



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE QUITO

CARRERA DE MECATRÓNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA BANDA CAMINADORA CON
SUSPENSIÓN TORÁCICA PARA PACIENTE CON PARÁLISIS CEREBRAL
INFANTIL**

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:

INGENIERO EN MECATRÓNICA

AUTORES: BRYAN ALEXANDER MORALES SIMBAÑA

ADRIÁN ALEXANDER CHAMORRO JIMÉNEZ

TUTOR: RENÉ PATRICIO QUITIAQUEZ SARSOZA

Quito-Ecuador

2024

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Bryan Alexander Morales Simbaña, con documento de identificación N°1725505489 y Adrián Alexander Chamorro Jiménez, con documento de identificación N°1752335891; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, septiembre del año 2024

Atentamente,



Bryan Alexander Morales Simbaña
1725505489



Adrián Alexander Chamorro Jiménez
1752335891

CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

Nosotros, Bryan Alexander Morales Simbaña, con documento de identificación N°1725505489 y Adrián Alexander Chamorro Jiménez, con documento de identificación N°1752335891, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Dispositivo Tecnológico: “Diseño y construcción de una banda caminadora con suspensión torácica para paciente con parálisis cerebral infantil”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, septiembre del año 2024

Atentamente,



Bryan Alexander Morales Simbaña

1725505489



Adrián Alexander Chamorro Jiménez

1752335891

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, René Patricio Quitiaquez Sarsoza con documento de identificación N° 1710597269, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA BANDA CAMINADORA CON SUSPENSIÓN TORÁCICA PARA PACIENTE CON PARÁLISIS CEREBRAL INFANTIL, realizado por Bryan Alexander Morales Simbaña, con documento de identificación N°1725505489 y por Adrián Alexander Chamorro Jiménez, con documento de identificación N°1752335891, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Dispositivo Tecnológico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, septiembre del año 2024

Atentamente,


Ing. René Patricio Quitiaquez Sarsoza. Mgtr

1710597269

AGRADECIMIENTO

Agradezco a la Universidad Politécnica Salesiana por brindarme los conocimientos y herramientas necesarias para formarme día tras día como persona y como profesional, a nuestro maestro y tutor René Patricio Quitiaquez Sarzosa, por su guía, ayuda y tolerancia durante toda nuestra etapa académica y el desarrollo de este trabajo de titulación.

A todos los docentes que formaron parte de este memorable viaje, por brindarme cada ápice de conocimiento, ser aquella fuente de inspiración y ejemplo.

A mis padres, por haber sido pilares fundamentales y gestores de todo este proceso, sin su amor incondicional nada de esto podría ser una realidad, a mis hermanos y sus familias, por brindarme ese espacio en su vida y ser aquel apoyo incondicional que me permitía soñar con cada nueva meta.

A mi compañero y amigo Adrián "Chamorrillo", por formar parte en esta etapa importante de mi vida y brindarme su apoyo y dedicación en la realización del proyecto que pone fin a los años más memorables de esta etapa.

A mis compañeros y amigos que han sido parte irremplazable de esta travesía, cada experiencia, palabra o momento le brindo aquel toque inolvidable a la misma.

Bryan Alexander Morales Simbaña

Expreso mi profundo agradecimiento a la Universidad Politécnica Salesiana, una institución que ha sido el cimiento fundamental para mi desarrollo tanto profesional como personal a lo largo de estos años. Agradezco sinceramente a todos los docentes y personal académico que han contribuido a mi formación. En especial, mi gratitud hacia nuestro tutor, René Patricio Quitiaquez Sarzosa, cuya guía y colaboración han sido esenciales en la realización de este trabajo de titulación.

A mis padres, les dedico un agradecimiento sincero por su apoyo incondicional a lo largo de todo este proceso. Su amor constante y comprensión han sido el sostén emocional que me ha impulsado a alcanzar mis metas académicas. A mis hermanas, agradezco profundamente por brindarme un espacio en sus vidas y por ser un apoyo inquebrantable en mi camino académico.

Un reconocimiento especial merece mi compañero y amigo Bryan "Moralitos". Su generosidad al permitirme formar parte de este proyecto, así como su apoyo, dedicación y tiempo invertidos, han sido fundamentales en el éxito de esta etapa. Este trabajo no solo representa un logro académico, sino también los momentos más memorables compartidos durante estos años.

A mis compañeros y amigos que han sido parte de esta travesía, agradezco cada experiencia compartida y el apoyo brindado a lo largo de los semestres. Cada uno de ustedes ha contribuido a crear un ambiente enriquecedor que ha hecho de esta etapa una experiencia inolvidable.

