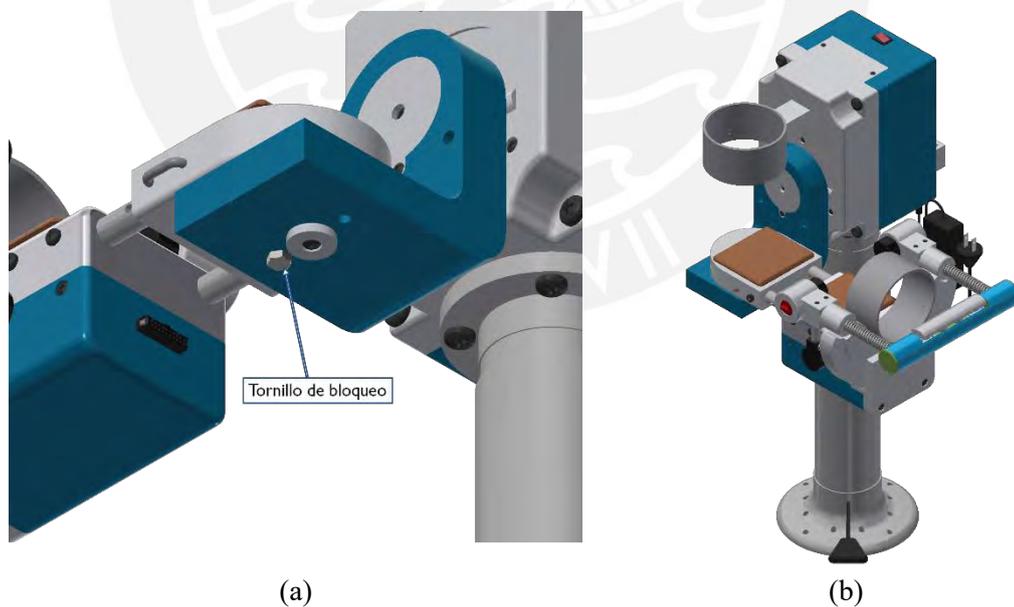


Figura 6.8 Configuración para cambio de brazo (a) tornillo de bloqueo para el cambio de brazo (b) dispositivo configurado para ser usado en el brazo izquierdo.

Otra funcionalidad que ofrece el dispositivo es su capacidad para desensamblarse para ser transportado. La Figura 6.9 muestra los 3 submódulos en los que se puede separar el dispositivo.

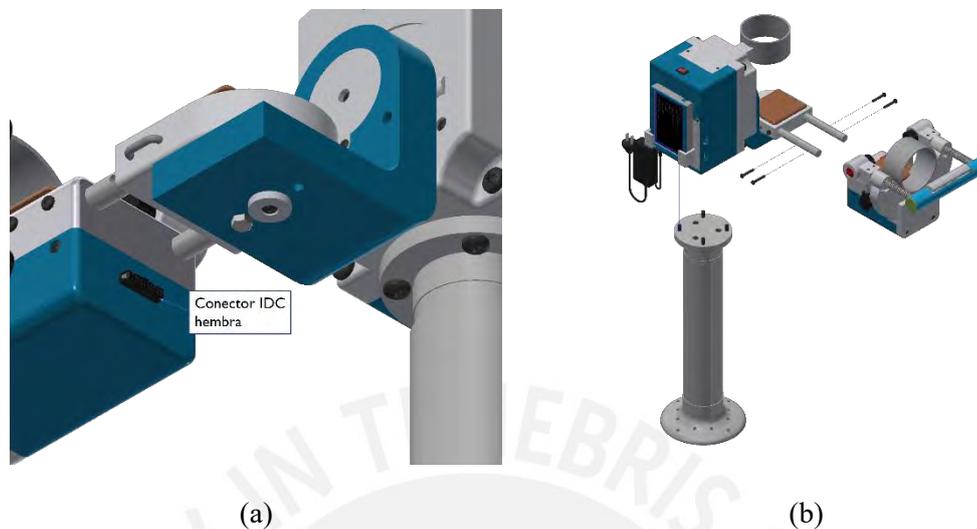


Figura 6.9. Desensamble del dispositivo (a) el conector IDC permite una fácil desconexión del subsistema de rotación del brazo del contenedor de flexión de codo (b) se retiran 4 tornillos del cilindro de elevación y 4 del subsistema de pronación de antebrazo.

El profesional de rehabilitación podría ser capaz de realizar el procedimiento de desensamblaje sólo o con el apoyo de un técnico, la posibilidad de error se reduce porque no es necesario manipular internamente las conexiones o componentes mecánicos del dispositivo.

6.2.2 Paciente

El paciente está restringido a seguir las pautas que establecerá el especialista en rehabilitación. Este usuario, seguirá pasivamente las terapias de flexión de codo y pronación de antebrazo, y activamente la flexión de muñeca al flexionar los resortes; en caso de una emergencia el paciente podrá presionar el botón de apagado para detener rápidamente el funcionamiento del dispositivo. Se debe notar que el paciente sólo podrá seguir estas terapias estando sentado, en una silla se apoyos laterales de brazo. La Figura 6.10 muestra al paciente usando el dispositivo, y la Figura 6.11 es una descripción de la rutina que debe seguir el paciente.

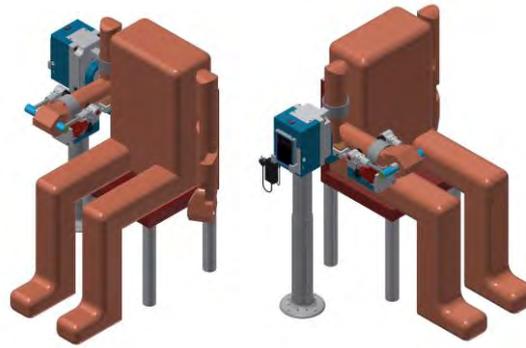


Figura 6.10. Paciente con el brazo posicionado en el dispositivo.

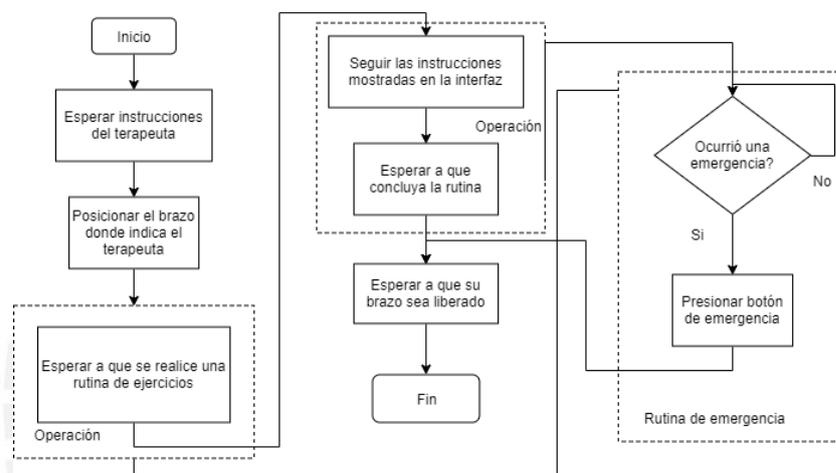


Figura 6.11. Diagrama de operaciones del paciente.

CAPÍTULO 7

PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

El presente capítulo está dedicado a concluir con el diseño mecánico y eléctrico-electrónico al mostrar a través de los planos la fabricación de cada una de las piezas que componen el dispositivo. Este apartado concluye con una estimación de los costos totales de fabricación del equipo.

7.1 Planos

Esta sección presentará los planos del dispositivo, comenzando por los subensambles de cada subsistema que conforma al equipo. De una forma similar, los planos de despiece agrupan las piezas de cada subsistema para organizar de una forma comprensible la descripción y concordancia entre ellas.

La nomenclatura de los planos se presenta de la siguiente forma: Número de plano – Formato de hoja – D/E/C (Despiece, Ensamble, Circuitos/Eléctrico-electrónico). Los planos de ensamble y despiece se encuentran listados en la Tabla 7.1, la mayor parte de las piezas presentadas en los planos de despiece se fabricarán por impresión 3D, sin embargo, las piezas metálicas como ejes y acoples se mecanizarán por torneado, se debe resaltar que los engranajes se obtendrán siguiendo los datos proveídos y se mecanizarán para permitir su ensamble en el dispositivo.

Tabla 7.1. Listado de planos del dispositivo de rehabilitación de codo.

DESCRIPCIÓN DEL PLANO	CÓDIGO
ENSAMBLE DE DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE CODO	01-A0-E
SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE FLEXIÓN DE CODO PARTE I	02-A1-E
SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE FLEXIÓN DE CODO PARTE II	03-A0-E
SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE FLEXIÓN DE MUÑECA	04-A1-E
SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE PRONACIÓN DE ANTEBRAZO I	05-A2-E
SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE PRONACIÓN DE ANTEBRAZO II	06-A0-E
INTERFAZ DE USUARIO	07-A3-E
ADAPTADOR DE ENERGÍA	08-A3-E
ITEM 26, 33, 36 Y 113	09-A0-D
ITEM 19, 33, 49, 50, 51, 55, 57, 61, 65 Y 68	10-A0-D
ITEM 5, 11, 12, 13, 63, 69, 112, 115 Y 118	11-A1-D
ITEM 9, 88, 97, 101, 103, 104, 105 Y 107	12-A0-D
ITEM 71, 74, 75, 76, 77 78, 79, 80, 81, 82, 85 Y 94	07-A0-D
DIAGRAMA DE CONEXIONES DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE CODO	14-A3-C

7.2 Estimación general de los costos

La estimación general del costo total del dispositivo de rehabilitación, incluye los costos de los componentes de los subsistemas mecánico, electrónico y de control, así como los costos por la elaboración del diseño del mecanismo.

Costo de componentes comerciales: El presupuesto que se muestra ha sido extraído de los catálogos disponibles en internet. En la Tabla 7.2 y 7.3 se detalla los costos de los componentes mecánicos

Tabla 7.2. Costos de componentes mecánicos.

Componente	Marca /Proveedor	Precio Unit. (S/.)	Cant.	Precio final (S/.)
Engranajes Diámetro: 25, 30, 100, 120 mm Paso: 3.14 mm, Ancho: 10 mm, Módulo: 1, Profundidad: 2.25 mm	Aliexpress [1]	40.04	4	160.16
Resortes para la empuñadura Diámetro: 11 mm, diámetro de alambre: 0.8 mm, L: 10 mm	Aliexpress [2]	21.00	2	42.00
Resorte para la flexión de muñeca Diámetro: 11.5 mm diámetro de alambre: 3.5 mm, longitud: 115 mm, paso: 3.6 mm	Aliexpress	34.40	2	68.80
Eje de acero Diámetro: 3 mm Longitud: 200 mm (Ejes ruedas libres)	Aliexpress [3]	23.18	1	1.45
Ejes de acero Diámetro: 15 mm Longitud: 130 mm (Cilindros extensores de antebrazo)	Aliexpress [4]	20.41	2	40.82
Eje de acero Diámetro: 20 mm Longitud: 102 mm (Eje transmisor)	Aliexpress [5]	32.30	1	32.30
Barra de acero Diámetro: 8mm Longitud: 175 mm (Bloqueo de flexión)	Mercado Libre [6]	51.00	1	51.00
Varilla de acero D: 10 mm	Aliexpress [7]	12.75	1	
Barra de acero Diámetro: 5 mm Longitud: 240 mm (Pin de bloqueo de extensión de antebrazo)	Aliexpress [6]	10.80	1	10.80
Rodamientos 3 x 6 x 2.5 mm	JVL Europe [8]	5.93	8	47.44
Rodamiento UCFL 204 Diámetro: 20 mm	BelsaiBelsa [9]	20.24	1	20.24
Rodamiento SBPF 204 Diámetro: 20 mm	Aliexpress [10]	95.44	1	95.44
Soporte de montaje para motor DC 37 mm	Amazon [11]	64.01	2	128.03
Chaveta 6 x 6 x 12 DIN 6885	Sum Torras [12]	2.45	2	4.90
Cilindro de elevación	VariStand [13]	784.00	1	784.00
				1487.38

Los costos de los tornillos y tuercas se muestran en la Tabla 7.3²³.

Tabla 7.3. Costos de los tornillos y tuercas.

Descripción	Norma	Precio unitario (S/.)	Cantidad	Precio total (S/.)
TORNILLOS PHILLIPS M3 x 30	ISO 7045	0.13	4	0.52
TUERCAS HEXAGONALES M3 P:0.8	ISO 4035	0.06	4	0.24
TORNILLOS PHILLIPS M3 x 8	ISO 7045	0.15	12	1.80
TORNILLOS PHILLIPS M3.5 x 10	ISO 7045	0.08	4	0.32
TORNILLOS PHILLIPS M4 x 20	ISO 7045	0.14	7	0.98
TORNILLOS PHILLIPS M3 x 12	ISO 7045	0.18	1	0.18
TORNILLOS PHILLIPS M3 x 20	ISO 7045	0.18	2	0.36
TORNILLOS PHILLIPS M5 x 25	ISO 7045	0.24	2	0.48
TORNILLOS PHILLIPS M5 x 20	ISO 7045	0.39	4	1.56
TUERCAS HEXAGONALES M5	ISO 4035	0.09	5	0.45
TORNILLOS PHILLIPS M3.5 x 20	ISO 7045	0.31	4	1.24
TUERCA HEXAGONAL M3.5	ISO 4032	0.19	4	0.76
TORNILLOS ALLEN M12 x 30	ISO 4762	1.18	2	2.36
TORNILLOS PHILLIPS M2.5 x 6	ISO 7045	0.14	4	0.56
TORNILLO CILINDRICO RANURADO M1.8 x 8	DIN 84	0.12	2	0.24
TORNILLOS PHILLIPS M2.5 x 5	ISO 7045	0.13	6	0.78
TORNILLOS PHILLIPS M8 x 40	ISO 7045	1.36	4	5.44
TORNILLOS PHILLIPS M8 x 12	ISO 7045	0.60	3	1.80
TORNILLOS PHILLIPS M3 x 6	ISO 7045	0.09	6	0.54
TORNILLOS PHILLIPS M4 x 14	ISO 7045	0.125	1	0.125
TORNILLOS PHILLIPS M4 x 8	ISO 7045	0.09	3	0.27
TORNILLOS PHILLIPS M5 x 14	ISO 7045	0.19	1	0.19
TORNILLOS PHILLIPS M6 x 16	ISO 7045	0.32	3	0.96
TORNILLOS PHILLIPS M8 x 25	ISO 7045	0.80	4	3.2
TORNILLOS PHILLIPS M5 x 30	ISO 7045	0.42	4	1.68
TORNILLOS PHILLIPS M4 x 12	ISO 7045	0.09	3	0.27
TORNILLOS PHILLIPS M3.5 x 8	ISO 7045	0.10	4	0.4
TORNILLOS PHILLIPS M3.5 x 14	ISO 7045	0.27	4	1.08
TORNILLOS HEXAGONALES M7 x 35	DIN 933	1.45	1	1.45
Total:				30.24

²³ Fuente: <https://www.tmc.com/pe/es/>. Consultado: 29/03/23

Se presentan los costos de los componentes electrónicos en la Tabla 7.4.

Tabla 7.4. Costo de los componentes electrónicos

Componentes	Marca/Proveedor	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Precio total (S/.)
Celda de carga	Mercado Libre [14]	2	15.00	30.00
Módulo HX711	Naylamp Mechatronics [15]	1	12.00	12.00
Motor DC 0.11 N.m	Alibaba [16]	1	53.93	53.93
Motor DC 3.14 N.m	Alibaba [16]	1	53.93	53.93
Raspberry Pi 3B+	The PiBox [17]	1	173.90	173.90
Arduino Nano	Mercado Libre [18]	1	30.00	30.00
Waveshare 5" touch disp.	Waveshare.com	1	200.00	200.00
Adaptador WX-DC2416	Amazon [19]	1	145.00	145.00
Modulo XLS-6019	ebay [20]	2	16.60	33.20
Dual driver MC33926	Pololu [21]	1	243.82	243.82
Cable IDC macho a macho 20 pines L: 30 cm	Alibaba [22]	1	40.00	40.00
Conector IDC hembra 20 pines	Alibaba [23]	2	3.06	6.12
Cable de conexión USB tipo A macho a USB micro B macho L: 1.8 m	Coolbox [24]	1	24.90	24.9
Cable de alimentación DC conector Jack macho 5.5 x 2.1 mm 22 AWG L: 1 m	Cablematic [25]	1	10.00	10.00
Cable HDMI L: 1.2 m	Coolbox [26]	1	24.90	24.90
Cable de conexión a red eléctrica L: 1.25 m	Mercado Libre [27]	1	35.00	35.00
Cable 22 AWG L: 10 m	Mercado Libre [28]	1	27.50	27.50
			Total:	1144.20

Costos de fabricación: Se detallan los costos por la impresión 3D en la Tabla 7.5 de las piezas plásticas del dispositivo. La cotización proveída por Sala VEO PUCP (ANEXO D), un costo general por la impresión de todas las piezas y no un detalle de cada una, por lo que usando el software Simplify3D, se calcularon los pesos aproximados de cada pieza y con estos se estimó el costo de cada pieza de forma individual.

Tabla 7.5. Costos por la impresión en 3D de las piezas del dispositivo por la Sala VEO PUCP.

Descripción	Cantidad	Peso (g)	Precio unitario (S/.)	Precio total (S/.)
Botón	1	19	9.50	9.50
Carcasa alta para adaptador de energía	1	57	28.50	28.50
Carcasa baja para adaptador de energía	1	57	28.50	28.50
Conector rotatorio inferior derecho	1	46	23.00	23.00
Conector rotatorio inferior izquierdo	1	46	23.00	23.00
Conector rotatorio superior derecho	1	43	21.50	21.50
Conector rotatorio superior izquierdo	1	43	21.50	21.50
Contenedor de pantalla	1	61	30.50	30.50
Contenedor de pieza de bloqueo	2	21	10.50	21.00
Contenedor flexión de codo (frontal)	1	526	263.00	263.00
Contenedor flexión de codo (posterior)	1	1000	500.00	500.00
Contenedor inferior del subsistema de pronación	1	304	152.00	152.00
Contenedor superior del subsistema de pronación	1	197	98.50	98.50
Empuñadura	1	82	41.00	41.00
Piezas de bloqueo	2	7	3.50	7.00
Pieza retenedora de soporte de codo	1	3	1.50	1.50
Soporte de codo (inferior)	1	150	75.00	75.00
Soporte de codo (superior)	1	143	71.50	71.50
Soporte rotatorio de codo	1	534	267.00	267.00
Soporte rotatorio de pronación	1	121	60.50	60.50
Sujetador contenedor	2	16	8.00	16.00
Sujetador pronación	1	70	35.00	35.00
Sujetador ruedas libres pronación	1	9	4.50	4.50
Tapa contenedor	1	46	23.00	23.00
Tapa (inferior) rodamiento eje flexión de codo	1	27	13.50	13.50
Tapa (superior) rodamiento eje flexión de codo	1	27	13.50	13.50
Tapa eje flexión de codo	1	12	6.00	6.00
Tapa protectora de circuitos	1	29	14.50	14.50
Tope extensión de antebrazo	2	2	1.00	2.00
Soportes	1	456	228.00	228.00
Total		3,689		2,100.00

Costo por el ensamble del dispositivo: El autor considera que el técnico responsable del ensamblaje del dispositivo deberá de recibir unos honorarios iguales a S/. 150.

Costo por diseño del dispositivo: El costo por diseño se determina considerando un aproximado de las horas tomadas para la conclusión del presente trabajo de tesis. En la Tabla 7.6 se muestran los valores que permiten calcular su costo.

Tabla 7.6. Costo de diseño.

	Costo por hora (S/.)	Tiempo de diseño (horas)	Costo total (S/.)
Diseñador	15.00	800	12,000.00

Costo total del dispositivo: Se concluye este capítulo sumando cada uno de los costos involucrados en la producción de un dispositivo de rehabilitación de codo para personas con epicondilitis lateral y se muestra el total en la Tabla 7.7.

Tabla 7.7. Costo total por la fabricación del dispositivo de rehabilitación.

Concepto	Costo total (S/.)
Costo de componentes comerciales	2,661.82
Costo de fabricación	2,100.00
Costo de ensamble	150.00
Costo de diseño	12,000.00
	16,911.82



CONCLUSIONES

El diseño presentado cumple con los requerimientos para realizar las terapias pasivas de flexión extensión de codo y pronación supinación de antebrazo, así como la terapia activa de flexión extensión resistida de muñeca, se debe resaltar que la incorporación de esta última, contribuye a que el paciente sea menos propenso a padecer esta condición, esto se debe al fortalecimiento progresivo de los músculos afectados por la epicondilitis lateral.

Las celdas de carga en la empuñadura no sólo permitirán aproximar el torque de la muñeca del paciente al flexionar los resortes, sino que de forma más precisa permitirán al profesional en rehabilitación registrar las variaciones en el apriete ejercido por la mano del paciente, un factor esencial para comprobar el recuperación y fortalecimiento de los músculos previamente afectados por la lesión del paciente.

El dispositivo de rehabilitación podrá desensamblarse en 3 submódulos para un transporte más fácil, la incorporación de un conector tipo IDC que permite la separación de la circuitería de los subsistemas de flexión de muñeca y pronación de antebrazo del subsistema de flexión de codo.