Adrián Alexander Chamorro Jiménez

DEDICATORIA

A mis eternos y amados padres, Ángel Morales y Elvia Simbaña, quienes son mi principal ejemplo de vida, gracias por permanecer a mi lado aun en los peores momentos, por enseñarme los valores fundamentales que a día de hoy moldean cada aspecto de mi ser, por ser esa fortaleza inquebrantable que mantuvo a flote mi cordura y ganas de seguir adelante, por permitir que mi sueño se vuelva una realidad, aun sabiendo que debían sacrificarlo todo para conseguirlo, no existe manera para expresar todo lo que significan en mi vida y una vida no es suficiente para retribuir todo lo que hacen por mí, llevo impregnado en mi alma lo trascendente que fue, es y será su amor incondicional, gracias por creer en mi e impulsarme a luchar un día más...

A mis hermanos, Vlady y Paul, fuente perenne de inspiración y ejemplo, ustedes son todo aquello a lo que aspiro a ser, esa meta que intenté alcanzar a lo largo de los años mientras perseguía sus pasos, gracias por brindarme ese apoyo incondicional a su manera, por cada palabra de aliento, por cada jalón de oreja, por cada momento juntos y enseñarme que los lazos que forjamos van mucho más allá de las palabras en cada uno de esos momentos, sin importar el tiempo o la distancia, siempre estaremos ahí, extendiendo la mano, sujetando el uno del otro.

A mis sobrinos, Melany, Kevin, Haide, Benjamín e Ian, espero poder sembrar en ustedes aquella semilla que les permita soñar con alcanzar mucho más de lo que las generaciones pasadas lograron, nunca se conformen con lo que el mundo intenta enseñarles, abran los ojos y descubran que hay más allá, con su propia convicción.

A mis cuñadas, Paty y Lili, por ser ese complemento incondicional de nuestra familia, juntos formamos ese espacio cálido y seguro al que siempre podremos volver.

Gracias a todos y cada uno, este logro les pertenece, sin ustedes nada de esto podría ser una realidad, sin ustedes yo no podría ser quien soy.

Bryan.

A mis amados padres, Renso Chamorro y Araceli Jiménez, quiero expresar mi profundo agradecimiento por ser el pilar inquebrantable de mi vida. Su apoyo constante, su presencia en cada paso que doy y su inquebrantable respaldo han sido mi mayor fortaleza. Gracias por otorgarme la oportunidad de perseguir mis sueños académicos, por su incansable esfuerzo y los sacrificios que han hecho para allanarme el camino.

A mis queridas hermanas, Daniela, Bianca Chamorro, ustedes son más que simples compañeras de vida, son fuentes inagotables de inspiración. Agradezco profundamente su ayuda continua, colaboración y comprensión a lo largo de estos años. Confío plenamente en que alcanzarán con éxito sus propios sueños y los culminarán de la manera más brillante posible.

Este camino que he recorrido ha sido posible gracias al amor y apoyo de cada uno de ustedes. Juntos hemos tejido una red de apoyo sólida y valiosa que ha sido fundamental en mi desarrollo. Estoy agradecido por tener una familia tan excepcional como la nuestra, y estoy emocionado por los logros que seguiremos alcanzando juntos en el futuro. Gracias por ser mi mayor fuente de fuerza y motivación.

Adrián.

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	II
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA	III
CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	IV
AGRADECIMIENTO	V
DEDICATORIA	VI
ÍNDICE DE CONTENIDO	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	XII
ÍNDICE DE TABLAS	XV
ÍNDICE DE ANEXOS	XVI
RESUMEN	XVII
INTRODUCCIÓN	XIX
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	XX
FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	XXI
OBJETO DE ESTUDIO	XXII
JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	XXIII
OBJETIVOS	XXV
OBJETIVO GENERAL	XXV
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	XXV
Hipótesis del proyecto o la investigación	XXVI
Alcance del proyecto o la investigación	XXVI
Descripción de la estructura de los capítulos del proyecto o de la investigación	XXVII
CAPÍTULO I	1
Marco Conceptual y Teórico	1
1.1. Introducción	1
1.2. Marco teórico de la investigación	1
1.2.1. Análisis de marcha	1
1.2.2. Movimiento en plano fijo	2
1.2.3. Banda sin fin	3
1.3. Antecedentes de la investigación	3
1.3.1. Estudio de fisioterapia acuática en un hospital de rehabilitación pediátrica ..	3
1.3.2. Rehabilitación de pacientes con PCI desde el punto de vista fisioterapéutico	4

1.3.4. Efectos de la terapia de fuerza y control aeróbico en niños diagnosticados con PCI.....	5
1.3.5. Incidencia de la aplicación de la terapia intensiva frente a la terapia convencional en pacientes con PCI.....	5
1.3.6. Rutina de actividad física para estudiantes con parálisis cerebral espástica: incidencia en su actividad diaria, grasa corporal y físico general	6
1.4. Diseño de la investigación	7
1.5. Aspectos teóricos fundamentales	8
1.5.1. Mecánica de materiales	8
1.5.2. Ingeniería de diseño	8
1.5.3. Análisis de esfuerzos	8
1.5.4. Normas y regulaciones	9
1.5.5. Distribución de carga	9
1.5.6. Equilibrio y simetría	9
1.5.7. Resistencia estructural	9
1.5.8. Ergonomía y ajuste	9
CAPÍTULO II	10
Fundamentación Teórica	10
2.1. Introducción	10
2.2. Diagrama Causa-Efecto	10
2.3. Operacionalización de las variables	11
2.3.1. Individuo	11
2.3.2. Costos principales	11
2.3.3. Materiales	11
2.3.4. Fallas en materiales	13
2.3.5. Diseño	14
2.4. Análisis de las alternativas	15
2.5. Cuadro comparativo de Selección de alternativas	17
2.6. Técnicas e instrumentos	18
2.6.1. Análisis de cargas	18
2.6.2. Simulación	18
2.6.3. Sensores de posición	19
2.6.4. Tipos de banda de transporte más comunes	19
2.6.5. Controlador	19
2.6.6. Interfaz de usuario	19

2.6.7. Control de parámetro preestablecido	20
2.6.8. Algoritmo de seguridad	20
2.6.9. Optimización del consumo energético	20
2.7. Ecuaciones para los cálculos generales	20
2.7.1. Potencia mecánica	21
2.7.2. Velocidad angular	21
2.7.3. Torque	21
2.7.4. Esfuerzo permisible	22
2.7.5. Módulo de sección	22
2.7.6. Esfuerzo máximo	22
2.7.7. Esfuerzo cortante	23
2.7.8. Esfuerzo de Von Mises	23
2.7.9. Vida nominal	23
2.7.10. Diámetro medio	24
2.7.11. Factor de seguridad	24
2.7.12. Esfuerzos en juntas soldadas sometidas a flexión	24
2.7.13. Periodo	25
2.7.14. Capacitancia	25
2.7.15. Voltaje pico	26
2.7.16. Potencia eléctrica	26
2.7.17. Ley de Ohm	26
2.7.18. Cálculo del ancho de trazas para un circuito impreso	27
2.7.19. Cálculo para la capacidad de la banda	27
CAPÍTULO III	28
ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	28
3.1. Introducción	28
3.2. Descripción de la situación actual	28
3.3. Cálculos y Selección	28
3.3.1. Descripción de los componentes mecánicos	28
3.3.2. Cálculos de las fuerzas actuantes	31
3.3.3. Análisis de transmisión entre poleas	33
3.3.4. Cálculo de reacción sobre la viga de soporte	34
3.3.5. Análisis de resistencia a la fluencia	37
3.3.6. Cálculo de la soldadura en el punto de unión de la viga de soporte	38

3.3.7. Cálculos de la banda transportadora	39
3.3.8. Cálculo y selección de pernos	45
3.3.9. Cálculos parte eléctrica	48
3.4. Diseño del sistema de control para motores DC	51
3.5. Simulación del proceso	55
3.5.1 Rectificador de onda completo	55
3.5.2 Prueba del funcionamiento de la tarjeta de control y alimentación	57
3.5.3 Programa de control de velocidad y giro	58
3.5.4 Simulación de Von Mises en SolidWorks de la estructura de soporte	60
3.6. Implementación	61
3.7. Análisis y testeo de la máquina	63
3.7.1. Semana de adaptación	63
3.7.2. Semana de comparación	63
3.7.3. Valores máximos de la máquina	66
3.7.4. Valores recomendados de operación	66
3.8. Manual de Operación	67
3.8.1. Descripción general	67
3.8.2. Disposición de la máquina	67
3.8.3. Instrucciones para la puesta en marcha y apagado	68
3.8.4. Disposición de la botonera	70
3.9. Manual de mantenimiento	71
4.5.1. Mantenimiento de la estructura	72
4.5.2. Mantenimiento del sistema de control	72
4.5.3. Mantenimiento de la banda de transporte	72
4.5.4. Frecuencia de mantenimiento	72
CAPÍTULO IV	73
ANÁLISIS ECONÓMICO	73
4.1. Introducción	73
4.2. Comprobación de la hipótesis	74
4.3. Comprobación de Resultados	74
4.4. Análisis de costos de la implementación del proyecto	75
4.4.1. Costos directos	75
4.4.2. Costos indirectos	75
4.4.3. Imprevistos	75

4.5. Justificación de costos	75
4.5.1. <i>Justificación de costos directos</i>	76
4.5.2. <i>Justificación de costos indirectos</i>	78
4.5.3. <i>Justificación de costos imprevistos</i>	78
4.5.4. <i>Costos totales</i>	78
4.6. Análisis económico	79
4.6.1. <i>VAN</i>	79
4.6.2. <i>TIR</i>	80
4.6.3. <i>Conclusión del estudio económico</i>	81
CONCLUSIONES	82
REFERENCIAS	84
ANEXOS	87