El funcionamiento del dispositivo es autónomo una vez que el terapeuta lo ha configurado para realizar la terapia pasiva sobre el paciente. Esto, permite que el especialista en rehabilitación pueda atender a otros pacientes que requieran de ejercicios más complejos.

El uso de velcros para posicionar las correas de sujeción y las espumas viscoelásticas, permite que estos apoyos y sujetadores puedan removerse con facilidad para su limpieza y/o lavado.

El costo del dispositivo diseñado está por debajo de los modelos comerciales disponibles que incorporan terapias similares, esta diferencia de precios se vuelve más significativa a medida que más dispositivos sean fabricados.

RECOMENDACIONES

El diseño del dispositivo de rehabilitación de codo presentado, permite que sea manufacturado de una forma económica y práctica a pequeña escala, pero si se tuviera la necesidad de elaborar el dispositivo en masa, se recomienda cambiar la impresión 3D por la inyección de plástico. Este proceso de manufactura reduciría costos y también incrementaría la durabilidad del dispositivo.

La operación del dispositivo debe ser bajo la supervisión de un profesional en rehabilitación, esto se debe a que los parámetros de velocidad y máximo rango de movimiento dependen del nivel de lesión del paciente.

La terapia activa de flexión resistida de muñeca, permite evaluar el progreso de la recuperación de la zona afectada del paciente, además, permite también fortalecerla evitando que vuelva a recaer en la lesión con facilidad. Sin embargo, es labor del terapeuta determinar si el paciente está en capacidad de realizarla, ya que de encontrarse en una etapa en la que el codo se encuentra aún muy débil, podría empeorar la lesión.

BIBLIOGRAFÍA

- [Challis, 1996] Challis, J., Kerwin, D. (1996). Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *Journal of Sports Sciences*.
DOI: 10.1080/02640419608727706
- [Hepburn, 2003] Hepburn, G. Vedeloff, R. (2003). EE.UU. Patente N° 6,506,172 B1 Maryland, Severna Park: Patent and Trademark Office
- [Jeffrey, 2004] Mason, J. Howard, M. (2004). EE.UU. Patente N° 2004/0087880 A1 California, San Diego: Patent and Trademark Office
- [Malagelada, 2014] Malagelada, F., Dalmau-Pastor, M., Vega, J., Golano, P. (2014). Elbow Anatomy. *Sports Injuries*, vol. 2014, pp. 1-30
DOI: 10.1007/978-3-642-36801-1_38-1
- [Miranda, 2010] Miranda, A., Llanos, N., Torres, C., Montenegro, C., Jiménez, C. (2010). Revisión de epicondilitis: clínica, estudio y propuesta de protocolo de tratamiento.
Disponible en <http://repositorio.uchile.cl/handle/2250/124203>
- [Moore, 2017] Moore, K (2017). *Clinically Oriented Anatomy*
- [Netter, 2018] Netter, F (2018). *Human Atlas Anatomy*. (7ma. Edición) Filadelfia, Pensilvania: Elsevier
- [Pennisi, 2018] Pennisi, E. (2018). High altitude may have driven short stature in Peruvians. *Science*, vol. 360, no. 6390, pp. 696.
DOI: 10.1126/science.360.6390.696
- [Pienimaki, 1996] Pienimaki, T., Tarvainen, T., Siira, P., Vanharanta, H. (1996). Progressive Strengthening and Stretching Exercises and Ultrasound for Chronic Lateral Epicondylitis. *Physiotherapy*, vol. 82, no.9, pp. 522-530.
DOI: 10.1016/s0031-9406(05)66275-x

- [Plagenhoef, 1983] Plagenhoef, S. (1983). Anatomical Data for Analyzing Human Motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol. 54 no. 2, pp. 169-178.
DOI: 10.1080/02701367.1983.10605290
- [Smidt, 2002] Smidt, N., van der Windt, D., Assendelft, W., Deville, W., Korthals-de Bos, I., Bouter, L. (2002). Corticosteroid injections, physiotherapy, or a wait-and-see policy for lateral epicondylitis: a randomized controlled trial. *Pain*, vol. 96, no. 1, pp. 23-40
DOI: 10.1016/s304-3959(01)00388-8
- [Stasinopoulos, 2004] Stasinopoulos, D (2004). *Cyriax physiotherapy for tennis elbow/lateral epicondylitis*
- [Struijs, 2004] Struijs, P (2004). *Conservative Treatment of Lateral Epicondylitis: Brace Versus Physical Therapy or a Combination of Both - A Randomized Clinical Trial*
- [Tecnalia, 2017] Tecnalia (2017). RECODO: Elbow Rehabilitation Device
- [Vetrice, 2017] Vetrice, G., Deaconescu, A. (2017) Elbow joint rehabilitation equipment actuated by pneumatic muscles. *MATEC Web of Conferences*, vol. 94, p. 07010.
DOI: 10.1051/mateconf/20179407010.
- [Verhaar, 1992] Verhaar, J. (1992), Tennis elbow. *International Orthopaedics*, vol. 18, no. 5
DOI: 10.1007/bf00180221
- [Whirhed, 2001] Whirhed, R. (2001). *Sportanatomie und Bewegungslehre*. Schattauer Verlag, 3.
- [Xiao, 2016] Xiao, C. Mohamad, Z. Omar, W. (2016). *Elbow Joint Rehabilitation Device*. International Journal of Vocational Education and Training Research.
DOI: 10.11648/j.ijvetr.20160204.11

- [Wu Jing, 2015] Wu Jing, C. Hongliu, Y. Xuhui, Z. Da, M. Jie, H. Xin, H. Qiaoling, M. (2015) China Patente N° 104287942 A
- [Zingale, 2005] Zingale, C. (2005) *Human Factors Guidance for the Use of Handheld, Portable, and Wearable Computing Devices*. Atlantic City, Nueva Jersey: U.S. Department of Transportation Federal Aviation Administration.



LINKIGRAFÍA

1. https://es.aliexpress.com/item/33002511347.html?spm=a2g0o.store_pc_allProduct.8148356.13.62576166TTz99x&pdp_npi=3%40dis%21PEN%21PEN%2013%2C28%21PEN%2011%2C69%21%21%21%21%402101d64d16855623776982806ef9b6%2167042372624%21sh%21PE%210. Consulta: 29/03/23
2. <https://es.aliexpress.com/item/32970466872.html>. Consulta: 29/03/23
3. https://es.aliexpress.com/item/1005005033209346.html?spm=a2g0o.productlist.main.1.25cfcef8K6DGpV&algo_pvid=1680309b-9844-4713-9465-645e5ed9ac90&algo_exp_id=1680309b-9844-4713-9465-645e5ed9ac90-0&pdp_npi=3%40dis%21PEN%2123.18%211.48%21%21%21%21%21%4021021d7b16855617410435359d0786%2112000031399024434%21sea%21PE%210&curPageLogUid=MaOO255tmX29. Consulta: 29/03/23
4. https://es.aliexpress.com/item/1005005087104219.html?spm=a2g0o.productlist.main.11.2bdc60d3tR5jza&algo_pvid=8b849fd2-f3ef-4706-b61a-f5839418ab18&algo_exp_id=8b849fd2-f3ef-4706-b61a-f5839418ab18-5&pdp_npi=3%40dis%21PEN%2170.44%2151.42%21%21%21%21%21%40212243c016855616102782957d074e%2112000031593470078%21sea%21PE%210&curPageLogUid=yBYPSw57qN4S. Consulta: 29/03/23
5. https://es.aliexpress.com/item/4000867649952.html?spm=a2g0o.productlist.main.11.31c01593FhVOT4&algo_pvid=da5ac70a-69bd-4b03-a033-875237928b55&algo_exp_id=da5ac70a-69bd-4b03-a033-875237928b55-6&pdp_npi=3%40dis%21PEN%21158.76%21134.93%21%21%21%21%21%21%4021021aa216855613511221910d0753%2110000009745470409%21sea%21PE%210&curPageLogUid=hAo7q6MfcL1W. Consultado: 29/03/23
6. https://es.aliexpress.com/item/1005005320306653.html?spm=a2g0o.productlist.main.3.21791129HMP49u&algo_pvid=382c9388-9967-460e-9d77-b7d5f2dc3232&algo_exp_id=382c9388-9967-460e-9d77-b7d5f2dc3232-1&pdp_npi=3%40dis%21PEN%2135.67%2114.27%21%21%21%21%21%21%40212248ba16855628318842336d0756%2112000032617259077%21sea%21PE%210&curPageLogUid=zA1MpsgwaT1b Consultado: 29/03/23
7. https://es.aliexpress.com/item/1005005033209346.html?spm=a2g0o.productlist.main.9.54bfddacyvoKVJ&algo_pvid=77bed32e-89c5-4297-8184-

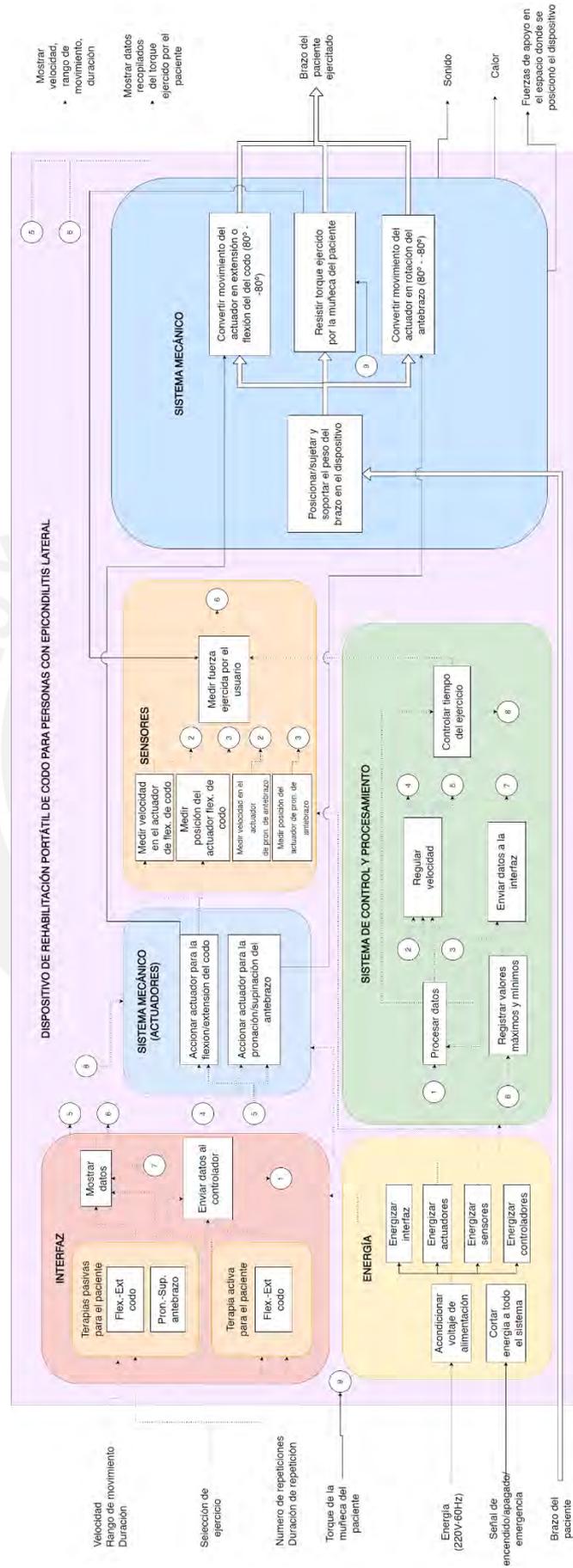
- [fef3d6fa621c&algo_exp_id=77bed32e-89c5-4297-8184-fef3d6fa621c-4&pdp_npi=3%40dis%21PEN%2123.3%211.49%21%21%21%21%21%40212279a216848146136565521d07dc%2112000031399024434%21sea%21PE%210&curPageLogUid=DdZVeilH4Xe8](https://www.aliexpress.com/wholesale?spm=20110701010000031399024434%21sea%21PE%210&curPageLogUid=DdZVeilH4Xe8). Consultado: 29/03/23
8. <https://shop.jvl-europe.com/Rodamientos-de-bolas/Rodamientos-diametro-eje-3mm>. Consultado: 29/03/23
 9. <https://www.belsaibelsa.com/soporte-ovalado-de-rodamiento-lk-ucfl-204-eje-de-20-mm>. Consultado: 29/03/23
 10. https://es.aliexpress.com/item/32996302784.html?spm=a2g0o.productlist.main.1.657b7dcdpRWX8w&algo_pvid=d10e7c83-9833-4793-9337-2a38187e68c5&algo_exp_id=d10e7c83-9833-4793-9337-2a38187e68c5-0&pdp_npi=3%40dis%21PEN%2118.97%2118.02%21%21%21%21%21%40212248ba16855571154208648d0756%2166982044058%21sea%21PE%210&curPageLogUid=hliQrSCKWcfV. Consultado: 29/03/23
 11. https://www.amazon.com/-/es/YXQ-Geared-Mounting-Bracket-Coupling/dp/B01DZ8D20I/ref=sr_1_3?dchild=1&keywords=dc+motor+mounting+bracket&qid=1588440220&sr=8-3. Consultado: 29/03/23
 12. <https://www.suministrostorras.com/es/producto/49692/chaveta-din-6885-a-6x6x12-53179>. Consultado: 29/03/23
 13. <https://www.suspa.co.uk/products/varistand?variant=39642273775709>. Consultado: 29/03/23
 14. https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-434437690-celda-de-carga-50-kg-JM#position=3&search_layout=stack&type=item&tracking_id=b02cbb98-42c6-4fd5-91a3-4a3b5380f862. Consultado: 29/03/23
 15. <https://naylorlampmechatronics.com/fuerza-peso/147-modulo-hx711-transmisor-de-celda-de-carga.html>. Consultado: 29/03/23
 16. <https://spanish.alibaba.com/product-detail/KPM28-395-12v-24v-28mm-diameter-1600571313451.html>. Consultado: 29/03/23
 17. <https://thepibox.pe/product/raspberry-pi-3bp/>. Consultado: 29/03/23
 18. https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-440681409-arduino-nano-v30-con-atmega328-con-driver-serial-ch340-JM#position=7&search_layout=stack&type=item&tracking_id=d7247afd-26c4-44a1-a048-e81d9e5e1d74. Consultado: 29/03/23

19. <https://www.amazon.com/WX-DC2416-High-Power-Switching-Processing-Industrial/dp/B08N6DSTFT>. Consultado 29/03/23
20. https://www.ebay.com/itm/266206697591?hash=item3dfb27d877:g:kCwAAOSwSuBkL~3Q&amdata=enc%3AAQAIAAAA4F9GXljJEmW8AAFlctJ2aj314t9U9E%2Fklj4kNpE3iHnR61%2BqBEiw5mBGzLOuvwlFREvxHkoNsRVsfV11%2BmYdkHdmiVWcB%2FUlQq4RMAAyZhe%2BgxgXG1kpF3Q1SDNBthvZ%2BQrr%2BD55p5pcWERFx5F5cRLGgbOKvuC19qXSCJJ%2Bgfwe1MQehkpaTxmid5jrYIEJShcTxQjJUAnR9y9ygVcXGp7GV2I3S5tsacGD9pWv7tTFNtgFyB9efk9I7eppdVh9WOpBINMMPGHYUMefH60g1Y0lFKPWaW0M4x4KxGqfiBd9%7Ctkp%3ABk9SR_b8mKmoYg. Consultado: 29/03/23
21. <https://www.pololu.com/product/1213>. Consultado: 29/03/23
22. <https://spanish.alibaba.com/product-detail/20pin-2-54mm-pitch-male-to-60689564584.html>. Consultado: 29/03/23
23. https://spanish.alibaba.com/p-detail/2.54mm-1600567666702.html?spm=a2700.galleryofferlist.normal_offer.d_title.47fc1b94njwm3M. Consultado: 29/03/23
24. https://www.coolbox.pe/cable-radioshackusb-20-macho-a-macho-b-2605039/p?idsku=322&gclid=CjwKCAjwgqejBhBAEiwAuWHioFD32HSsC51r6HI889xEjy5HRH-VQAg4fX5yvaXzfmIFge35tGNfRRoChJwQAvD_BwE. Consultado: 29/03/23
25. https://cablematic.com/es/productos/cable-de-alimentacion-dc-jack-55x21mm-22awg-macho-a-bornes-de-30cm-AB037/#extra_product_info. Consultado: 29/03/23
26. https://www.coolbox.pe/cable-hdmi-teraware-conector-24k-dorado-hq-21084121/p?idsku=144&gclid=CjwKCAjwgqejBhBAEiwAuWHioFOsklS5n9snO1qyyk7U3VBpTwcZoFyGg2IHxCXBecO8WaKkI7ojEhoCqiYQAvD_BwE. Consultado: 29/03/23
27. https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-439237460-cable-de-alimentacion-para-laptop-con-enchufe-nema-JM#position=6&search_layout=stack&type=item&tracking_id=994cc8e7-51dc-45ed-bc1f-b5c8431910ec. Consultado: 29/03/23

28. https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-621423654-cable-siliconado-flexible-22awg-2-m-JM#position=5&search_layout=stack&type=item&tracking_id=850e49a7-5cd5-43f2-83aa-2ef270204502. Consultado: 29/03/23



ANEXO A

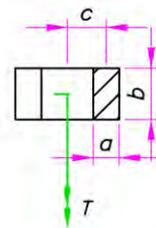


ANEXO B

B.1. Sección 4.2.1: Subsistema de flexión - extensión resistida de muñeca

a) Cargas sobre las caras de las piezas de bloqueo

Se presenta el DCL de la cara de la pieza de bloqueo se estará sometida a compresión cuando el usuario ejerza un torque con su muñeca.



Donde:

$$a = 5 \text{ mm}$$

$$b = 10 \text{ mm}$$

$$c = 7.5 \text{ mm}$$

$$T = 14 \text{ kN} \cdot \text{mm}$$

Dos piezas de bloqueo soportan juntas un torque T , cada una en un área axb , se calcula el esfuerzo P sobre estas áreas.

$$I_N = \frac{b \cdot a^3}{12} + a \cdot b \cdot c^2$$

$$I_N = \frac{10 \cdot 5^3}{12} + 10 \cdot 5 \cdot 7.5 = 2916.7 \text{ mm}^4$$

$$P = \frac{T \cdot c}{I_N}$$

$$P = \frac{14000 \cdot 7.5}{2916.7} = 36 \text{ MPa}$$

Que se subdivide a 18 MPa por cada pieza y comparado con la resistencia a compresión del plástico PLA de 46 MPa, comprueba que este material soporta la carga a la que se encontrará sometido durante la flexión de muñeca del paciente.

b) Cálculo del módulo de elasticidad de los resortes

$$k = \frac{d^4 * G}{8 * D^3 * N}$$

Donde:

d : Diámetro de alambre (3.5 mm)

G : Módulo de rigidez ($77.2 * 10^3$ MPa)

D : Diámetro medio del resorte (11.5 mm)

N : Número de vueltas activas del resorte (40 vueltas)

$$k = \frac{(3.5 * 10^{-3})^4 * 77.2 * 10^9}{8 * (11.5 * 10^{-3})^3 * 40} = 23803.78 \text{ N/m}$$

B.2. Sección 4.2.2: Subsistema de pronación supinación de antebrazo

a) Análisis cinemático

Aceleración del segmento de brazo:

$$\dot{w} = \frac{w}{t}$$

Donde:

w : Velocidad angular del segmento (0.7, 1.71, 2.71 rad/min)

\dot{w} : Aceleración angular del segmento

t : Tiempo para alcanzar la velocidad deseada (1/60 min)

$$\dot{w} = \frac{0.7, 1.71, 2.71}{\frac{1}{60}} \left(\frac{1}{3600} \right) = 0.012, 0.029, 0.045 \text{ rad/s}^2$$

Velocidad del eje del motor pronación:

$$w_2 = \frac{w_1 * Z_1}{Z_2}$$

Donde:

w_1 : Velocidad angular de la rueda conducida (40, 98, 155 °/min)

Z_1 : diámetro de la rueda conducida (120 mm)

w_2 : velocidad angular del piñón (°/min)

Z_2 : diámetro del piñón (30 mm)

$$w_2 = \frac{(40, 98, 155) * 120}{30} = 160, 392, 620 \text{ °/min}$$

b) Análisis dinámico

Inercia total en x del antebrazo y mano:

$$I_{total-x} = I_{antebrazo-x} + I_{mano-x}$$

Donde:

$I_{total-x}$: Inercia total del segmento del brazo a rotar en el eje x

$I_{antebrazo-x}$: Inercia del antebrazo en el eje x (600 kg.mm²)

I_{mano-x} : Inercia de la mano en el eje x (300 kg.mm²)

$$I_{total-x} = 900 \text{ kg.mm}^2 = 9 * 10^{-4} \text{ kg.m}^2$$

Cálculo de los torques para rotar el antebrazo:

$$T_x = I_{total-x} * \dot{w}$$

Donde:

T_x : Torque en x requerido para alcanzar la velocidad deseada (N.m)

$I_{total-x}$: Inercia total del segmento en el eje x ($9 * 10^{-4} \text{ kg.m}^2$)

\dot{w} : Aceleración angular del segmento para iniciar el movimiento (0.012, 0.029, 0.045 rad/s²)

$$T_x = 9 * 10^{-4} * 0.012, 0.029, 0.045$$

$$T_x = 1.08 * 10^{-5}, 2.61 * 10^{-5}, 4.05 * 10^{-5} \text{ N.m}$$

c) Selección de engranajes

Todos los engranajes del dispositivo serán de módulo $m=1$

$$Z = d_p/m$$

Donde:

m : módulo de los engranajes

d_p : diámetro primitivo de los engranajes (piñón: 30 mm, cremallera: 120 mm)

Z : número de dientes de los engranajes

$$Z = \text{piñón: } 30 \text{ dientes, cremallera: } 120 \text{ mm}$$

Relación de torques entre el piñón y la cremallera:

$$T_1 = \frac{T_2 * Z_1}{Z_2}$$

Donde:

T_1 : Torque piñón conductor ($N.m$)

T_2 : Torque cremallera ($1.08 * 10^{-5}$, $2.61 * 10^{-5}$, $4.05 * 10^{-5} N.m$)

Z : Número de dientes del engrane (30 ,120)

$$T_1 = 2.7 * 10^{-6}, 6.53 * 10^{-6}, 10.13 * 10^{-6} N.m$$

Paso de los engranajes

$$p = m * \pi = 1 * 3.14 = 3.14 \text{ mm}$$

Ancho de diente, los valores normalizados se encuentran en el rango mostrado

$$3p < b < 5p$$

$$9.42 \text{ mm} < b < 15.7 \text{ mm}$$

Se escoge $b = 10 \text{ mm}$, ya que este es un valor comercial.