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. División del ciclo de marcha [2].	2
Figura 2. Diseño conceptual de una banda sin fin dual.	3
Figura 3. Entrenamiento pasivo para relajación muscular.	4
Figura 4. Entrenamiento de fuerza para fortalecer la musculación.	4
Figura 5. Ejemplificación de actividad física en pacientes con PCI.	7
Figura 6. Diagrama causa efecto para la construcción del prototipo.	11
Figura 7. Acero estructural A36 50x50mm.	12
Figura 8. Composición química de la baquelita [20].	13
Figura 9. Alternativa A.	16
Figura 10. Alternativa B.	16
Figura 11. Alternativa C.	17
Figura 12. Alternativa D.	17
Figura 13. Microcontroladores Arduino MEGA.	19
Figura 14. Primer diseño conceptual de una interfaz minimalista.	20
Figura 15. Representación del movimiento vertical.	29
Figura 16. Acople para la transmisión de movimiento de la banda-encoder.	29
Figura 17. Eje de la banda acoplado a la polea conducida del sensor.	30
Figura 18. a) Soporte para el encoder. b) Acople. c) Encoder. d) Chumacera. e) Polea conducida. f) Eje de conexión. g) Conexión eje-banda. h) Rodillo de la banda caminadora. i) Polea de la banda caminadora. j) Rodamiento. k) Banda de transmisión [32].	30
Figura 19. Sistema de sincronización de poleas para el motor 1 y 2.	31
Figura 20. Representación del sistema de sincronización de los motores 1 y 2 conectados al par de bandas caminadoras.	31
Figura 21. Representación del movimiento del usuario.	32
Figura 22. Transmisión de la velocidad del motor hacia la polea conducida.	34
Figura 23. Representación de la estructura de soporte con apoyo fijo.	34
Figura 24. a) Diagrama de carga. b) Fuerza cortante. c) Momento flector.	35
Figura 25. Especificaciones del tubo estructural cuadrado [33].	36
Figura 26. Punto de soldadura.	38
Figura 27. Banda PJ442/174J.	41
Figura 28. Diagrama de cargas para el análisis del rodillo.	42
Figura 29. Diámetro interno del rodamiento del eje.	44
Figura 30. Largo de la sección de la estructura.	45

Figura 31. Dimensiones de pernos M8 Hexagonal.	45
Figura 32. Disposición de los pernos en la banda transportadora.	46
Figura 33. Esfuerzo doble aplicado al perno.	47
Figura 34. Resistencia 50W a 6 ohmios.	50
Figura 35. Fuente de alimentación 30V, 10A.	51
Figura 36. Tarjeta para el control de los motores.	52
Figura 37. Diseño de tarjeta de alimentación en PCB.	52
Figura 38. Placa de baquelita.	53
Figura 39. Vista posterior de la placa.	54
Figura 40. LM2596 Modulo Regulador Step Down.	54
Figura 41. Pantalla LCD TFT De 2.8" Ili9341 320×240 Arduino.	54
Figura 42. Pulsador grande de 4 pines.	55
Figura 43. Par de Conectores de Aviación GX16-4 Pines Macho-Hembra.	55
Figura 44. Caja de control.	55
Figura 45. Rectificador de onda completa.	56
Figura 46. Onda senoidal de la fuente de alimentación.	56
Figura 47. Eliminación de la parte negativa de la señal.	56
Figura 48. Onda rectificada DC.	56
Figura 49. Onda rectificada continua DC.	57
Figura 50. Simulación de un puente H.	57
Figura 51. Simulación del funcionamiento del puente H mediante Arduino.	57
Figura 52. Diseño de tarjeta de alimentación en PCB.	58
Figura 53. Diagrama de flujo del funcionamiento.	59
Figura 54. Análisis de Von Mises de la estructura de soporte.	60
Figura 55. Simulación de factor de seguridad de la estructura de soporte.	60
Figura 56. Análisis de Von Mises de la estructura lateral.	61
Figura 57. Análisis 2 de Von Mises de la estructura lateral.	61
Figura 58. Instalación de los motores.	61
Figura 59. Instalación de los rodillos.	62
Figura 60. Instalación de las poleas dentro de la estructura.	62
Figura 61. Ejemplo de soldadura en la estructura.	62
Figura 62. Verificación del dimensionamiento de la unión de estructuras.	63
Figura 63. a) Elevación regulable mediante la estructura. b) División de la zona de la banda. c) Muestreo para establecer valores recomendados.	65

Figura 64. Pasos para encender la máquina.	69
Figura 65. Pasos para el apagado de la máquina.	70
Figura 66. Diseño del panel de control en AutoCAD.	70

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades químicas y mecánicas del acero de transmisión [19].	12
Tabla 2. Propiedades y usos más comunes de los plásticos termoestables [21].	13
Tabla 3: Causa y efecto principal del diseño conceptual y su construcción.	15
Tabla 4. Cuadro comparativo para la selección de alternativa.	18
Tabla 5. Resultados obtenidos durante el muestreo realizado en un periodo de dos semanas.	64
Tabla 6. Valores máximos para un correcto funcionamiento de la máquina	66
Tabla 7. Valores recomendados para un funcionamiento óptimo y seguro	66
Tabla 8: Código de colores para el diseño del panel de control.	70
Tabla 9. Comparación de intervalos y costos por cada sesión de terapia, datos obtenidos de las sesiones y costos realizados por el paciente en la fundación Hermano Miguel.	74
Tabla 10. Presupuesto detallado para la construcción de la estructura.	76
Tabla 11. Presupuesto detallado para la construcción del sistema de control	76
Tabla 12. Presupuesto detallado para la adaptación de la banda transportadora.	77
Tabla 13. Presupuesto utilizado en la prestación de servicio de terceros.	78
Tabla 14. Presupuesto detallado para la compra de dispositivos de estabilidad.	78
Tabla 15. Inversión total que supone la construcción de la máquina.	78
Tabla 16. Presupuesto estimado para la prestación de servicios dedicado a terapia.	79

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1	87
Anexo 2	87
Anexo 2	88
Anexo 3	88
Anexo 4	88
Anexo 5	89
Anexo 6	90
Anexo 7	90
Anexo 8	91
Anexo 9	92
Anexo 10	93
Anexo 11	94
Anexo 12	98
Anexo 13	98
Anexo 14	99
Anexo 14	99

RESUMEN

El proyecto se basa en el uso de una caminadora convencional con una banda dual. El movimiento se da mediante las bandas, el control de giro y velocidad de los motores, mientras que un tercer motor facilita la elevación del paciente mediante un carrete en el eje del motor, enrollando y desenrollando el cable a través de 3 poleas. Para el control de giro autónomo, se incorpora un sensor encoder rotativo que supervisa la posición en la que el motor cambia de sentido.

El control de los motores se realiza mediante puentes H para regular la velocidad y giro de cada motor mediante señales controladas por modulación de ancho de pulsos. Para la alimentación de los componentes electrónicos se efectúa mediante un transformador que realiza la conversión de 120V a 15V de corriente alterna. Esto se logra mediante un puente de diodos y un filtro RC que suaviza la señal, convirtiéndola de corriente alterna a corriente directa para suministrar energía a los componentes electrónicos.

Finalmente se realizan pruebas de campo durante un período de 2 semanas en las que se determina los parámetros de operación recomendada, así como también la eventual comparación con los parámetros establecidos por el fabricante, esto permite establecer un porcentaje de potencia promedio en el que la máquina desempeñará sus operaciones de manera segura.

Palabras claves: Alimentación, Control, Conversión, Movimiento, PCI.

ABSTRACT

The project is based on the use of a conventional treadmill with a dual belt. The movement is provided by the bands, the rotation and speed control of the motors, while a third motor facilitates the lifting of the patient using a reel on the motor shaft, winding and unwinding the cable through 3 pulleys. For autonomous rotation control, a rotary encoder sensor is incorporated that monitors the position in which the motor changes direction.

The control of the motors is carried out using H bridges to regulate the speed and rotation of each motor using signals controlled by pulse width modulation. To power the electronic components, it is carried out through a transformer that converts 120V to 15V of alternating current. This is achieved using a diode bridge and RC filter that smoothes the signal, converting it from alternating current to direct current to supply power to the electronic components.

Finally, field tests are carried out during a period of 2 weeks in which the recommended operating parameters are determined, as well as the eventual comparison with the parameters established by the manufacturer, this allows establishing a percentage of average power in which the machine will carry out its operations safely.

Keywords: Power, Control, Conversion, Movement, PCI

INTRODUCCIÓN

El tema principal de estudio se enfoca en investigar la incidencia de las terapias mecánicas y motoras realizadas en pacientes con Parálisis Cerebral Infantil, que en adelante se mencionará bajo las siglas (PCI), la tarea más importante es abordar toda esta información con la finalidad de determinar los aspectos más relevantes de aplicar este tipo de rutinas y los efectos que esto supone en el tratamiento que intenta reducir o mitigar las secuelas de dicha afección, a su vez, es imperativo encontrar las limitantes que conlleva poner en práctica este tipo de terapias, desde la disponibilidad de espacios que permitan la movilización, la cantidad de centros especializados contra el PCI, equipos necesarios para realizar las sesiones con seguridad e incluso el costo que supone llevar a cabo dicha serie de tratamientos.