Se calculan los factores necesarios para determinar la resistencia de los engranajes:

Módulo s

$$s = m * \frac{\pi}{2} = 1 * 1.57 = 1.57 \text{ mm}$$

Módulo de Young:

$$Y = \frac{s^2}{6 * m * h} = \frac{1.57^2}{6 * 1 * (2.25 * 1)} = 0.183$$

Se calcula el esfuerzo al que se somete un diente del engranaje:

$$\sigma = \frac{F_T}{b * m * Y} = \frac{0.68 * 10^{-3}}{10 * 1 * 0.183} = 3.72 * 10^{-4} \text{ Mpa}$$

F_T : Fuerza tangencial ($0.68 * 10^{-3} \text{ N}$)

B.3. Sección 4.2.3: Subsistema de flexión de codo

a) Dimensionamiento de los cilindros extensores de antebrazo

Cálculo de la fuerza y torque resultante en los cilindros extensores

$$F_r = P_m + P_{ab} + P_{ps}$$

Donde:

P_m : Peso de la mano (0.51 kg)

P_{ab} : Peso del antebrazo (1.47 kg)

P_{ps} : Peso del sistema pronación supinación y los cilindros extensibles (2.20 kg)

F_r : Fuerza resultante

$$F_r = 0.51 + 1.47 + 2.20 = 4.18 \text{ kg}$$

$$F_r = 41 \text{ N}$$

$$M_r = (P_{ab} + P_{ps}) * d_{ab-ps} * 9.81 + P_m * d_m * 9.81 + M_f$$

Donde:

M_r : Momento resultante (N.m)

d_{ab-ps} : Distancia del apoyo de antebrazo (0.098 m)

d_m : Distancia del apoyo de mano (0.263 m)

M_f : Momento máximo ocasionado por la flexión de la muñeca (14 N.m)

$$M_r = 3.67 * 0.098 * 9.81 + 0.51 * 0.263 * 9.81 + 14 = 18.84 \text{ N.m}$$

Cálculo del radio mínimo de un cilindro extensor si fuera de aluminio 6061

$$r_{min} \geq \sqrt[6]{\frac{(32 * M_F / 2)^2}{(\pi * \sigma_{fluencia})^2}}$$

Donde:

M_F : Radio mínimo del cilindro extensor (m)

$M_F = M_r$: Momento resultante (18.84 N.m)

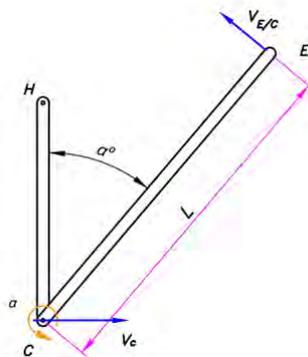
$\sigma_{fluencia-al}$: límite de fluencia del aluminio (145 MPa)

$$r_{min} \geq \sqrt[6]{\frac{90866.0736}{2.075 * 10^{17}}} = \sqrt[6]{4.379 * 10^{-13}} = 8.71 * 10^{-3} m$$

Se propuso que el diámetro del cilindro no supere los 15 mm, por lo que se determina que los cilindros de aluminio no son adecuados para esta aplicación, y se opta por usar acero AISI 1020 que posee un límite de fluencia superior $\sigma_{fluencia-ac} = 275 MPa$

$$r_{min} \geq \sqrt[6]{\frac{90866.0736}{7.464 * 10^{17}}} = \sqrt[6]{1.217 * 10^{-13}} = 7.04 * 10^{-3} m = 7 mm$$

b) Análisis cinemático



Donde:

$v_{E/C}$ = Velocidad de E respecto de C

v_C = Velocidad de C (0 m/s)

L = Distancia del codo hacia la empuñadura (hombres 332 mm, mujeres 309 mm)

α = Velocidad angular (0.7, 1.71, 2.71 rad/min)

$$v_{E/C} = v_C + L * \alpha$$

$$v_{E/C} = 0 + 332 * (0.7, 1.71, 2.71) = 232.4, 567.72, 899.72 \text{ mm/min}$$

$$v_{E/C} = 0 + 309 * (0.7, 1.71, 2.71) = 216.3, 528.39, 837.39 \text{ mm/min}$$

Velocidad del eje del motor flexión de codo:

$$w_2 = \frac{w_1 * Z_1}{Z_2}$$

Donde:

w_1 : Velocidad angular de la rueda conducida (40, 98, 155 °/min)

Z_1 : diámetro de la rueda conducida (100 mm)

w_2 : velocidad angular del piñón del motor (°/min)

Z_2 : diámetro del piñón (25 mm)

$$w_2 = \frac{(40, 98, 155) * 120}{30} = 160, 392, 620 \text{ °/min}$$

c) Análisis dinámico

Inercia total en z del antebrazo y mano:

$$I_{total-x} = I_{sd-z} + I_{ab-z} + m_{ab} * d_{ab-c}^2 + I_{m-z} + m_m * d_{m-c}^2$$

Donde:

$I_{total-z}$: Inercia total del segmento del brazo al flexionar el codo en el eje z

I_{ab-z} : Inercia del segmento del dispositivo en el eje z respecto al codo (22240.62 kg.mm²)

I_{ab-z} : Inercia del antebrazo en el eje z (5200 kg.mm²)

m_{ab} : Masa del antebrazo (1.47 kg)

d_{ab-c} : Distancia del centro de gravedad del antebrazo al codo (146 mm)

I_{m-z} : Inercia de la mano en el eje z (300 kg.mm²)

m_m : Masa de la mano (0.51kg)

d_{m-c} : Distancia del centro de gravedad de la mano al codo (358 mm)

$$\begin{aligned} I_{total-z} &= 22240.62 + 5200 + 1.47 * 146^2 + 300 + 0.51 * 358^2 \\ &= 36534.52 + 65663.64 \end{aligned}$$

$$I_{total-x} = 124438.78 \text{ kg.mm}^2 = 0.124 \text{ kg.m}^2$$

Cálculo del torque requerido para flexionar el codo, se debe notar que las aceleraciones calculadas para la rotación de antebrazo son las mismas para la flexión de codo.

$$T_z = I_{total-z} * \dot{\omega} + d_{m-c} * P_m + d_{ab-c} * P_d$$

Donde:

T_z : Torque en z requerido para alcanzar la velocidad deseada (N.m)

$I_{total-z}$: Inercia total del segmento en el eje x (0.124 kg.m²)

$\dot{\omega}$: Aceleración angular del segmento para iniciar el movimiento (0.012, 0.029, 0.045 rad/s²)

d_{m-c} : Distancia del centro de gravedad de la mano al codo (0.332 m)

P_m : Peso de la mano (5 N)

d_{ab-c} : Distancia del centro de gravedad del antebrazo al codo (0.167 m)

P_d : Peso del segmento del dispositivo y el antebrazo (40 N)

$$T_z = 0.124 * \dot{\omega} + 0.332 * 5 + 0.167 * 40$$

$$T_z = 8.342, 8.344, 8.346 \text{ N.m}$$

d) Selección y dimensionamiento de los componentes transmisores

Todos los engranajes del dispositivo serán de módulo m=1

$$Z = d_p/m$$

Donde:

m : módulo de los engranajes

d_p : diámetro primitivo de los engranajes (piñón: 30 mm, cremallera: 120 mm)

Z : número de dientes de los engranajes

$$Z = \text{piñón: } 30 \text{ dientes, cremallera: } 120 \text{ mm}$$

Relación de torques entre el piñón y la cremallera:

$$T_1 = \frac{T_2 * Z_1}{Z_2}$$

Donde:

T_1 : Torque piñón conductor ($N \cdot m$)

T_2 : Torque del engranaje (8.342, 8.344, 8.346 $N \cdot m$)

Z : Número de dientes del engrane (25, 100)

$$T_1 = 2.09 \text{ N} \cdot m$$

Paso de los engranajes

$$p = m * \pi = 1 * 3.14 = 3.14 \text{ mm}$$

Ancho de diente, los valores normalizados se encuentran en el rango mostrado

$$3p < b < 5p$$

$$9.42 \text{ mm} < b < 15.7 \text{ mm}$$

Se escoge $b = 10 \text{ mm}$, ya que este es un valor comercial.

Se calculan los factores necesarios para determinar la resistencia de los engranajes:

Módulo s

$$s = m * \frac{\pi}{2} = 1 * 1.57 = 1.57 \text{ mm}$$

Módulo de Young:

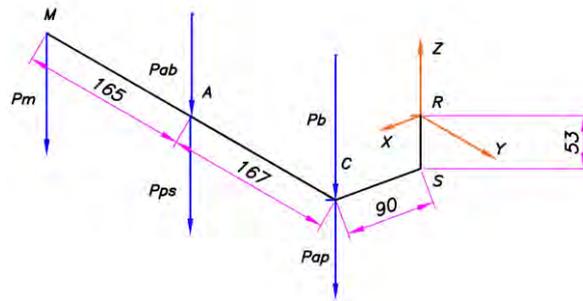
$$Y = \frac{s^2}{6 * m * h} = \frac{1.57^2}{6 * 1 * (2.25 * 1)} = 0.183$$

Se calcula el esfuerzo al que se somete un diente del engranaje:

$$\sigma = \frac{F_T}{b * m * Y} = \frac{167.2}{10 * 1 * 0.183} = 91.37 \text{ Mpa}$$

F_T : Fuerza tangencial en el piñón producida por el torque del motor (167.2 N)

Cálculos para dimensionar el eje transmisor de flexión de codo



Donde:

P_m : Peso de la mano (0.51 kg)

P_{ab} : Peso del antebrazo (1.47 kg)

P_{ps} : Peso del subsistema pronación de antebrazo, flexión de muñeca y los cilindros extensores (2.57 kg)

P_b : Peso del brazo (2.55 kg)

P_{ap} : Peso del apoyo de codo y soporte rotatorio de codo (0.74 kg).

Se calculan las reacciones en los 3 ejes en el punto R:

$$F_{R-z} = (P_m + P_{ab} + P_{ps} + P_b + P_{ap}) * 9.81 = 76.91 N$$

$$F_{R-x} = 0 N$$

$$F_{R-y} = 0 N$$

$$M_{R-z} = 0 N.m$$

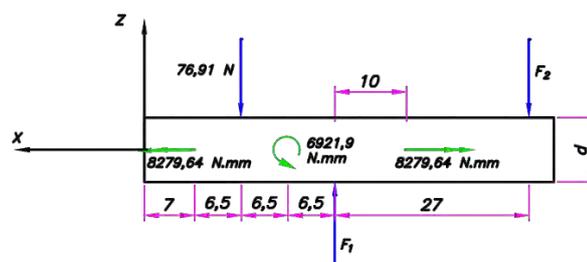
$$M_{R-x} = 9.81 * P_m * 0.332 + 9.81 * (P_{ab} + P_{ps}) * 0.167$$

$$M_{R-x} = 9.81 * 0.51 * 0.332 + 9.81 * 4.04 * 0.167 = 8.28 N.m$$

$$M_{R-y} = 9.81 * 0.09 * [P_m + (P_{ab} + P_{ps}) + (P_b + P_{ap})]$$

$$M_{R-y} = 9.81 * 0.09 * 7.84 = 6.92 N.m$$

Se analiza el eje sobre el cual se aplicarán estas cargas:



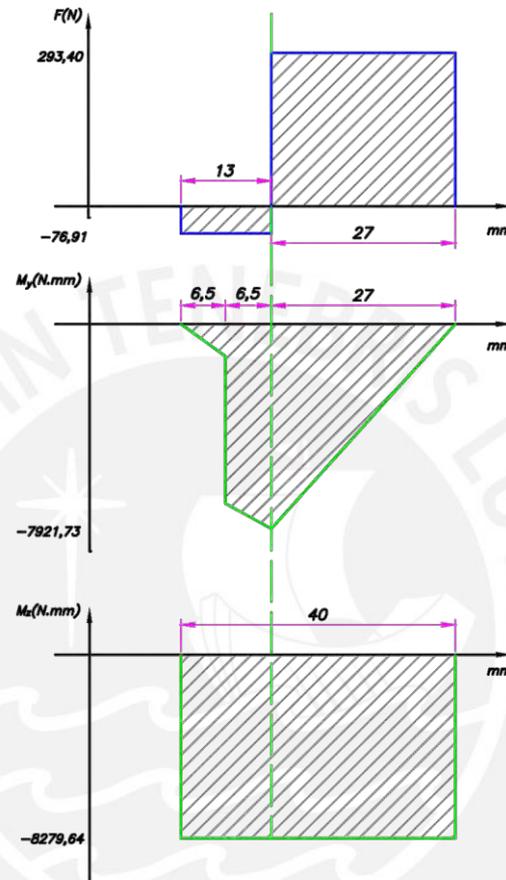
Se calcula F_2 analizando el torque en el punto donde se aplica F_1 :

$$F_2 = \frac{76.91 * 13 + 6921.94}{27} = 293.40 \text{ N}$$

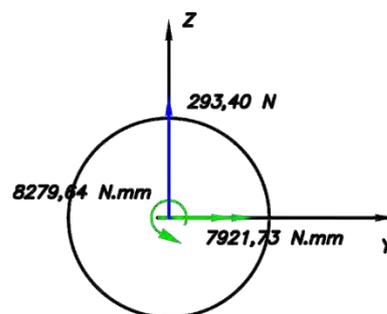
Y con una sumatoria de fuerza en el eje z se calcula F_1 :

$$F_1 = 76.91 + 293.40 = 370.31 \text{ N}$$

Se dibuja el diagrama de cargas en el eje



Y se analiza la zona más cargada, que se encuentra marcada en el diagrama con una línea punteada verde:



Se emplean las siguientes 2 ecuaciones y la inequación, para construir una inequación que nos permita calcular el radio que debe tener el eje de flexión de codo:

$$\sigma_F = \frac{M_F}{\frac{\pi * r^3}{32}}; \quad \tau_T = \frac{M_T}{\frac{\pi * r^3}{16}}; \quad \sigma_{fluencia} \geq \sqrt{(\sigma_F)^2 + 3 * (\tau_T)^2}$$

$$\sigma_{fluencia} \geq \sqrt{\left(\frac{32M_F}{\pi * r^3}\right)^2 + 3 * \left(\frac{16M_T}{\pi * r^3}\right)^2}$$

Se obtiene la siguiente inecuación

$$r \geq \sqrt[6]{\frac{(32 * M_F)^2 + 3 * (16 * M_T)^2}{(\pi * \sigma_{fluencia})^2}}$$

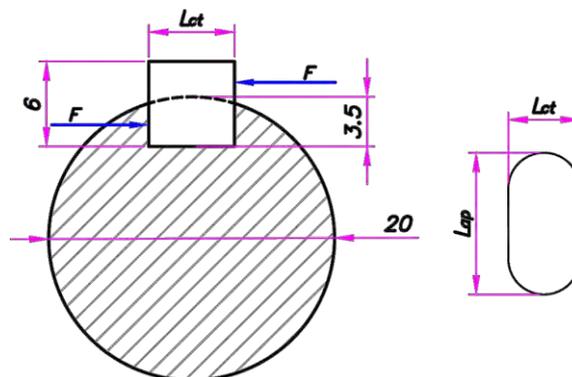
Se debe notar que para que se cumpla esta ecuación el radio debe ser el mínimo posible para que soporte los momentos flectores y torsores a los que se somete la sección transversal del eje, se incluye además en esta inecuación

$$r_{\min} \geq \sqrt[6]{\frac{(32 * M_F)^2 + 3 * (16 * M_T)^2}{(\pi * \sigma_{fluencia}/2)^2}}$$

$$r_{\min} \geq \sqrt[6]{\frac{(32 * 7921.73)^2 + 3 * (16 * 8279.64)^2}{(\pi * 275 * 10^6 / 2)^2}} = 9.25 * 10^6 \text{ m} = 9.25 \text{ mm}$$

Se selecciona un diámetro $d = 20 \text{ mm}$

Se usarán dos chavetas de la norma DIN 6885 de acero SAE 1045, se muestra la sección del eje incluyendo una de estas, se asume una altura mínima de 6 mm



Donde:

L_{ap} : Longitud de aplastamiento de la cuña

L_{ct} : Longitud de corte de la cuña;

Se analizan dos esfuerzos sobre la chaveta, aplastamiento y corte para determinar las dimensiones de la chaveta

$$L_{ap} \geq \frac{F}{2,5 * \sigma_{aplastamiento}}$$

$$L_{ct} \geq \frac{F}{6 * \tau_{corte}}$$

$$F = \frac{M_T}{d/2} = \frac{8279.64}{20/2} = 827.96 \text{ N}$$

F : Fuerza tangencial producida al transmitir el torque necesario para la flexión del codo.

$\sigma_{aplastamiento}$: Esfuerzo de aplastamiento del acero SAE 1045 (207 MPa)

τ_{corte} : Esfuerzo de corte permisible del acero SAE 1045 (379 MPa)

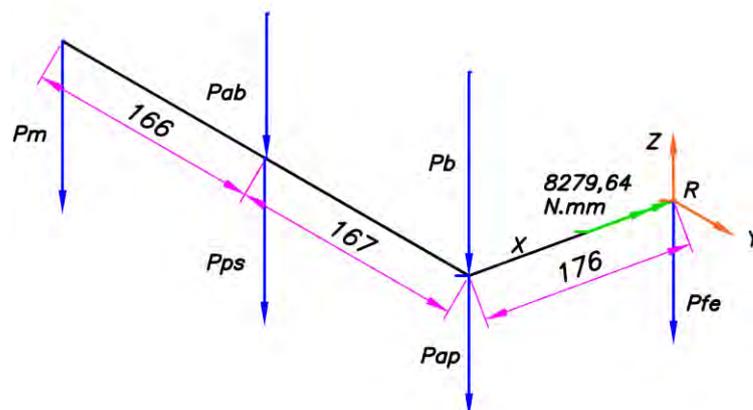
$$L_{ap} \geq \frac{827.96}{2,5 * 207} = 1.6 \text{ mm}$$

$$L_{ct} \geq \frac{827.96}{6 * 379} = 0.379 \text{ mm}$$

Siguiendo la norma DIN 6885, las dimensiones mínimas que debe tener una chaveta son $L_{ap} = 12 \text{ mm}$ y $L_{ct} = 6 \text{ mm}$.