Consecuentemente a priori se busca dar solvencia a cada una de estas limitantes que en la vida diaria de ciertas personas puede implicar un impedimento en su lucha contra el PCI y siendo esta una enfermedad cuya evolución supone el deterioro de aspectos tanto motrices como cognitivos del paciente, surge la necesidad de buscar una manera de brindarle las herramientas que le permitan continuar con el tratamiento, pues, una vez analizados los resultados que se obtuvieron en distintos estudios a un grupo de personas que presentan la misma afección, los investigadores pudieron comprobar los efectos positivos que se presentaban al someterse a distintos ejercicios en determinados lapsos y periodos, destacando por sobre los demás, las caminatas en terrenos planos, ya que estos no generaban un impacto considerablemente negativo en las articulaciones y por lo contrario presentaban un desarrollo muscular significativo, lo que generaba mayor estabilidad motriz.

Es así como, previo a la aplicación de metodologías tales como la investigativa y estadística, se concibe un prototipo que cumple con las necesidades del paciente y a su vez le permita realizar la terapia de manera constante en un espacio reducido gracias al uso de una banda caminadora y una estructura cuya función es la de elevar y brindar estabilidad durante los movimientos, garantizando en todo momento la seguridad del paciente respecto al uso de la máquina.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad dentro del país existe mucho desconocimiento referente a una enfermedad que afecta a un bajo porcentaje de niños en sus primeros años de vida, misma que dejará una serie de secuelas en el individuo que en ciertos casos puede perdurar a través del tiempo, conocida como Parálisis Cerebral Infantil o PCI, esta enfermedad presenta un trastorno neurológico que afecta de manera física y cognitiva al individuo que padece de ella, prohibiendo en muchos casos que este pueda tener una vida cotidiana común, orillándolo a necesitar ayuda de terceros de manera constante. Parte del tratamiento que busca combatir esta afección se centra en el desarrollo motriz del paciente, mediante sesiones de fisioterapia lo que se busca es mejorar el estado físico gracias a la ganancia muscular, la mejora del equilibrio, la movilidad y por ende su flexibilidad, es decir, brindarle al cuerpo la capacidad motora para realizar sus respectivos movimientos.

Debido a esto gran parte de los tratamientos mencionados se realizan en ambientes aptos para la ejecución del mismo, campos abiertos sin muchos obstáculos, cámaras de movimiento continuo, máquinas de suspensión, centros especializados debidamente adaptados, etc., no obstante, en el país la existencia de estos centros que se dedican a realizar terapias de este tipo, son pocos, o los costos a los que ofrecen sus servicios son altos teniendo en cuenta que dichas terapias se llevan a cabo por periodos extensos de tiempo, llegando incluso a tener que tomarlas durante toda su niñez y gran parte de la adolescencia del paciente.

Es en este nicho donde el proyecto busca dar una solución que permita realizar una terapia específica en un espacio útil considerablemente pequeño, desechando la necesidad de buscar un ambiente que no represente un riesgo para el paciente, que le permita realizar una terapia continua y lo más importante, que se pueda obtener datos del desarrollo de la actividad. Al construir una caminadora con suspensión ajustable el paciente podrá realizar recorridos "largos" sin siquiera tener que moverse del área en el que se ubicará la máquina, esto es conocido como movimiento en un plano fijo y se logra mediante el uso de una banda caminadora, de igual manera la estabilidad del cuerpo se llevará a cabo gracias a la estructura con suspensión ajustable, lo que eliminará cualquier esfuerzo innecesario del paciente y le brindará un soporte concentrando así el máximo esfuerzo en las zonas en las que se busca el desarrollo de la terapia, debido a esto se presentan varias opciones de diseño

que prevén los resultados más satisfactorios.

FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

La mayor problemática al momento de realizar las actividades necesarias en las terapias para pacientes que presentan PCI, es la cantidad de espacio que este requiere para que la movilidad muscular a lo largo de un terreno plano pueda presentar resultados, esto debido a que la estimulación muscular inicia a partir de un tiempo que variará dependiendo de la condición física del paciente, de igual manera, estas actividades requieren de una constancia específica, que normalmente está comprendida en lapsos que pueden llegar a durar meses o incluso años, por lo que el costo de realizarlas en centros especializados supone una inversión considerablemente alta.

Sin mencionar que, al ser una enfermedad que representa una minoría poblacional, la cantidad de centros especializados que prestan este tipo de servicios es muy reducida, volviéndolo así en un problema de poca oferta y alta demanda, lo que supone que cada paciente tiene un tiempo muy limitado de uso en cada una de las instalaciones, llegando incluso a tener que realizar las respectivas terapias en intervalos mucho menores a los recomendados para que el cuerpo presente una mejora progresiva, esto ocasiona que en algunos casos el paciente o el encargado del mismo tome la difícil decisión de desistir, arrebatándole así el derecho de poder llevar una vida digna y plena.