B.4. Subsistema de soporte y elevación del dispositivo

Se presenta una versión simplificada de las cargas del dispositivo



Donde:

P_{fe} : Peso del contenedor del subsistema flexión-extensión (4.24 kg)

Se calculan las reacciones en los 3 ejes en el punto R:

$$F_{R-z} = (P_m + P_{ab} + P_{ps} + P_b + P_{ap} + P_{fe}) * 9.81 = 118.51 N$$

$$F_{R-x} = 0 N$$

$$F_{R-y} = 0 N$$

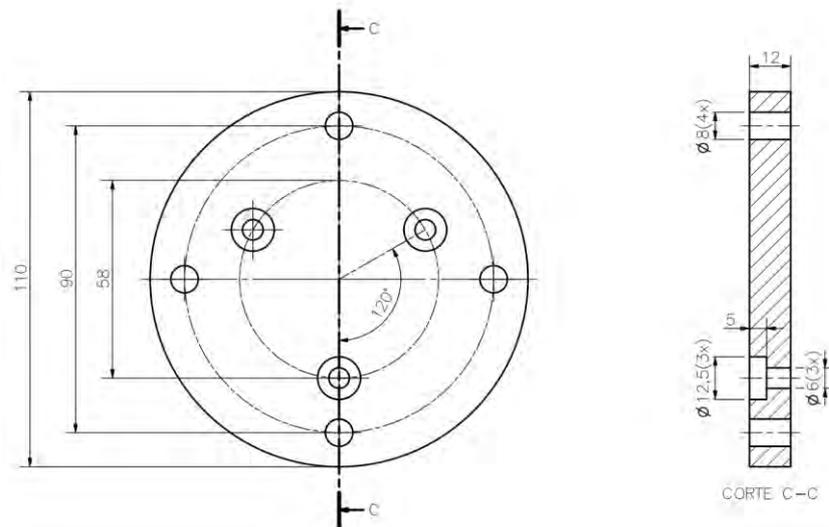
$$M_{R-z} = 0 N.m$$

$$M_{R-x} = 9.81 * P_m * 0.333 + 9.81 * (P_{ab} + P_{ps}) * 0.167 - 8.28 = 0 N.m$$

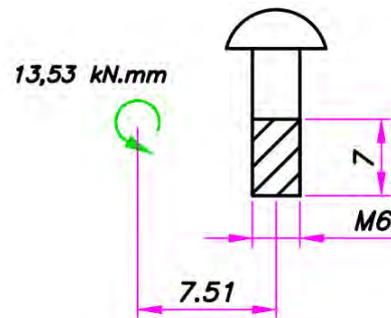
$$M_{R-y} = 9.81 * 0.176 * [P_m + (P_{ab} + P_{ps}) + (P_b + P_{ap})]$$

$$M_{R-y} = 9.81 * 0.09 * 7.84 = 13.54 N.m$$

Se usa un acople para unir el dispositivo al subsistema de elevación con las siguientes dimensiones,



Se usarán tornillos M6x16 – ISO 7045 para unir el acople al cilindro de elevación



La siguiente ecuación permite calcular el esfuerzo al que se someten los tornillos de unión

$$\tau = \frac{M_y/l}{2 * \pi * d * L}$$

Donde:

M_y : Momento en el eje y (13,53 kN.mm)

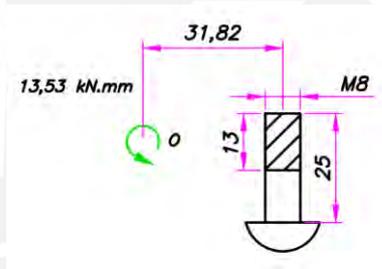
l : Distancia del centro de la unión roscada al tornillo (7.51 mm)

d : Diámetro del tornillo (6 mm)

L : Longitud roscada del tornillo (7 mm)

$$\tau = \frac{13.53 * 10^3 / 7.51}{2 * \pi * 6 * 7} = 6.83 \text{ MPa}$$

Se usarán tornillos M8x25 – ISO 7045 para unir el acople al dispositivo de rehabilitación



$$\tau = \frac{13.53 * 10^3 / 31.82}{2 * \pi * 13 * 8} = 0.65 \text{ MPa}$$

ANEXO C

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	2346,5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	49,5 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	45,6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	-	-	3,3 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	-	-	5,2 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	103,0 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	3150,0 MPa	ISO 178
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	5,1 kJ/m ²	ISO 180
Resistencia a la prueba de impacto Charpy (a 23 °C)	-	-	-	-
Dureza	-	-	83 (Shore D)	Durómetro
<u>Propiedades térmicas</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>		
Índice de fluidez (MFR)	6,09 g/10 min	ISO 1133 (210 °C, 2,16 kg)		
Deformación térmica (HDT) a 0,455 MPa	-	-		
Deformación térmica (HDT) a 1,82 MPa	-	-		
Transición vítrea	-60 °C	ISO 11357		
Coefficiente de expansión térmica	-	-		
Temperatura de fusión	145-160 °C	ISO 11357		
Contracción térmica	-	-		
<u>Otras propiedades</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>		
Gravedad específica	1,24	ASTM D1505		
Clasificación de llama	-	-		

(*) Ver las notas.

ANEXO D

**Sala de Manufactura Digital-VEO 3D**

to me ▾

Apr 4, 2023, 2:33 PM (5 days ago) ☆ ↶ ⋮

Estimado,

El servicio de impresión tiene un costo de 0,5 soles el gramo. Laminando las piezas nos encontramos con que estas requieren de 4200 gramos lo cual daría un costo total de 2100 soles.

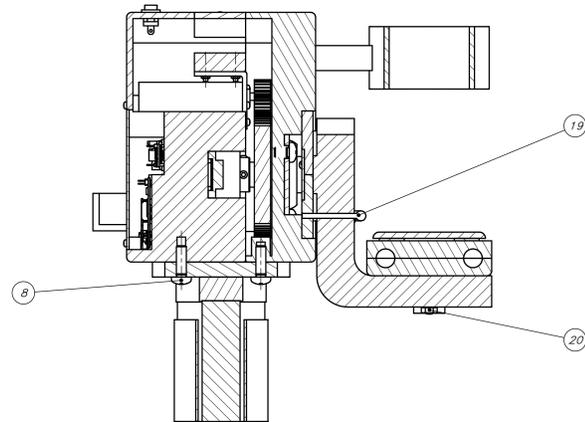
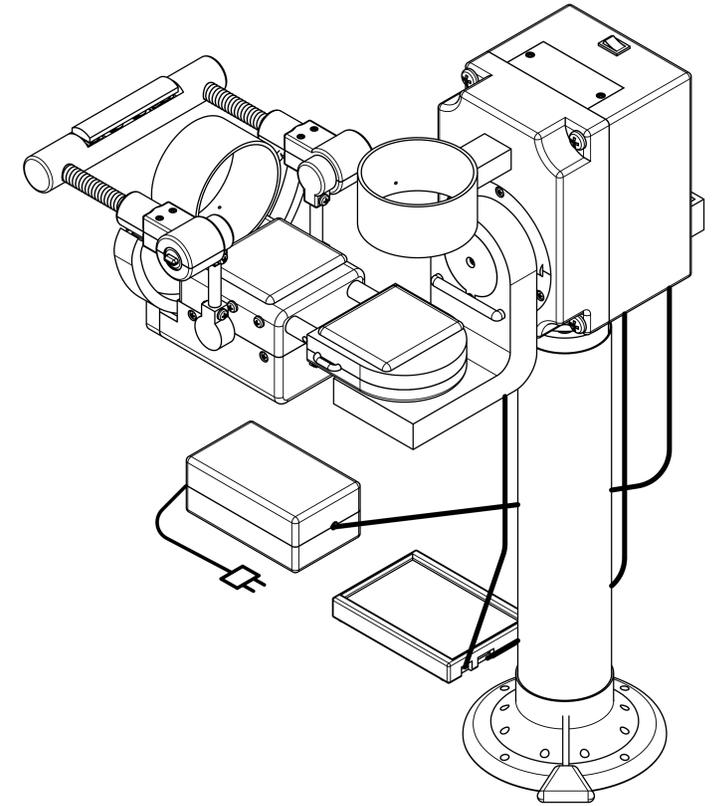
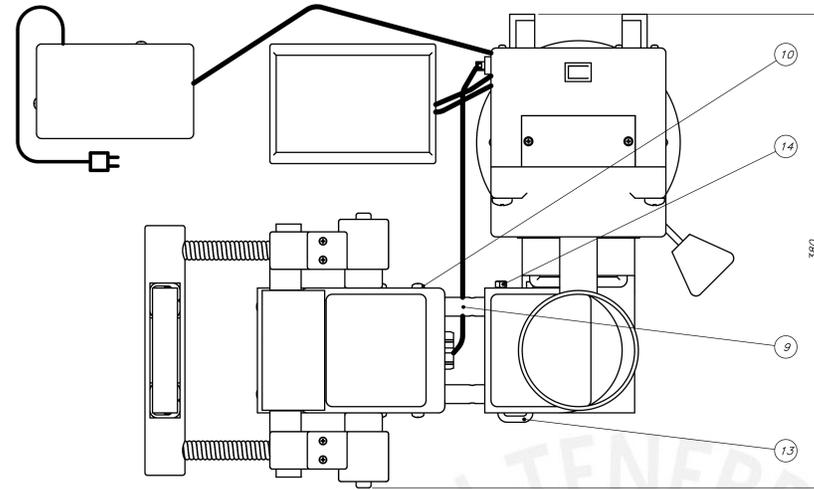
Saludos cordiales

Laboratorio de Manufactura Digital VEO 3D
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Teléfono: (+511) 626 2000 anexo 5924
Redes Sociales: [IG](#) / [FB](#)

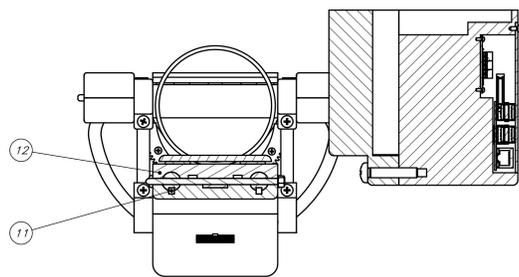


Laboratorio de
Manufactura Digital
VEO 3D

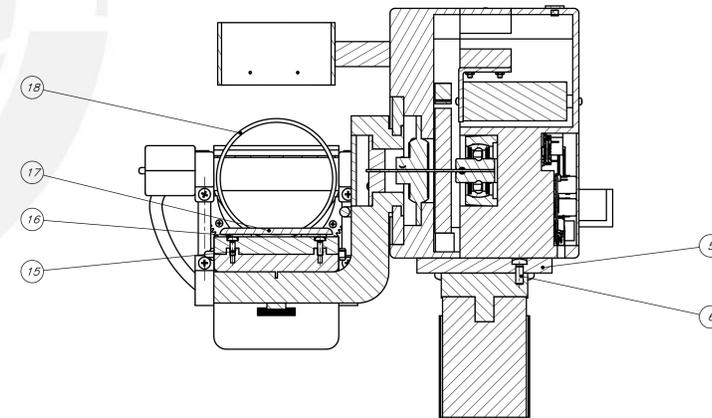
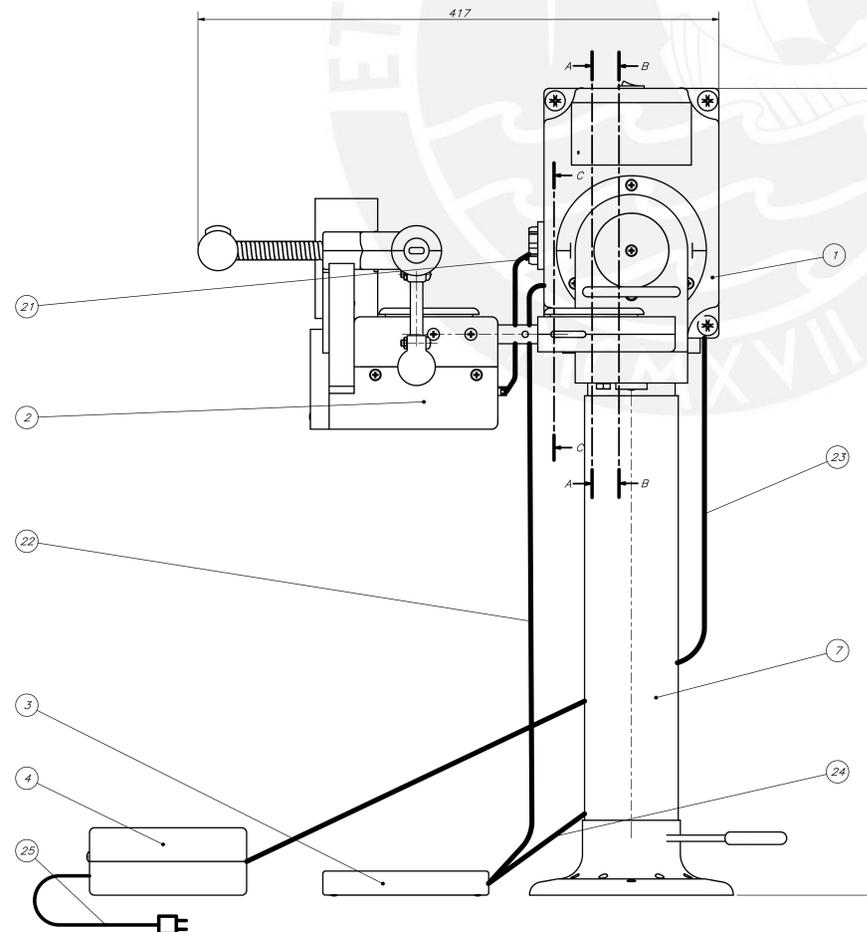




SECCIÓN A-A

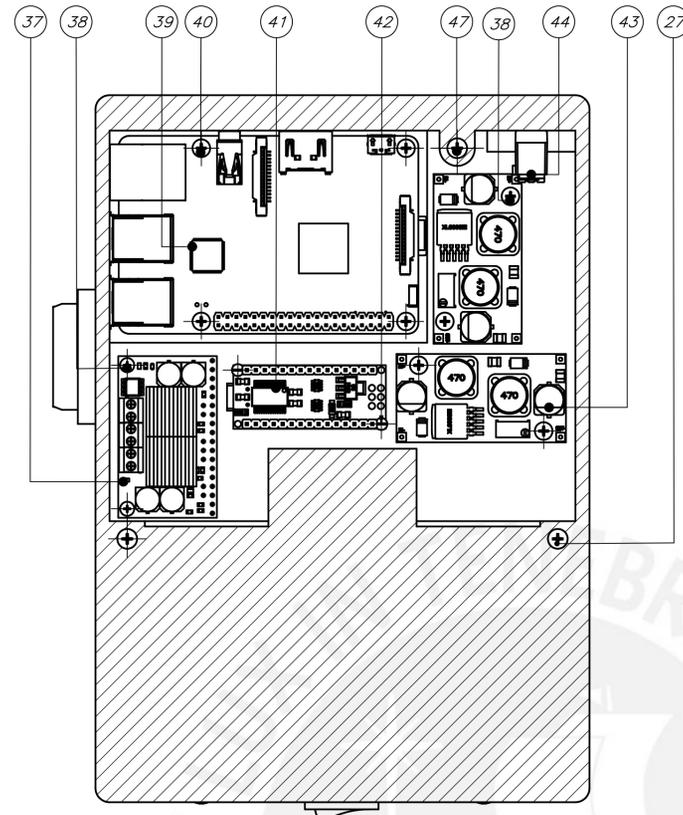
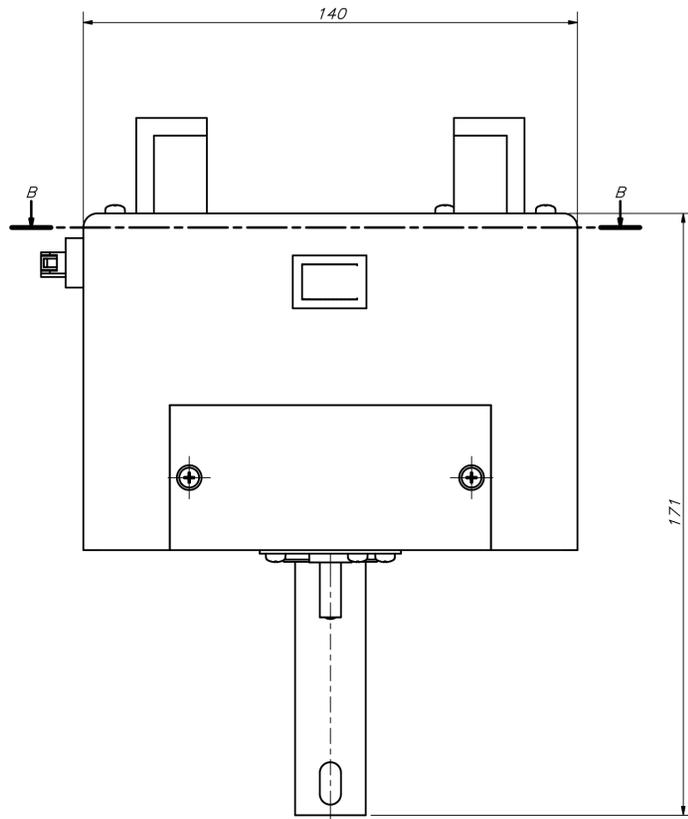


SECCIÓN C-C

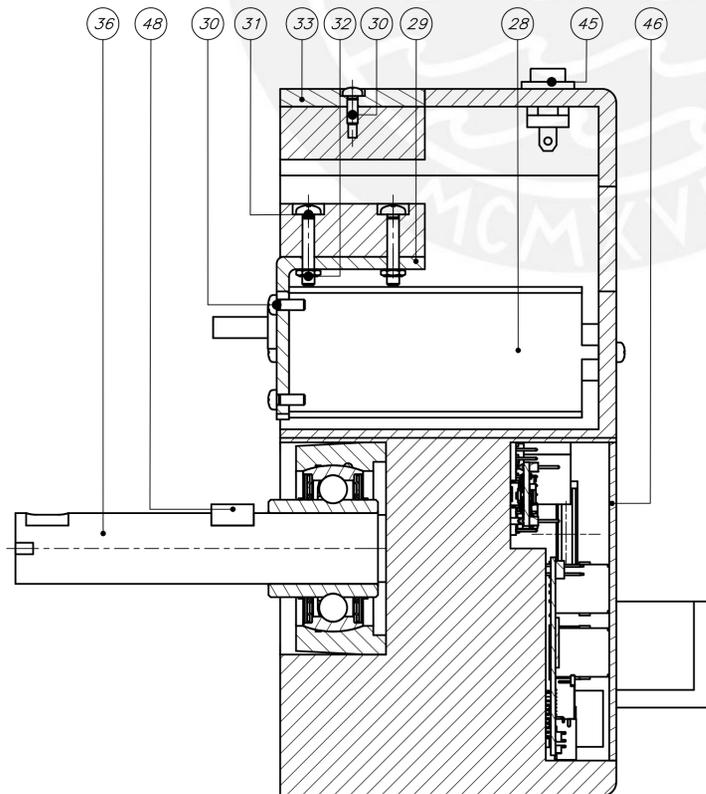
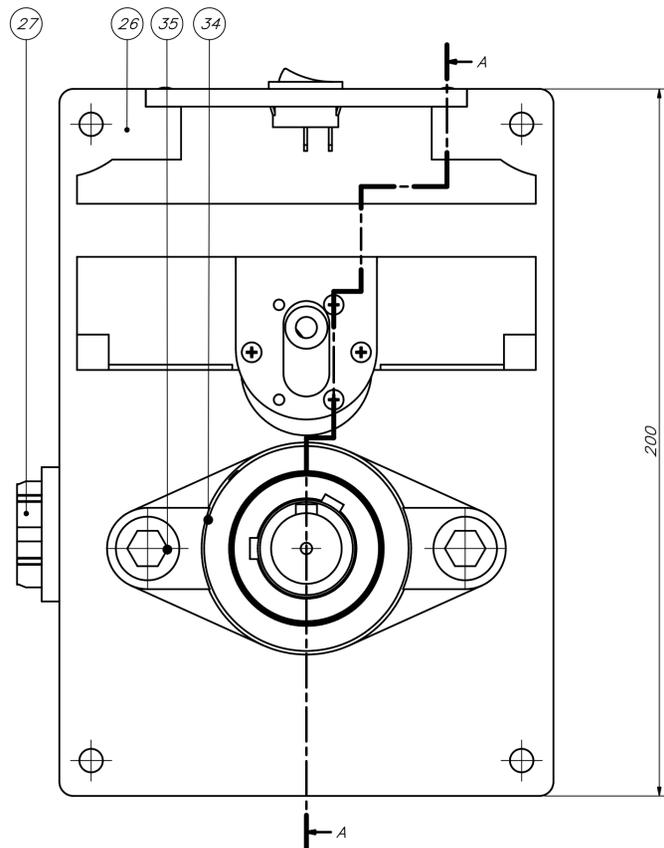
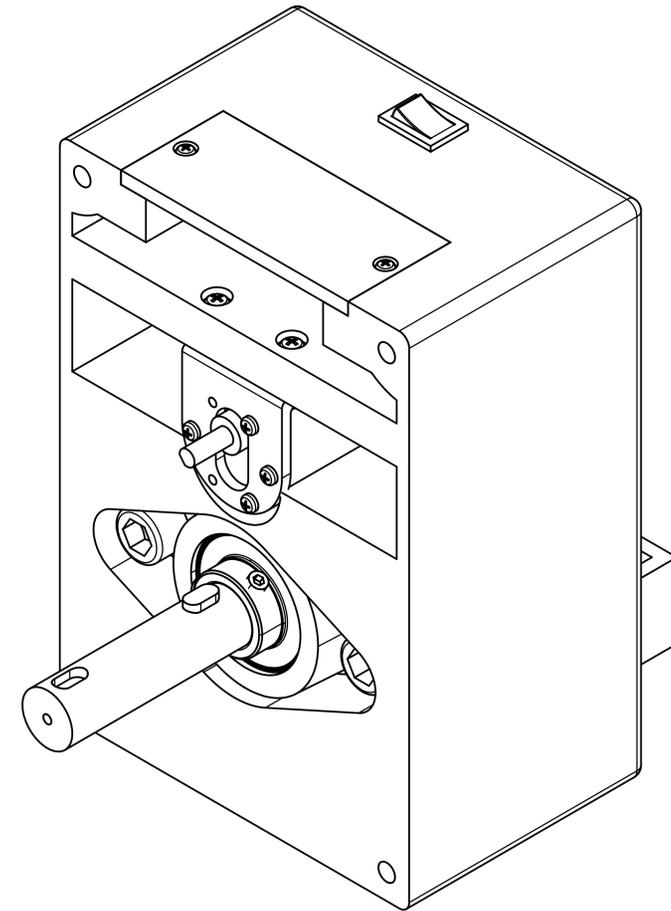


SECCIÓN B-B

25	1	Cable de conexión a red eléctrica			L: 1,25 m
24	1	Cable HDMI			L: 1,2 m
23	1	Cable de alimentación DC			L: 1 m
22	1	Cable de conexión USB			L: 1,8 m
21	1	Cable I/O			L: 30 cm
20	1	Tornillos hexagonales M7 x 35	DIN 933	Acero A2	
19	1	Bloqueo de flexión de codo		AlSi 1020	
18	2	Carros de sujeción		Algodón-nylon	10 x 27 cm
17	2	Espuma de apoyo		Viscoelástico	90 x 80 x 30 mm
16	4	Cinta adhesiva		Velcro	20 x 70 mm
15	3	Tornillos Phillips M4 x 12	ISO 7045	Acero A2	
14	1	Tuerca hexagonal M5(4)	ISO 4034	Acero A2	
13	1	Pin doble de bloqueo		AlSi 1020	
12	1	Soporte de codo (Superior)		Plástico PLA	
11	2	Tape extensión de antebrazo		Plástico ABS	
10	4	Tornillos Phillips M5 x 30	ISO 7045	Acero A2	
9	2	Cilindro de extensión antebrazo		AlSi 1020	
8	4	Tornillos Phillips M8 x 25	ISO 7045	Acero A2	
7	1	Cilindro de elevación		Aluminio	SUS304
6	3	Tornillos Phillips M6 x 16	ISO 7045	Acero A2	
5	1	Unión para soporte regula altura		AlSi 1020	
4	1	Adaptador de energía			Plano 08-A3-E
3	1	Interfaz de usuario			Plano 07-A3-E
2	1	S.E. del subistema muñeca-antebrazo			Plano 06-A0-E
1	1	S.E. del subistema de flexión de codo			Plano 03-A0-E
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN POSTERIOR DE CODO PARA PERSONAS CON SINDROME DE LAZARUS					
		ENSAMBLE DE DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE CODO			ESCALA 1:2
20130588		LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOSMARTIN			FECHA: 2023.10.09 LÁMINA: 01-A0-E



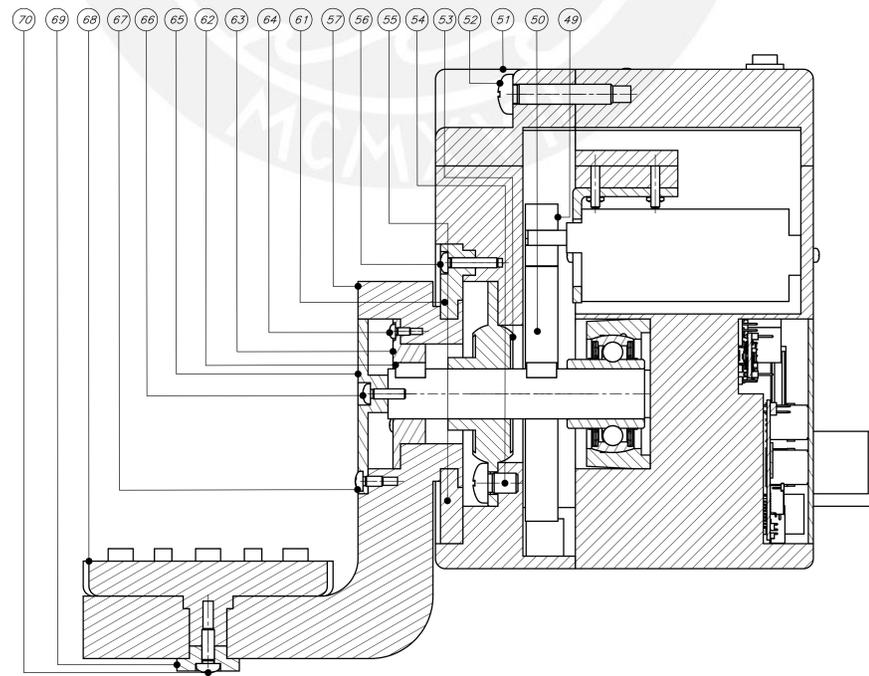
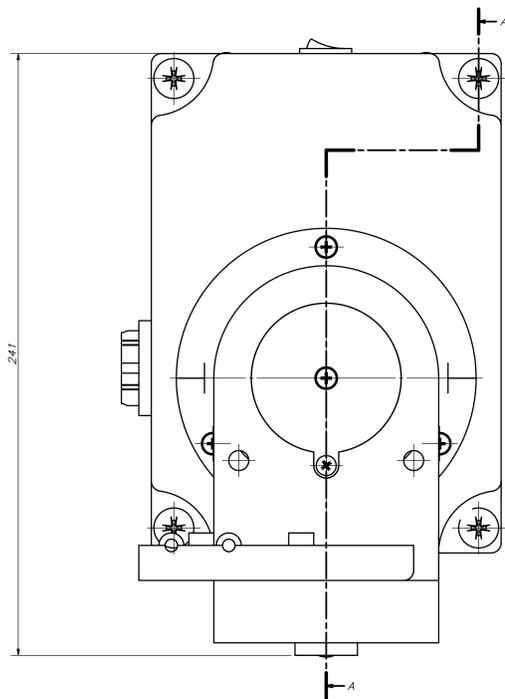
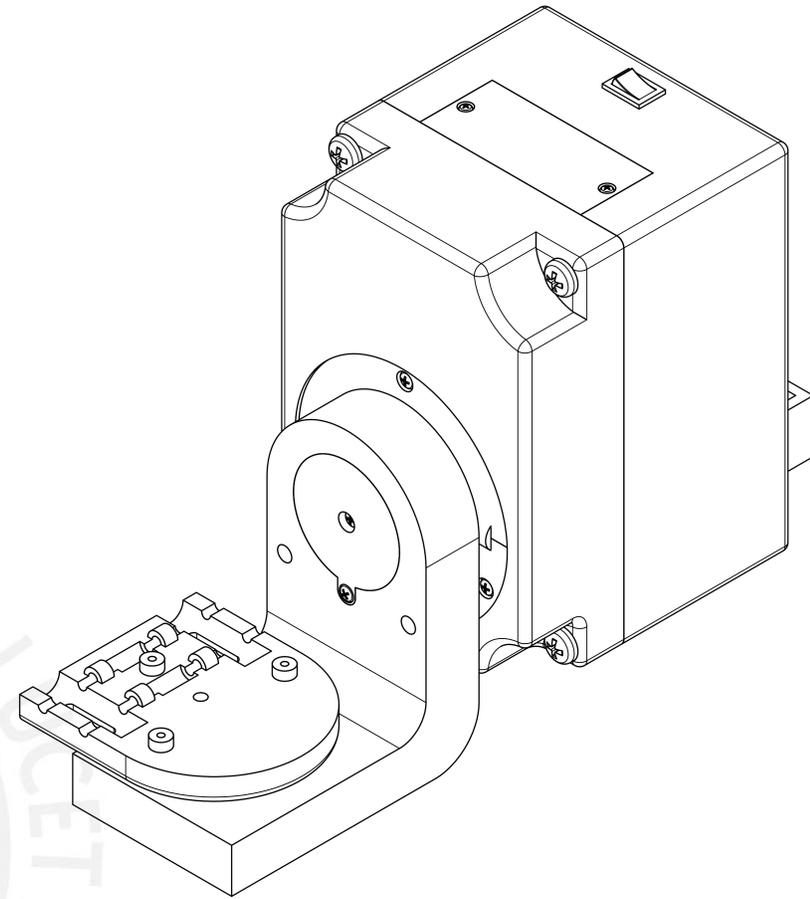
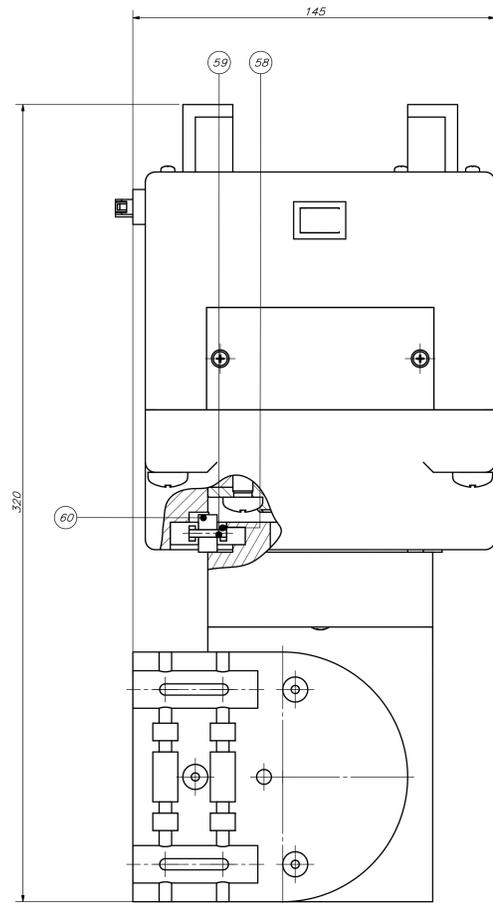
SECCIÓN B-B



SECCIÓN A-A

48	1	Chaveta	DIN 6885		6 x 6 x 12 mm
47	3	Tornillo Phillips M3 x 6	ISO 7045	DIN 1.2363	
46	1	Tapa protectora de circuitos		Plástico PLA	
45	1	Switch 16 A - 240 V			
44	1	Power Jack DC			5.5 mm x 2.1 mm
43	2	Módulo XLS 6019			
42	2	Tornillo cilíndrico ranurado M1.8 x 8	DIN 84	Acero A2	
41	1	Arduino Nano			
40	4	Tornillo Phillips M2.5 x 6	ISO 7045	Acero A2	
39	1	Raspberry Pi 3			
38	6	Tornillo Phillips M2.5 x 5	ISO 7045	Acero A2	
37	1	Dual Driver MC33926			
36	1	Eje transmisor para flexión de codo		AISI 1020	D: 20 mm L: 103 mm
35	2	Tornillos Allen M12 x 30	ISO 4762	DIN 1.2363	
34	1	Rodamiento	UCFL 204		Eje: 20 mm
33	1	Tapa para motor flexión de codo		Plástico PLA	
32	4	Tuerca hexagonal M3.5	ISO 4035	Acero A2	
31	4	Tornillo Phillips M3.5 x 20	ISO 7045	Acero A2	
30	6	Tornillo Phillips M3 x 8	ISO 7045	Acero A2	
29	1	Soporte de montaje para motor DC		Cobre	D: 37 mm
28	1	Motor DC con encoder		KindMotor T: 3.14N.m	
27	1	Conector IDC (Hembra)			20 pines
26	1	Contenedor de flexión de codo (posterior)		Plástico PLA	

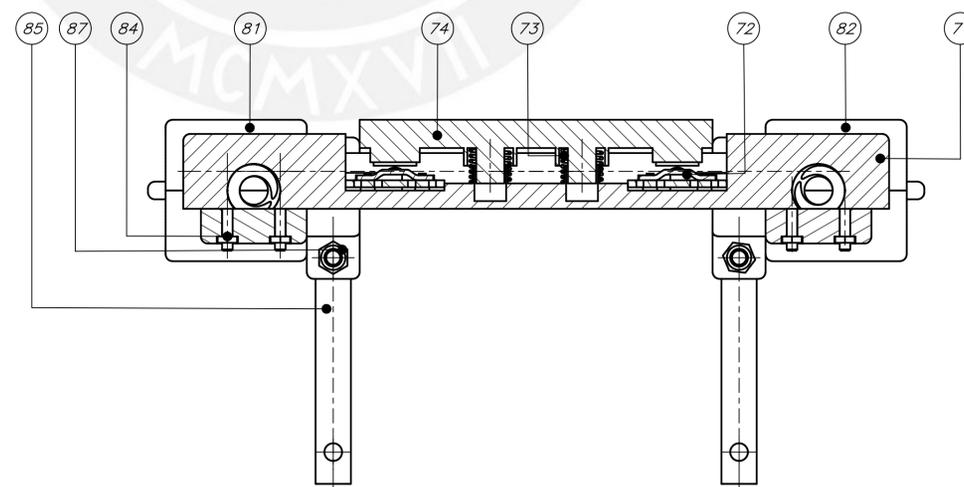
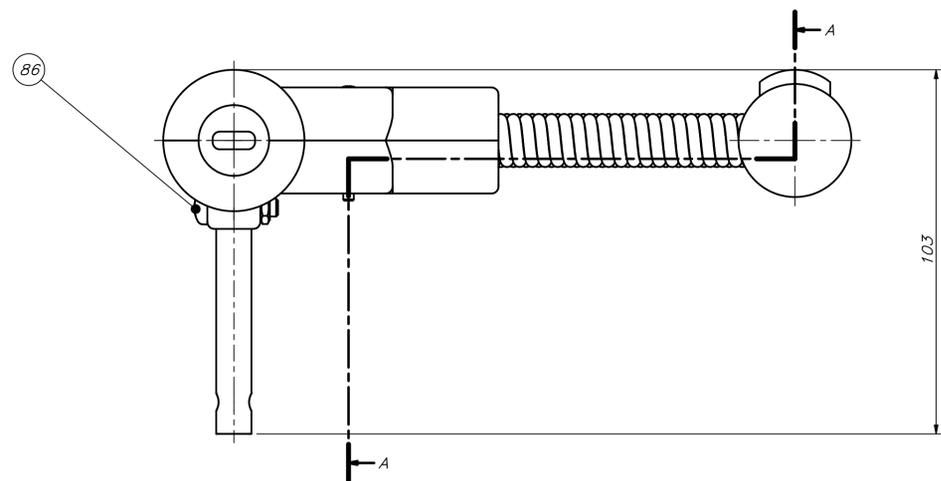
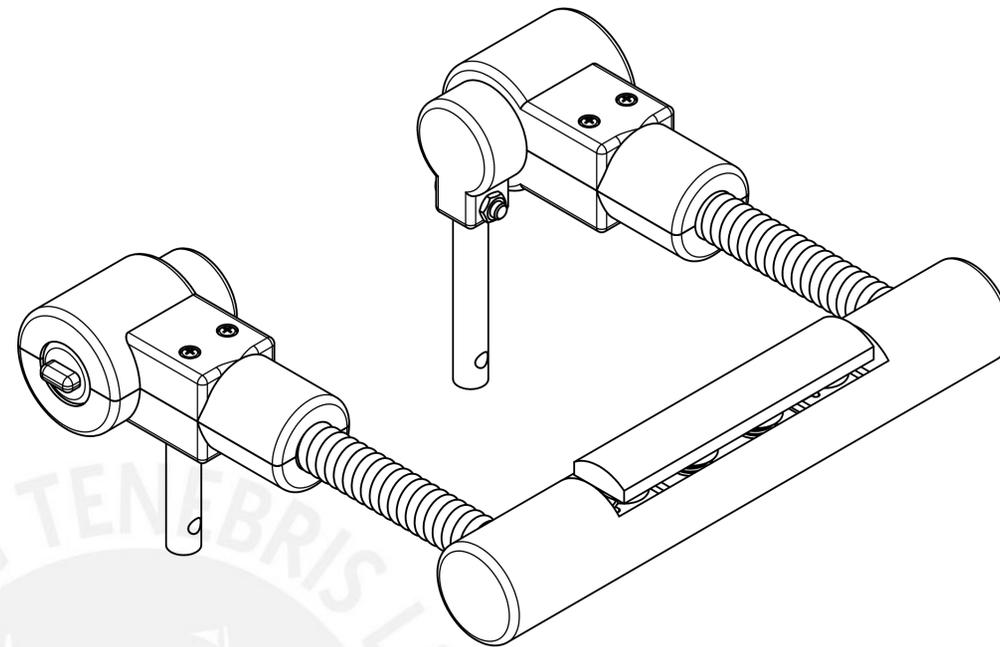
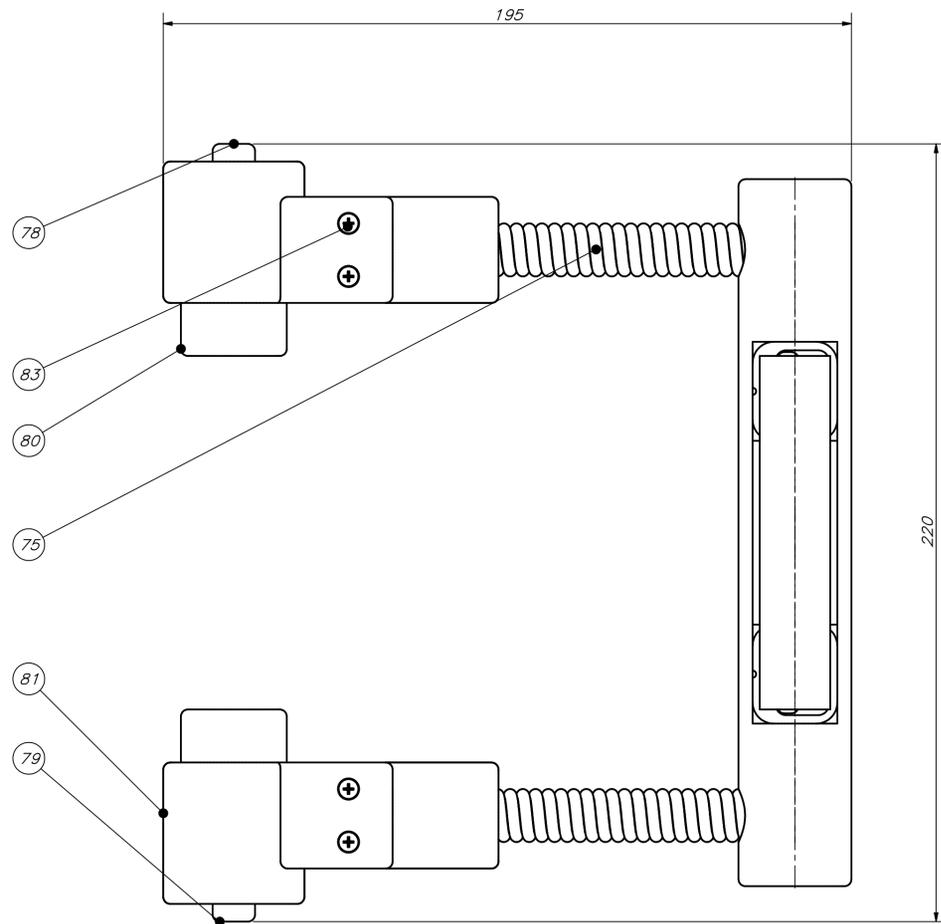
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ					
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL				ESCALA
	SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE FLEXIÓN DE CODO PARTE I				1:1
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOS MARTÍN				FECHA: 2023.10.09
					LÁMINA: 02-A1-E



SECCIÓN A-A

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
70	1	Tornillo Phillips M5 x 14	ISO 7045	Acero A2	
69	1	Pieza retenedora de soporte de codo		Plástico PLA	
68	1	Soporte de codo (inferior)		Plástico PLA	
67	1	Tornillo Phillips M4 x 8	ISO 7045	Acero A2	
66	1	Tornillo Phillips M4 x 14	ISO 7045	Acero A2	
65	1	Tapo eje flexión de codo		Plástico PLA	
64	3	Tornillo Phillips M3 x 6	ISO 7045	Acero A2	
63	1	Acople para flexión de codo	ANSI 1020		
62	2	Chaveta	DIN 6885	Acero 316Ti	6 x 6 x 12 mm
61	1	Tapo (sup) rod. eje de flexión de codo		Plástico PLA	
60	2	Rueda	TPE		3 x 15 x 7.5 mm
59	2	Eje ruedas libres	Acero		D: 3 mm L: 15 mm
58	4	Rodamiento			3 x 6 x 2.5 mm
57	1	Soporte rotatorio de codo		Plástico PLA	
56	3	Tornillo Phillips M4 x 20	ISO 7045	Acero A2	
55	1	Tapo (inf) rod. eje flexión de codo		Plástico PLA	
54	3	Tornillo Phillips M2 x 12	ISO 7045	Acero A2	
53	1	Rodamiento	SBRP204	Acero	DE: 20 mm
52	4	Tornillo Phillips M2 x 40	ISO 7045	Acero A2	
51	1	Contenedor flexión de codo (frontal)		Plástico PLA	
50	1	Engranaje de motor de codo	ANSI 1020		
49	1	Engranaje de flexión de codo	ANSI 1020		