OBJETO DE ESTUDIO

La recreación de un entorno artificial controlado que posea la mayor cantidad de detalles y condiciones presentes en un entorno natural como el terreno, la actividad, el tiempo, requiere de la interpretación de los mismos mediante el uso de herramientas que reproduzcan lo mejor de cada aspecto, para lo cual, la base del estudio radica en comprender como inciden dichos aspectos en la aplicación conjunta que se requiere para realizar una terapia de actividad física.

Técnicamente hablando todas y cada una de estas características pueden llevarse a cabo mediante el uso de componentes eléctricos, mecánicos y de control, con la finalidad de establecer una ruta directa a los resultados deseados, mediante la aplicación de los mismos métodos, con la diferencia que se realizarán en un ambiente automatizado.

JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

El principal objetivo de la investigación es determinar la manera más viable de construir un prototipo capaz de satisfacer todas las necesidades del paciente al que va dirigido, así como también el de garantizar la seguridad del mismo al momento de hacer uso de la máquina, pues, al tratarse de una enfermedad degenerativa, el tiempo de uso será prolongado conforme la evolución del paciente se vaya dando, en promedio una sesión de terapia dura 45 minutos, 4 días a la semana, mientras que las sesiones realizadas dentro de las investigaciones duraron en promedio 60 minutos, 5 veces por semana, si se intenta simular un entorno similar al que se hizo uso en cada uno de los distintos estudios, la implementación del prototipo debe permitir intervalos de sesiones similares o superiores, lo que se traduce en un aumento del 25% de tiempo por sesión y un 20% más en intervalos de terapia.

Este proyecto busca diseñar y construir un prototipo de banda caminadora para un paciente diagnosticado con PCI, el mismo tendrá como base de los resultados previstos el artículo realizado por Kim et al. [1] los autores realizaron un estudio mediante 2 grupos de 12 personas los cuales fueron diagnosticados con accidentes cerebrovasculares grave, este experimento buscó determinar los beneficios que existen en la terapia realizada en distintos entornos (tierra y agua); los efectos obtenidos en ambos casos fueron, del entrenamiento en tierra los resultados arrojan un aumento de +4.55cm en la longitud de paso, valor que interviene en el desarrollo de la habilidad de marcha, mientras que en el agua debido a la presión de 15 kPa en una piscina de 1.5 m de profundidad, se evidenció una mejora en la estabilidad del paciente.

El sistema mecatrónico planteado busca simplificar el recorrido que realizará el paciente a un solo punto, eliminando así la necesidad de buscar planicies o terrenos con largos tramos sin ocupación u obstáculos, así como también acuñar el beneficio del equilibrio presente en el agua mediante una estructura que permita suspender al paciente, dotándole de una postura idónea al momento de realizar su respectiva terapia; Todos los métodos usados deben garantizar trazabilidad, así como también respaldos científicos y análisis matemáticos de los distintos materiales y procesos, esto con la finalidad de salvaguardar la integridad física del paciente al denotar la fragilidad distintiva de estas personas a causa de su condición.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir una banda caminadora con suspensión torácica para paciente con Parálisis Cerebral Infantil.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un sistema mecatrónico que permita el movimiento por medio de pasos y gateo, que contará con un sistema de regulación de altura para ayudar a la recuperación del paciente.
- Construir un prototipo operativo con estándares de seguridad y ergonomía que precautele la integridad del beneficiario.
- Verificar la operabilidad del dispositivo por medio de pruebas en campo para evaluar el funcionamiento del equipo.

Hipótesis del proyecto o la investigación

¿El dispositivo diseñado como mejora la experiencia del paciente en terapias y cuáles son los beneficios adicionales que aporta en términos de aumento de masa muscular, estabilidad y función motora gruesa?

La implementación del dispositivo permite al paciente realizar las terapias de manera ininterrumpida dentro de los periodos que establece un terapeuta, es decir, aumenta los intervalos de las sesiones de terapia que normalmente se encuentran limitados por distintos factores del centro de salud especializado, esta disponibilidad personalizada de la máquina se traduce en una mayor activación de las fibras musculares, a causa de la tensión a la que se someten por a la actividad física, dicha tensión permite la generación de un mayor número de fibras musculares y esto repercute en una mejora progresiva en la función motora gruesa, brindándole mayor movilidad, estabilidad e independencia del tren inferior.

Alcance del proyecto o la investigación

El diseño y construcción de una máquina que brinde las condiciones necesarias para que el paciente pueda llevar a cabo las terapias, dependerá de la cantidad de factores y detalles que se puedan emular haciendo uso de la misma, es decir, la funcionalidad de la máquina debe satisfacer todas aquellas condiciones de uso, tales como el tiempo que se pueda realizar un ejercicio, la inclinación presente en algunos terrenos, la posición que necesite adoptar el paciente durante la actividad y más, en consecuencia, la adaptabilidad de la máquina es imperativa al momento de hacer uso y reproducir con la mayor fiabilidad el entorno deseado.