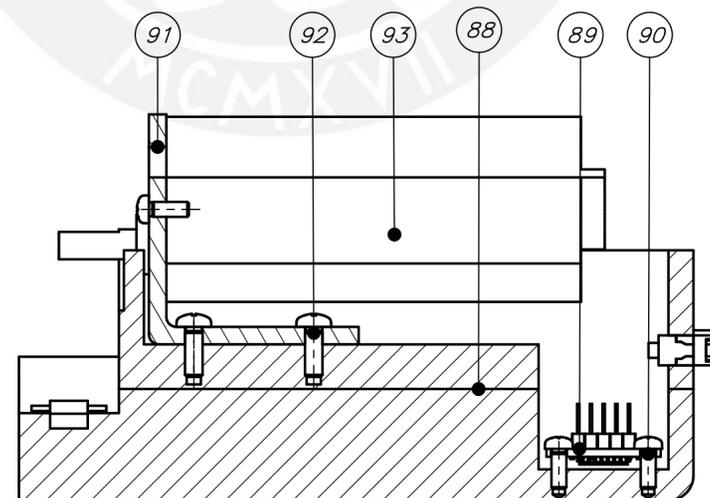
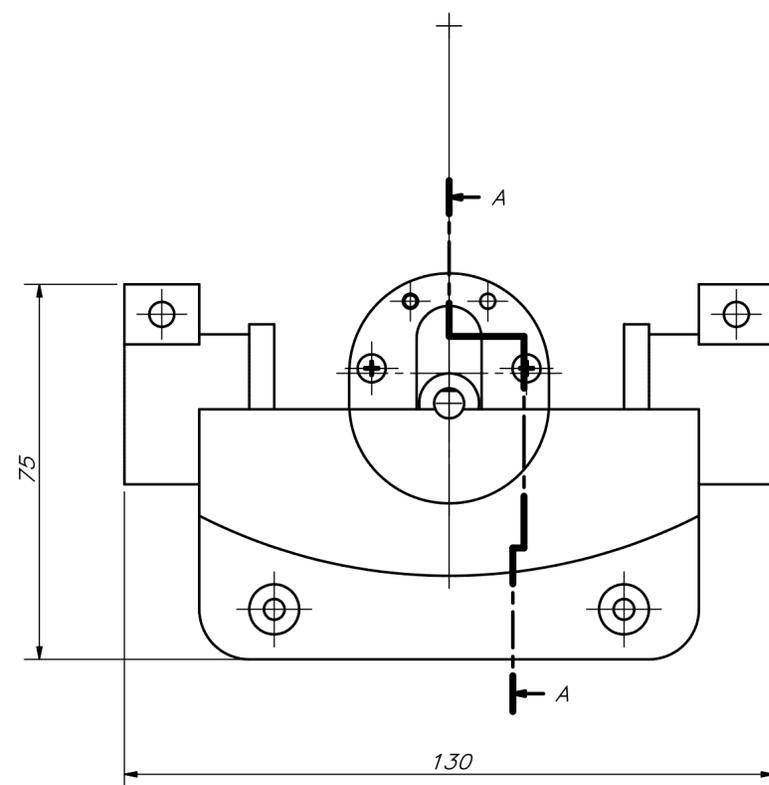
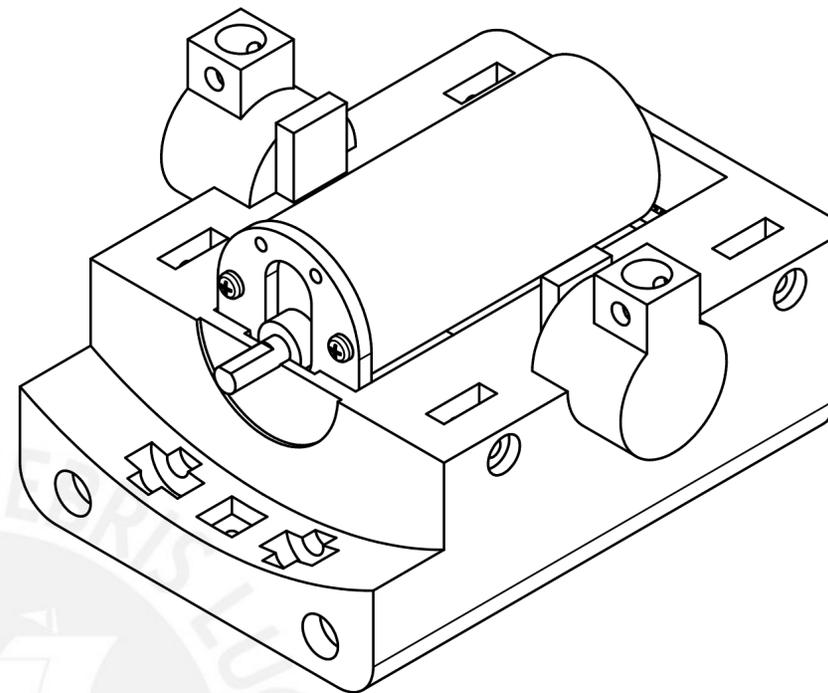
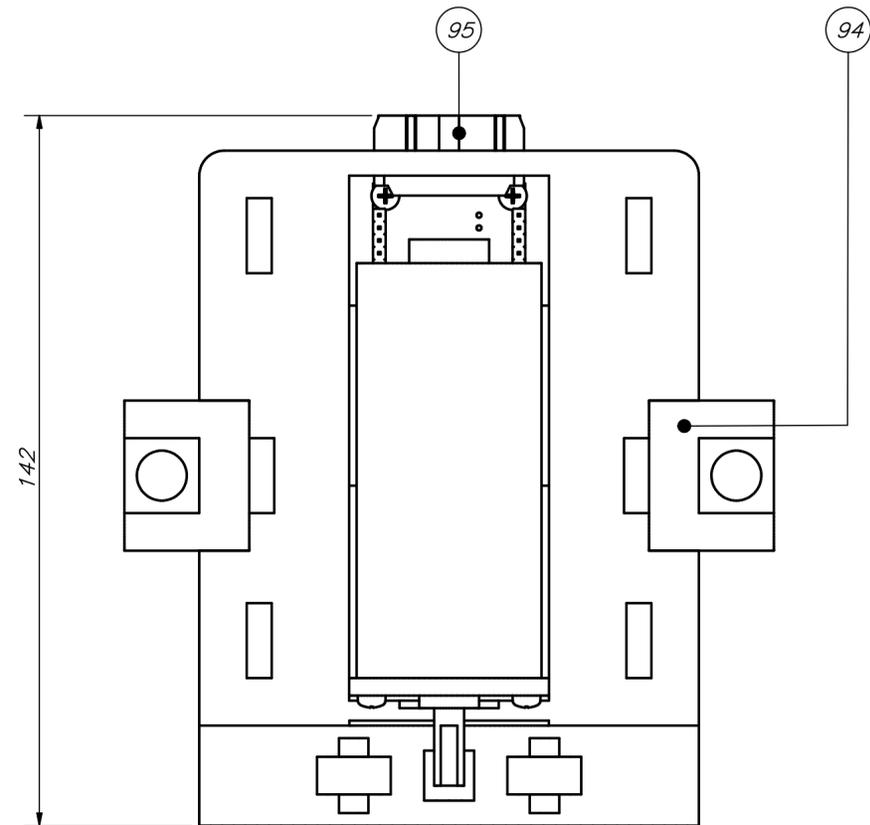
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA
 DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PARA EL CODO PARA PERSONAS CON DIFICULTAD LATERAL.
 SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE FLEXIÓN DE CODO PARTE II
 20130588 LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOSMARTIN
 ESCALA 1:1
 FECHA: 2023.10.09
 LÁMINA: 03-40-E



SECCIÓN A-A

87	2	Tuercas hexagonales M5	ISO 4035	Acero A2	
86	2	Tornillo Phillips M5 x 20	ISO 7045	Acero A2	
85	2	Cilindro soporte	AlSi 1020		D: 10 mm L: 73 mm
84	4	Tuercas hexagonales M3	ISO 4035	Acero A2	
83	4	Tornillo Phillips M3 x 30	ISO 7045	Acero A2	
82	1	Conector rotatorio superior derecho		Plástico PLA	
81	1	Conector rotatorio superior izquierdo		Plástico PLA	
80	2	Contenedor de pieza de bloqueo		Plástico PLA	
79	1	Pieza de bloqueo derecha		Plástico PLA	
78	1	Pieza de bloqueo izquierda		Plástico PLA	
77	1	Conector Rotatorio Inferior izquierdo		Plástico PLA	
76	1	Conector rotatorio inferior derecho		Plástico PLA	
75	2	Resorte flexión muñeca		INOX 304	
74	1	Botón		Plástico PLA	
73	2	Resortes para la empuñadura		INOX 304	
72	2	Celda de carga			Capacidad: 50 kg
71	1	Empuñadura		Plástico PLA	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE FLEXIÓN DE MUÑECA	ESCALA 1:1
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOS MARTÍN	FECHA: 2023.10.09 LÁMINA: 04-A1-E

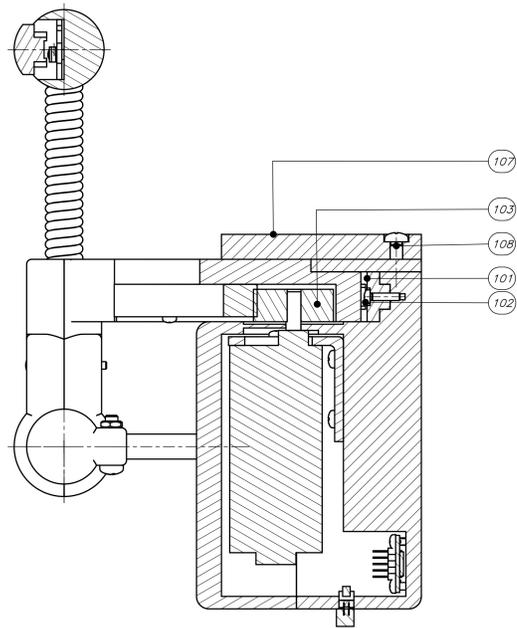


CORTE A-A

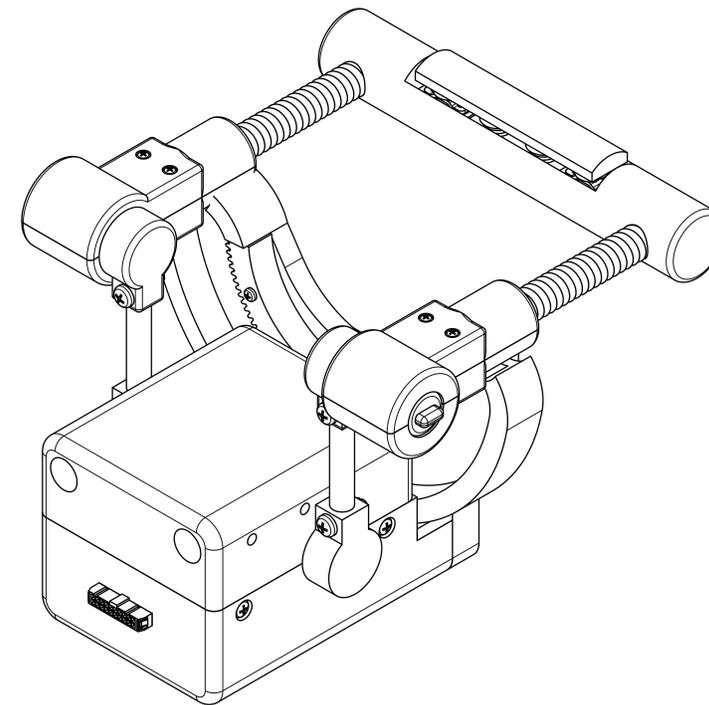
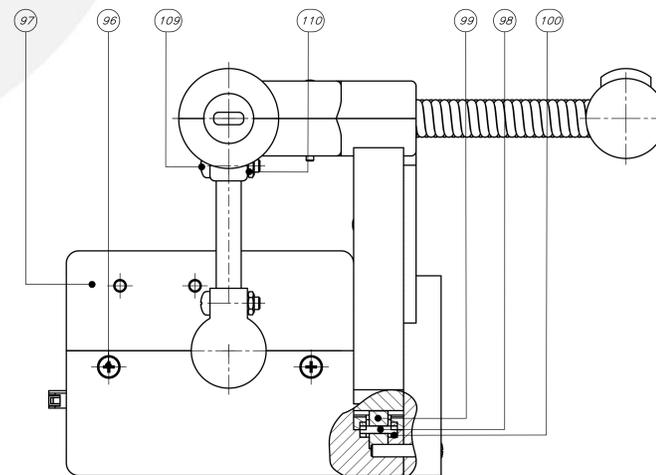
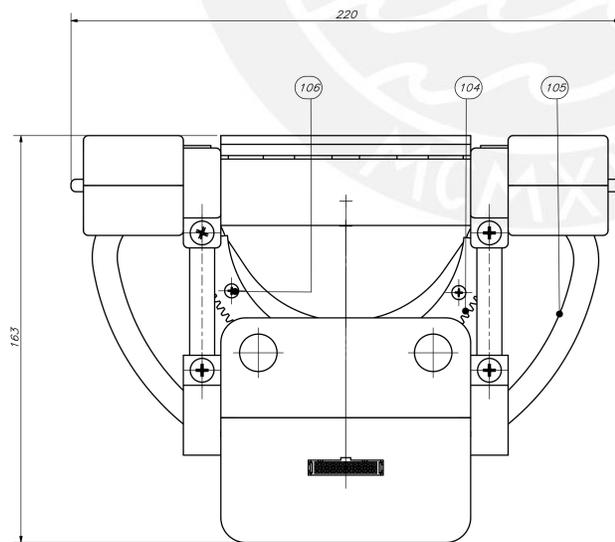
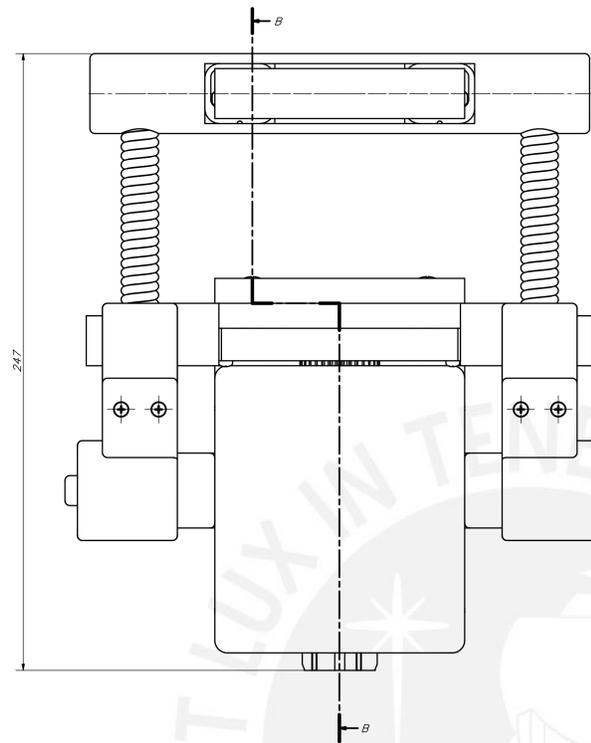
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
95	1	Conector IDC (hembra)			20 pines
94	2	Sujetador contenedor		Plástico PLA	
93	1	Motor DC con encoder			KindMotor T: 0.11N.m
92	4	Tornillo Phillips M3,5 x 10	ISO 7045	Acero A2	
91	1	Soporte de montaje para motor DC			D: 37 mm
90	6	Tornillo Phillips M3 x 8	ISO 7045	Acero A2	
89	1	Amplificador HX711			
88	1	Cont. inf. del subsistema de pronación		Plástico PLA	

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

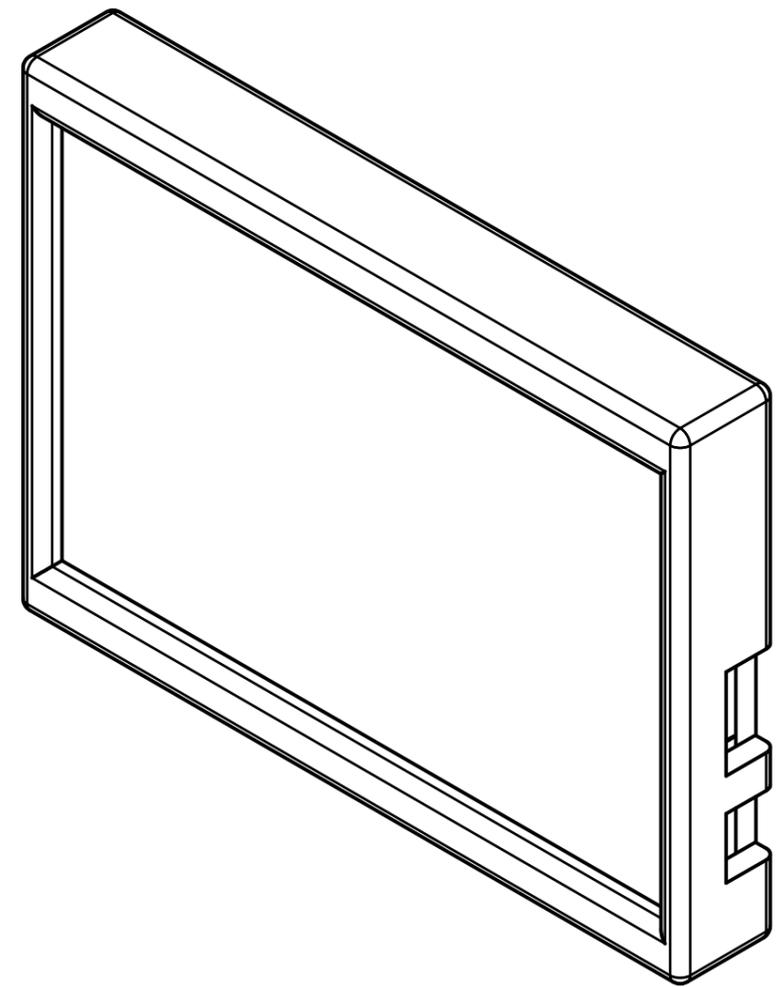
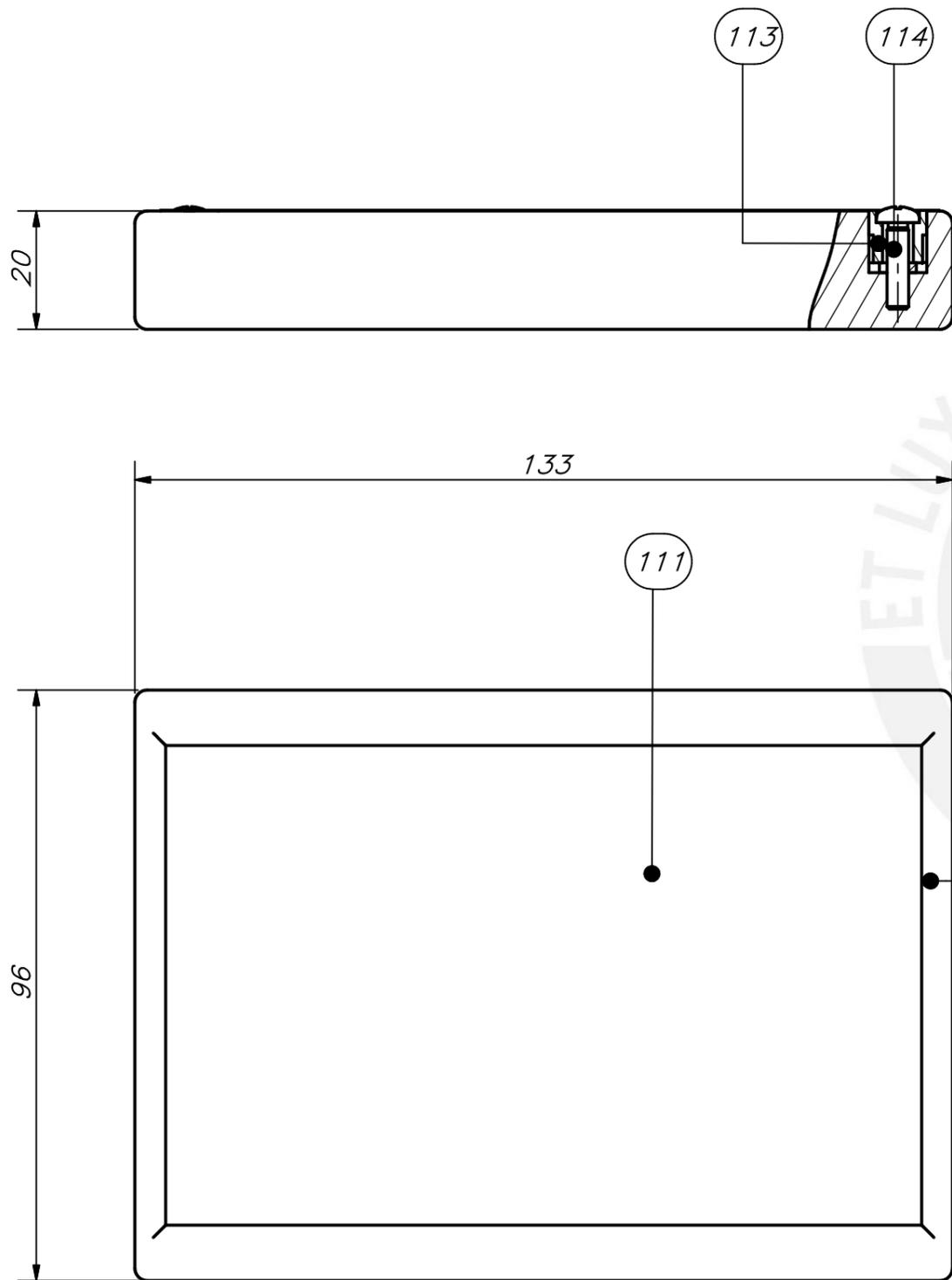
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DESCRIPCIÓN	ESCALA
	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA DE PRONACIÓN DE ANTEBRAZO I	1:1
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOS MARTÍN	FECHA: 2023.10.09
		LÁMINA: 05-A2-E



SECCIÓN B-B



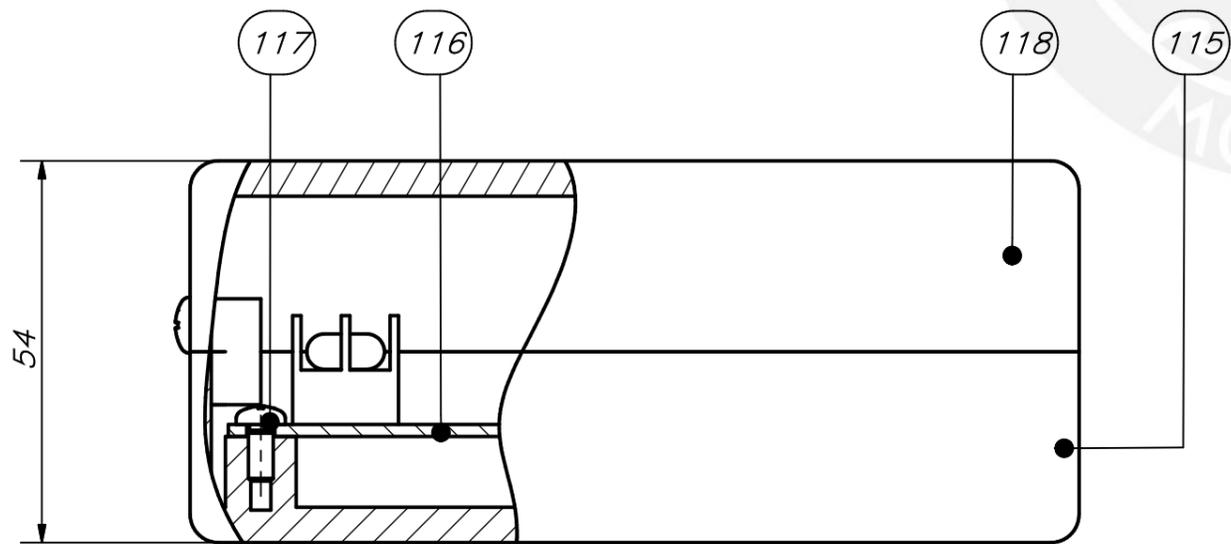
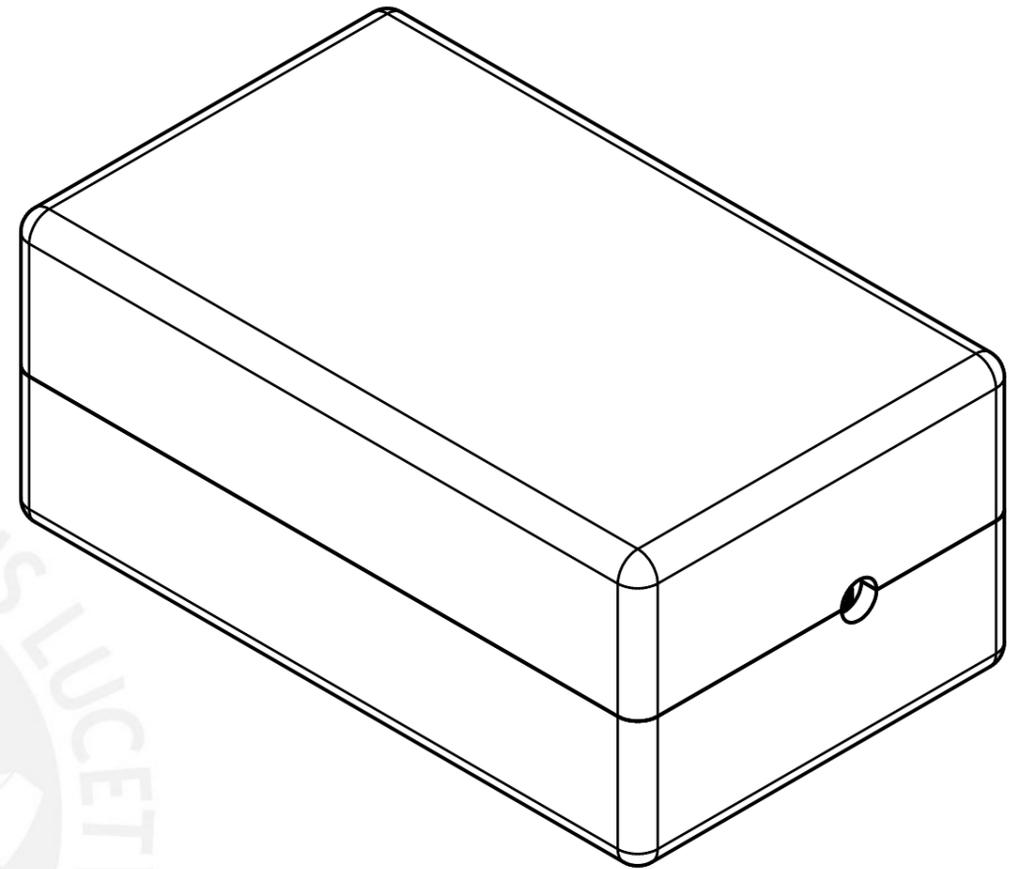
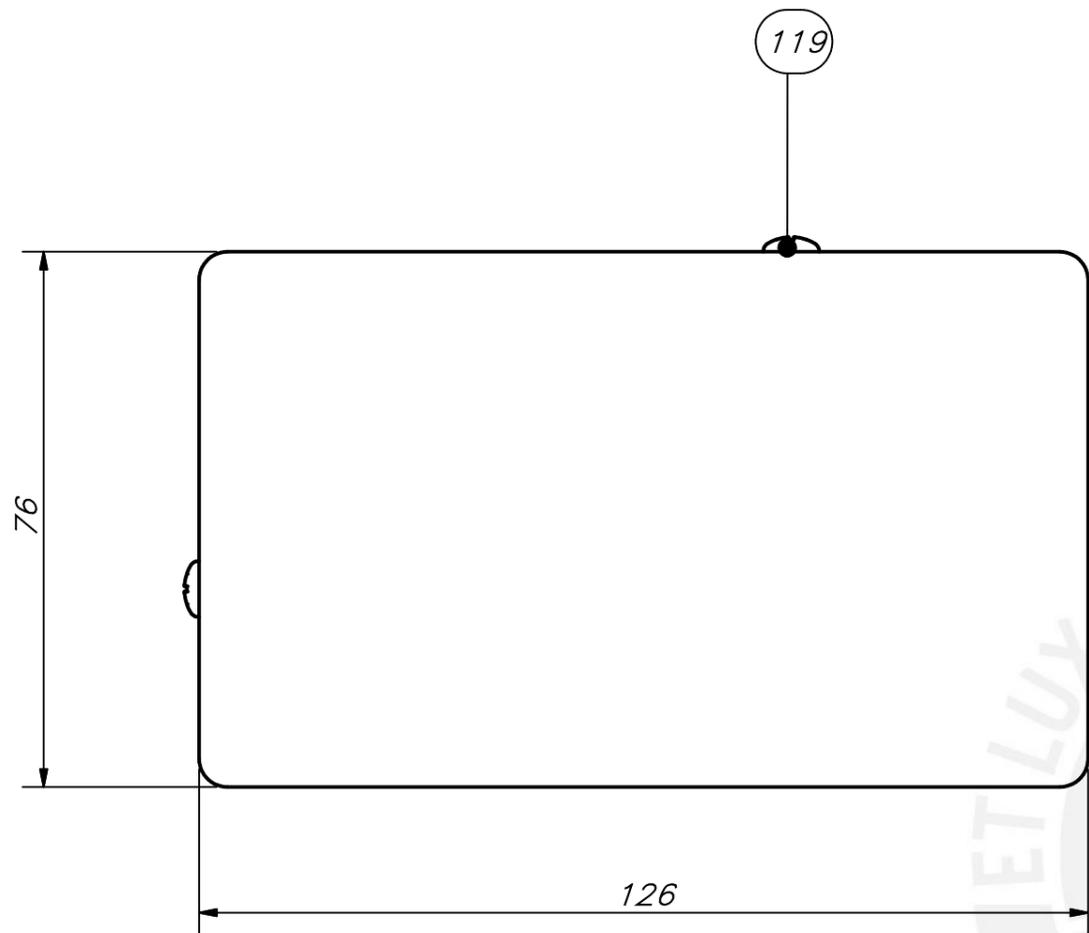
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
110	2	Tuercas hexagonales M5	ISO 4035	Acero A2	
109	2	Tornillo Phillips M5 x 20	ISO 7045	Acero A2	
108	2	Tornillo Phillips M5 x 25	ISO 7045	Acero A2	
107	1	Sujecor pronación		Plástico PLA	
106	2	Tornillo Phillips M3 x 20	ISO 7045	Acero A2	
105	1	Soporte rotatorio de pronación		Plástico PLA	
104	1	Engranaje antebrazo pronación		AISI 1020	
103	1	Engranaje para motor DC pronación		AISI 1020	
102	1	Tornillo Phillips M3 x 12	ISO 7045	Acero A2	
101	1	Sujecor ruedas pronación		Plástico PLA	
100	4	Rodamiento			3 x 6 x 2.5 mm
99	2	Rueda		TPE	3 x 15 x 7.5 mm
98	2	Eje ruedas libres		Acero	Ø: 3 mm L: 15 mm
97	1	Contenedor superior de sub-sistema de pronación		Plástico PLA	
96	4	Tornillo Phillips M4 x 20	ISO 7045	Acero A2	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA <small>DERECHO DE AUTOR RESERVADO. TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN SIN AUTORIZACIÓN PREVIA.</small>					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PARA SUBENSAMBLE DEL SUBSISTEMA PRONACIÓN DE ANTEBRAZO II			ESCALA 1:1
20130588		LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOSMARTIN			FECHA: 2023.10.09 LÁMINA: 06-A0-E



114	4	Tornillo Phillips M3.5 x 14	ISO 7045	Acero A2	
113	1	Tapa de contenedor de pantalla		Plástico PLA	
112	1	Contenedor de pantalla		Plástico PLA	
111	1	Pantalla táctil			5" con conexión HDMI
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

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

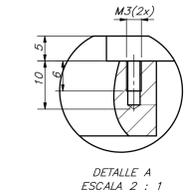
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL	ESCALA
	INTERFAZ DE USUARIO	1:1
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOS MARTÍN	FECHA: 2023.10.09
		LÁMINA: 07-A3-E



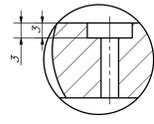
119	2	Tornillo Phillips M4 x 8	ISO 7045	Acero A2	
118	1	C. alta para adaptador de energía		Plástico PLA	
117	4	Tornillo Phillips M3.5 x 8	ISO 7045	Acero A2	
116	1	Adaptador de energía			V.máx:36V C.máx:5A
115	1	C. baja para adaptador de energía		Plástico PLA	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

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

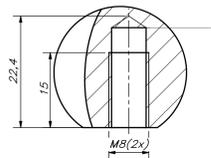
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL	ESCALA
	ADAPTADOR DE ENERGÍA	1:1
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOS MARTÍN	FECHA: 2023.10.09
		LÁMINA: 08-A3-E



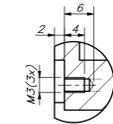
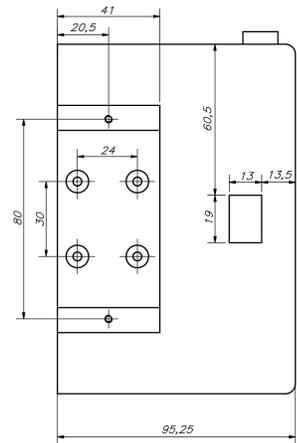
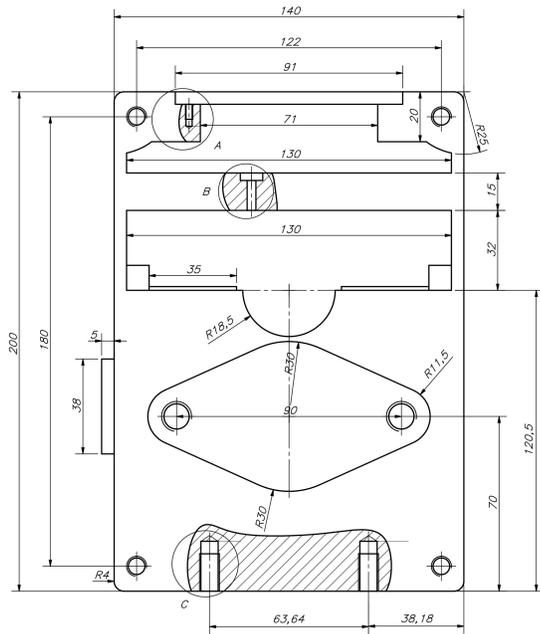
DETALLE A
ESCALA 2 : 1



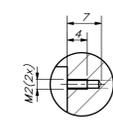
DETALLE B
ESCALA 2 : 1



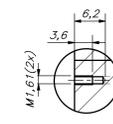
DETALLE C
ESCALA 2 : 1



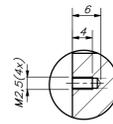
DETALLE E
ESCALA 2 : 1



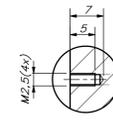
DETALLE F
ESCALA 2 : 1



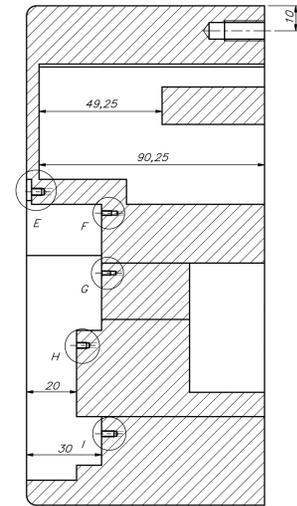
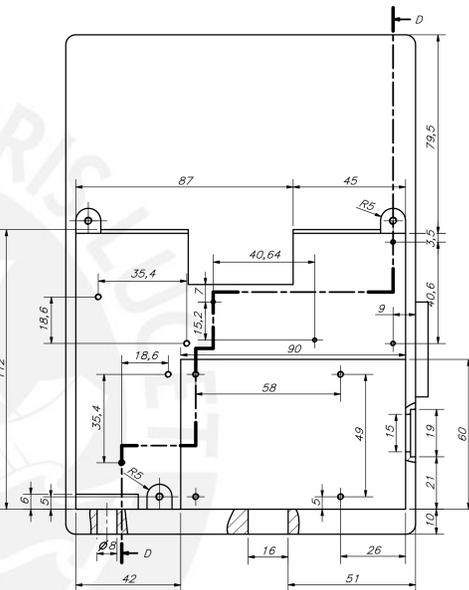
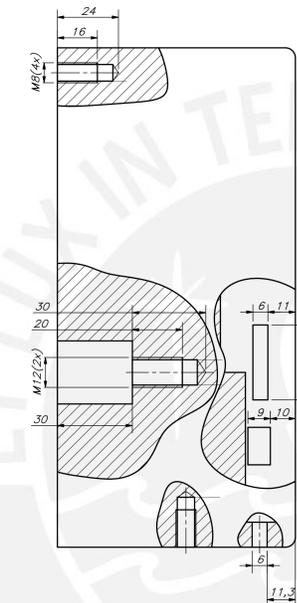
DETALLE G
ESCALA 2 : 1



DETALLE H
ESCALA 2 : 1

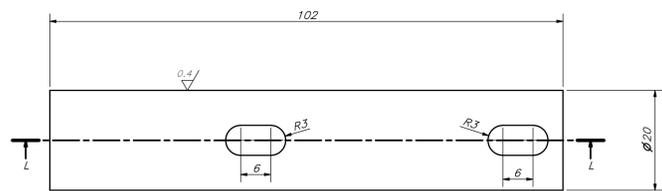


DETALLE I
ESCALA 2 : 1

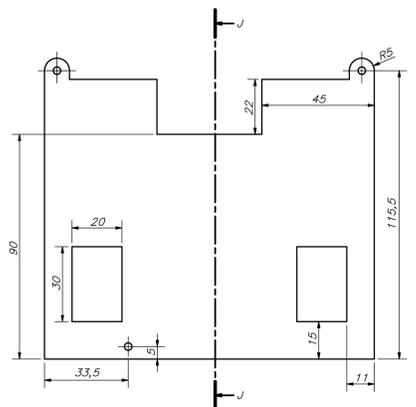


SECCIÓN D-D

POSICIÓN: 26
DESCRIPCIÓN: CONTENEDOR FLEXIÓN DE CODO (POSTERIOR)
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA 1:1

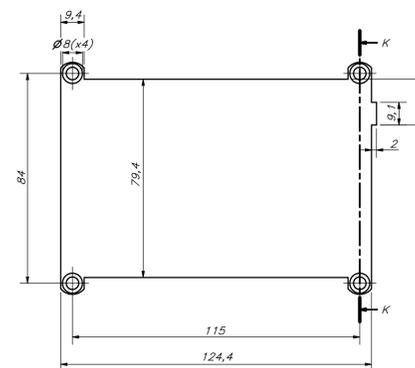


SECCIÓN L-L



SECCIÓN J-J

POSICIÓN: 46
DESCRIPCIÓN: TAPA PROTECTORA DE CIRCUITOS
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 1:1

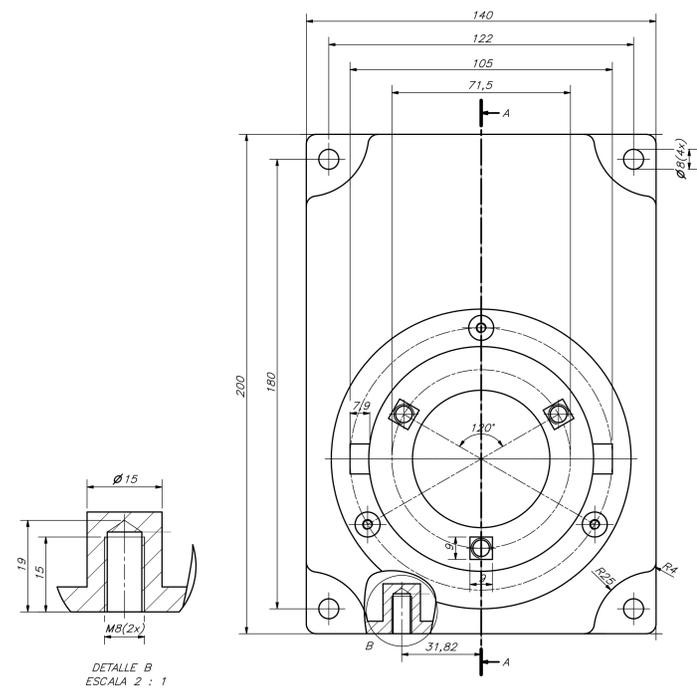


SECCIÓN K-K

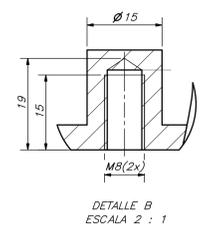
POSICIÓN: 113
DESCRIPCIÓN: TAPA DE CONTENEDOR PANTALLA
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA 1:1

POSICIÓN: 36
DESCRIPCIÓN: EJE TRANSMISOR PARA FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: AISI 1020
ESCALA: 1:1

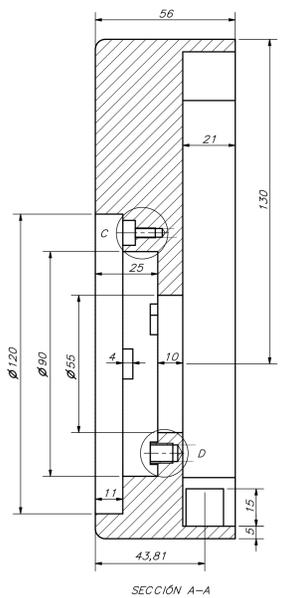
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
100% FDM	DEPOSICIÓN FLUIDA ±0,2	INDICADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISÑO DE UN DISPOSITIVO DE REMEDIACIÓN POSTERIOR DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITO LATERAL	ESCALA
	ITEM 26, 33, 36 Y 113	INDICADA
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOSMARTIN	FECHA: 2023.10.09 LÁMINA: 09-A0-D



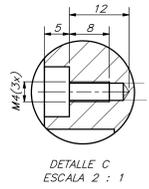
POSICIÓN: 51
DESCRIPCIÓN: CONTENEDOR FLEXION DE CODO (FRONTAL)
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA 1:1



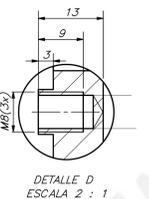
DETALLE B
ESCALA 2 : 1



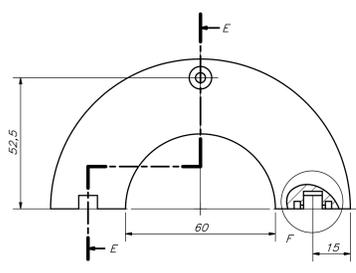
SECCIÓN A-A



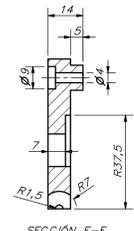
DETALLE C
ESCALA 2 : 1



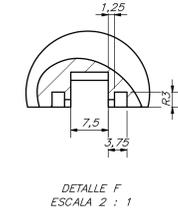
DETALLE D
ESCALA 2 : 1



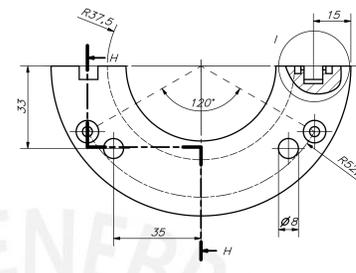
POSICIÓN: 61
DESCRIPCIÓN: TAPA (SUPERIOR) RODAMIENTO EJE FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA 1:1



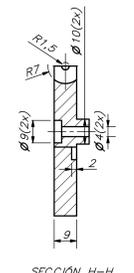
SECCIÓN E-E



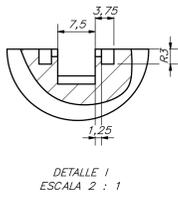
DETALLE F
ESCALA 2 : 1



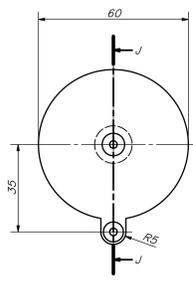
POSICIÓN: 55
DESCRIPCIÓN: TAPA (INFERIOR) RODAMIENTO EJE FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA 1:1



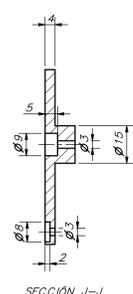
SECCIÓN H-H



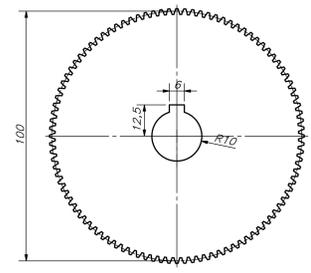
DETALLE I
ESCALA 2 : 1



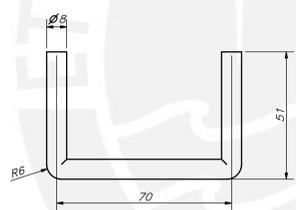
POSICIÓN: 65
DESCRIPCIÓN: TAPA EJE FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 1:1



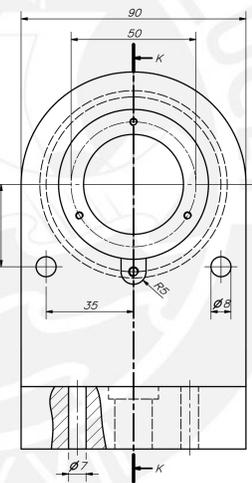
SECCIÓN J-J



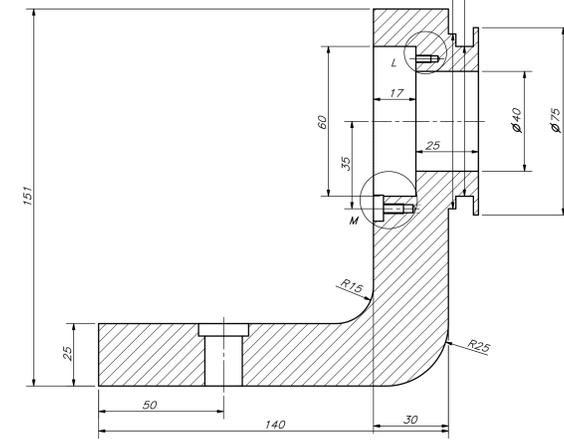
POSICIÓN: 49
DESCRIPCIÓN: ENGRANAJE DE FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: AISI 1020
ANCHO DE CARA: 10 mm
PASO: 3.14 mm
MÓDULO: 1
PROFUNDIDAD: 2.25 mm
ESCALA 1:1



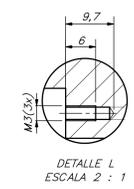
POSICIÓN: 19
DESCRIPCIÓN: BLOQUEO DE FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: AISI 1020
ESCALA 1:1



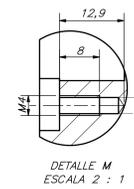
POSICIÓN: 57
DESCRIPCIÓN: SOPORTE ROTATORIO DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA 1:1



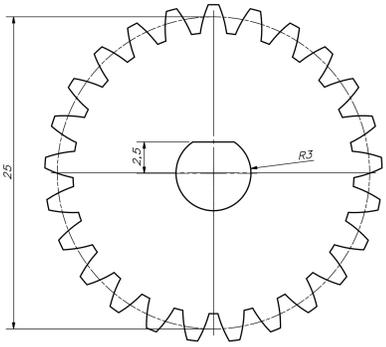
SECCIÓN K-K



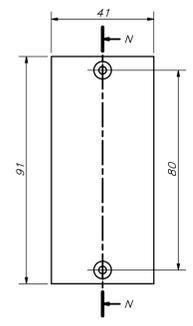
DETALLE L
ESCALA 2 : 1



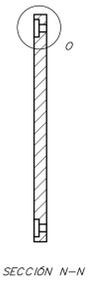
DETALLE M
ESCALA 2 : 1



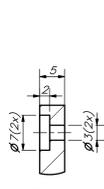
POSICIÓN: 50
DESCRIPCIÓN: ENGRANAJE DE MOTOR DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: AISI 1020
ANCHO DE CARA: 10 mm
PASO: 3.14 mm
MÓDULO: 1
PROFUNDIDAD: 2.25 mm
ESCALA 5:1



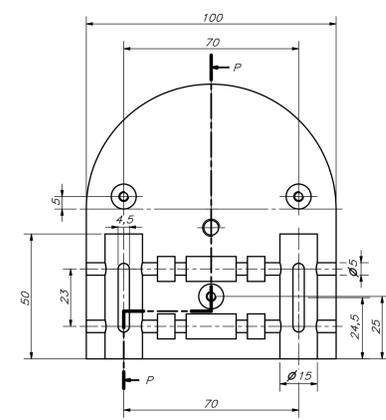
POSICIÓN: 33
DESCRIPCIÓN: TAPA PARA MOTOR DE FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 1:1



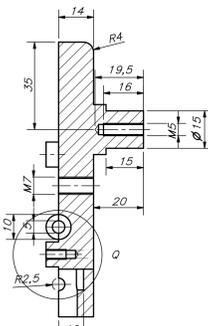
SECCIÓN N-N



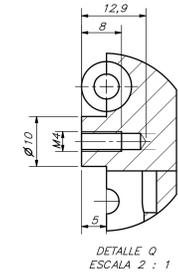
DETALLE O
ESCALA 2 : 1



POSICIÓN: 68
DESCRIPCIÓN: SOPORTE DE CODO (INFERIOR)
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 1:1

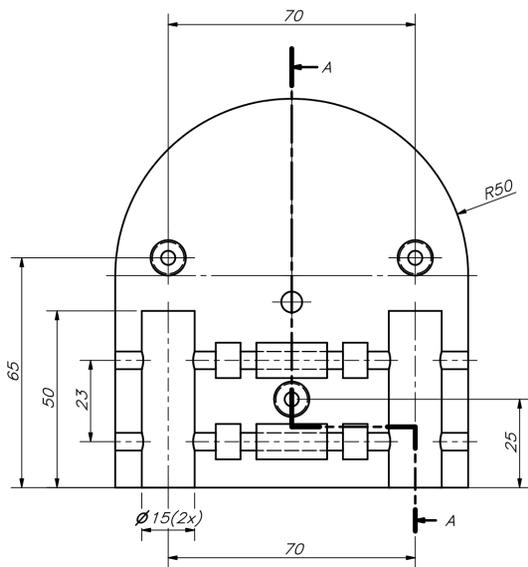


SECCIÓN P-P

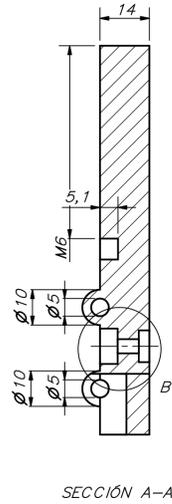


DETALLE Q
ESCALA 2 : 1

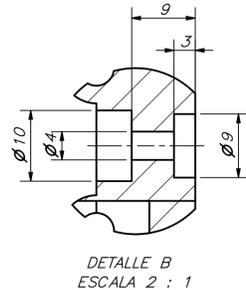
ACABADO SUPERFICIAL 1:50 FDM	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA 4.0/2	MATERIAL INDICADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REMEDIACIÓN PORTATIL DE CODO PARA PERSONAS CON ESPONDILITIS LATERAL	ESCALA INDICADA
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOSMARTIN	FECHA: 2023.10.09 LÁMINA: 10-A0-D



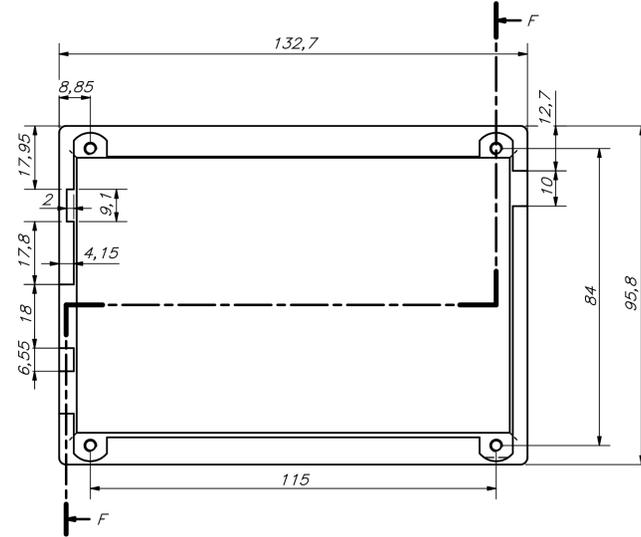
POSICIÓN: 12
DESCRIPCIÓN: SOPORTE DE CODO (SUPERIOR)
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 1:1



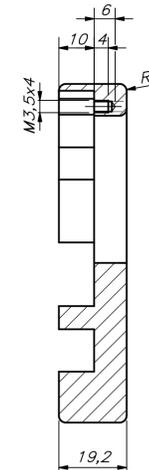
SECCIÓN A-A



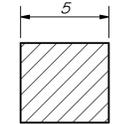
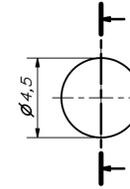
DETALLE B
ESCALA 2 : 1



POSICIÓN: 112
DESCRIPCIÓN: CONTENEDOR DE PANTALLA
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 1:1

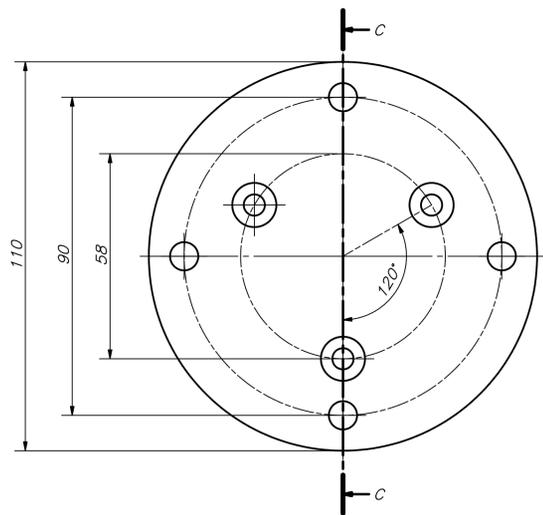


SECCIÓN F-F

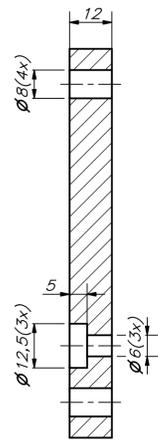


SECCIÓN G-G

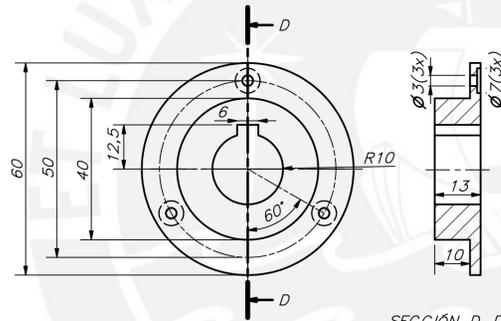
POSICIÓN: 11
DESCRIPCIÓN: TOPE EXTENSIÓN DE ANTEBRAZO
CANTIDAD: 2
MATERIAL: PLA
ESCALA: 5:1



POSICIÓN: 5
DESCRIPCIÓN: UNIÓN PARA SOPORTE REGULA ALTURA
CANTIDAD: 1
MATERIAL: ACERO AISI 1020
ESCALA: 1:1

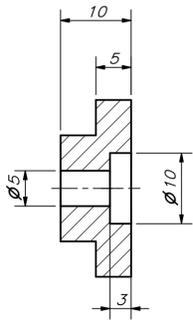
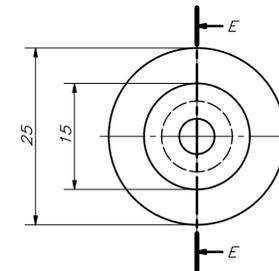


SECCIÓN C-C



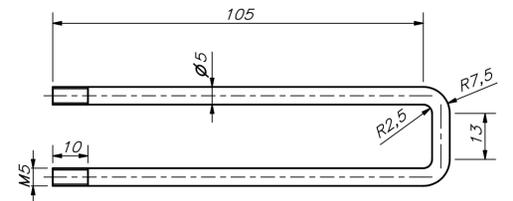
POSICIÓN: 63
DESCRIPCIÓN: ACOPLE PARA FLEXIÓN DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: AISI 1020
ESCALA: 1:1

SECCIÓN D-D

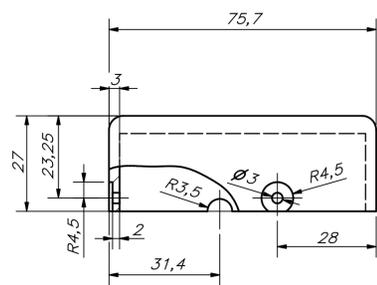


SECCIÓN E-E

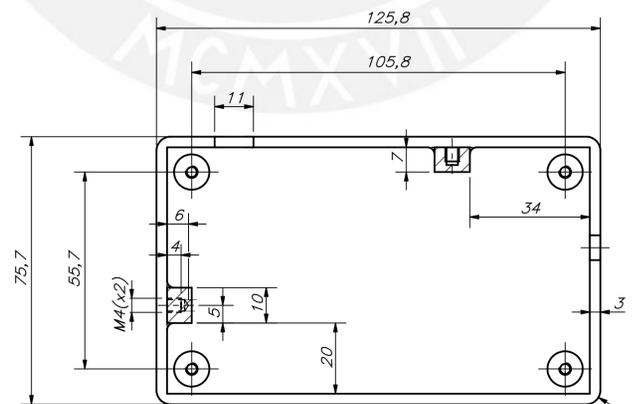
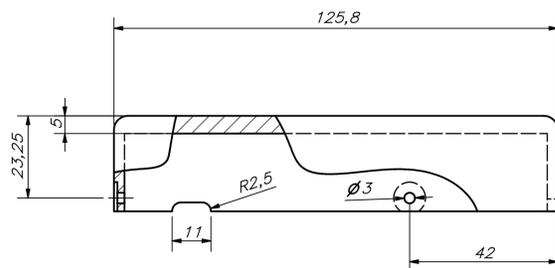
POSICIÓN: 69
DESCRIPCIÓN: PIEZA RETENEDORA DE SOPORTE DE CODO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 2:1



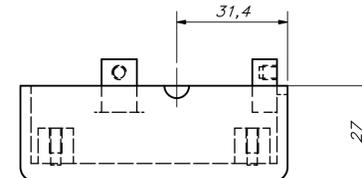
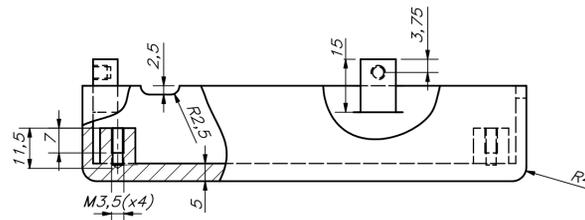
POSICIÓN: 13
DESCRIPCIÓN: PIN DOBLE DE BLOQUEO
CANTIDAD: 1
MATERIAL: ACERO AISI 1020
ESCALA: 1:1



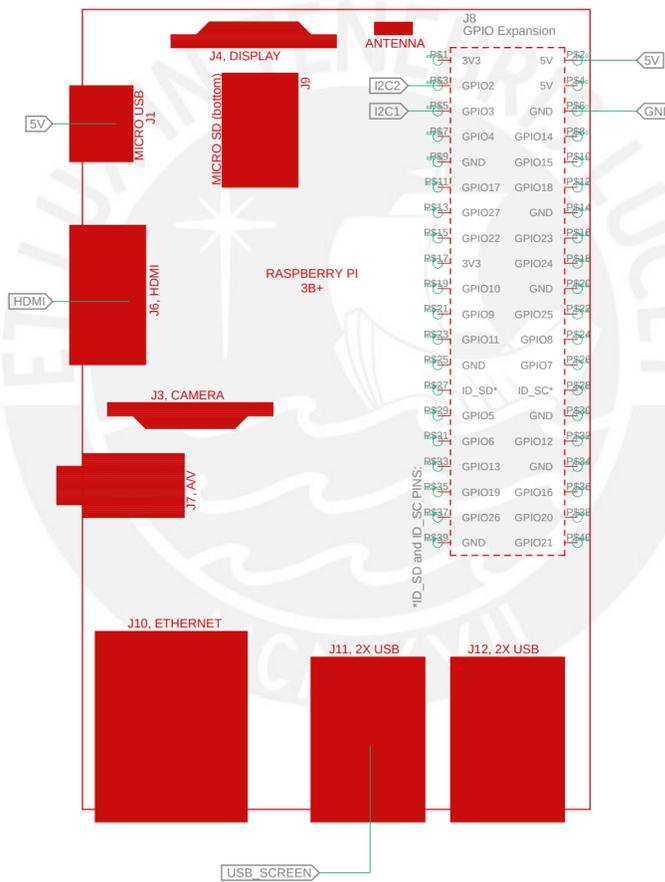
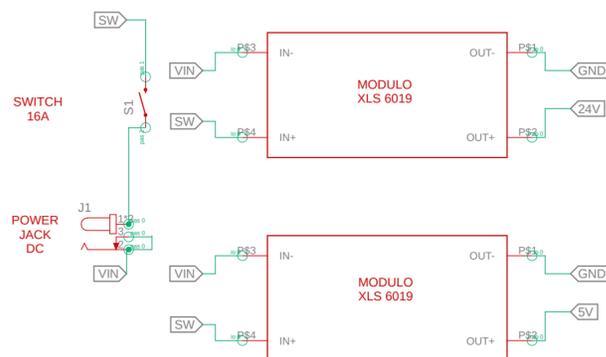
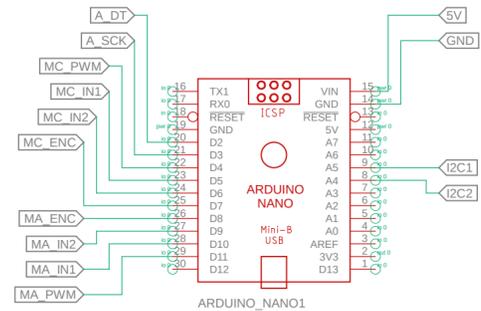
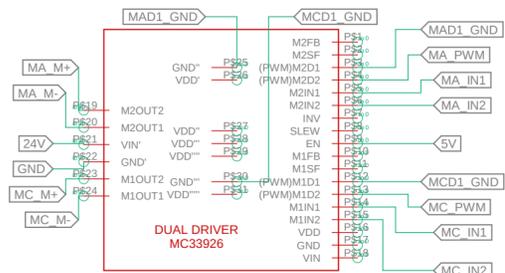
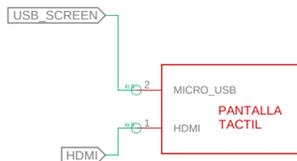
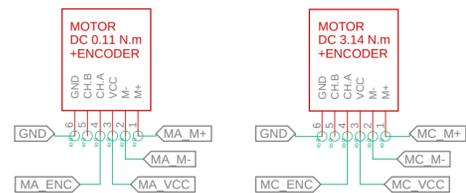
POSICIÓN: 118
DESCRIPCIÓN: CARCASA ALTA PARA ADAPTADOR DE ENERGIA
CANTIDAD: 1
MATERIAL: ACERO AISI 1020
ESCALA: 1:1



POSICIÓN: 115
DESCRIPCIÓN: CARCASA BAJA PARA ADAPTADOR DE ENERGIA
CANTIDAD: 1
MATERIAL: PLA
ESCALA: 1:1



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
100 / FDM	DEPOSICIÓN FUNDIDA ±0.2	INDICADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL	ESCALA
	ITEM 5, 11, 12, 13, 63, 69, 112, 115 Y 118	INDICADA
20130588	LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOS MARTÍN	FECHA: 2023.10.09
		LÁMINA: 11-A1-D



1	Amplificador HX711	-	05-A2-E
2	Celda de carga - 50 Kg.	-	04-A1-E
1	Pantalla Tactil de 5" con HDMI	Waveshare	07-A3-E
1	Raspberry Pi 3B+	Raspberry Pi F.	02-A1-E
2	Modulo XLS 6019	-	02-A1-E
1	Power Jack DC 5.5 mm x 2.1 mm	-	02-A1-E
1	Switch 16A - 240V	-	02-A1-E
1	Arduino Nano	Arduino	02-A1-E
1	Dual driver MC33926	Pololu	02-A1-E
1	Motor DC con encoder 0.11 N.m	Kind Motor	05-A2-E
1	Motor DC con encoder 3.14 N.m	Kind Motor	02-A1-E
Cantidad	Componente	Fabricante	Ubicación

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

DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL DE CODO PARA PERSONAS CON EPICONDILITIS LATERAL
DIAGRAMA DE CONEXIONES
DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE CODO

ESCALA
1:1

20130588

LEÓN VILLAR, MÁXIMO CARLOSMARTÍN

FECHA:
2023.10.09

LÁMINA:
14-A3-C