Descripción de la estructura de los capítulos del proyecto o de la investigación

Primer capítulo: Este contenido aborda las bases en las que se sustenta la investigación para determinar los futuros resultados deseados, de esta manera se explora distintos estudios cuyos objetivos dan solvencia a la problemática establecida previamente para el proyecto, adicional, se describe varios conceptos que permiten mejorar la comprensión de la terminología relacionada a la investigación en la incidencia de la terapia de pacientes con "Parálisis cerebral infantil". Con el problema identificado se proponen distintas opciones que satisfacen cada uno de los aspectos establecidos y se selecciona aquella que cubre de mejor manera las distintas problemáticas, justificando mediante un análisis técnico por qué dicha selección representa la mejor solución.

Segundo capítulo: Este contenido expone la metodología utilizada para determinar cuál es el causante de la problemática teórica, una vez obtenida, se analiza el cómo abordar cada uno de estos mediante el uso de una máquina, es decir, traducir un problema teórico en una solución palpable, para esto se presenta distintas soluciones prácticas mediante el uso de distintas herramientas y componentes digitales, electrónicos y mecánicos con la finalidad de diseñar un prototipo autónomo capaz de realizar las actividades propuestas en los objetivos de este proyecto.

Tercer capítulo: Este contenido se centra en justificar mediante la aplicación de cálculos la selección de los distintos componentes que forman parte en el diseño del prototipo, de esta manera se obtienen las características con las que deberán contar para una correcta ejecución, a su vez, se analiza el desempeño de los distintos componentes en accionamiento conjunto, dando como resultado valores cuantitativos que describen el funcionamiento durante su aplicación, la evaluación de estos valores permiten establecer los límites en los cuales trabajará la máquina de manera segura y eficiente.

Cuarto capítulo: Este contenido expone de manera detallada el costo de producción de los distintos apartados con los que consta el proyecto para su puesta en marcha, sistema de control, estructura de elevación y sección de banda, de los cuales se aborda tanto los costos directos, costos indirectos y costos imprevistos que representan su construcción. Una vez el prototipo entra en funcionamiento, se analiza si el mismo es capaz de satisfacer con los objetivos planteados previamente, consecuentemente se realiza una introducción al manual de funcionamiento y uso de la máquina en el que se detalla los distintos apartados que la componen.

CAPÍTULO I

Marco Conceptual y Teórico

1.1. Introducción

Para comprender de mejor manera el objetivo de la investigación es necesario hondar sobre las bases en la que esta se sustenta, los principios y definiciones, desde analizar de manera más profunda la puesta en marcha de un ser humano y su fisionomía, hasta comprender como la parálisis cerebral infantil afecta de manera distinta conforme la ubicación del cuerpo, los distintos marcos teóricos expuestos en esta sección se centran en explicar de manera breve los distintos aspectos de la función motora y sus afecciones, así como también algunos de los distintos tratamientos que se usa para mitigar su avance.

Una vez determinado los fundamentos y comprendido el objeto de estudio, se procede a analizar las distintas propuestas, con la finalidad de encontrar aquella que satisfaga de manera eficiente y concreta los puntos específicos que esta investigación decide abordar para el diseño de la máquina, para esto, se realiza un breve análisis de las causa y efectos, así como también se aborda los distintos aspectos del diseño y los posibles problemas que se pueden presentar durante el desarrollo del mismo.

1.2. Marco teórico de la investigación

1.2.1. *Análisis de marcha*

Este apartado de la biomecánica permite estudiar la manera en la que una persona realiza la acción de desplazarse en un entorno (caminar), los datos que se obtienen a partir de estos estudios permiten dimensionar las extremidades del cuerpo humano y los movimientos que estos generan conjuntamente con las articulaciones, de esta manera se puede cuantificar la fuerza y los distintos intervalos de tiempo desde la extensión hasta la contracción de dicha extremidad y definir así el movimiento realizado. La acción de caminar se la comprende como un ciclo que da inicio cuando la parte inferior de la extremidad, es decir el pie, toca el suelo y termina cuando el mismo vuelve a ponerse en contacto con el suelo [2].

Todo este proceso puede tomar valores cuantitativos para determinar la aceleración de dicho ciclo, esto mediante el estudio de tres apartados que afectan de manera directa el ciclo de la marcha.

- **La cadencia:** Es el intervalo de tiempo que existe entre la elevación de la extremidad y lo que esta demora en ponerse en contacto con el suelo, es decir, la frecuencia de cada pisada, dimensionado por {Paso/minuto}, como se muestra en la Figura 1.
- **Longitud de la zancada:** Esta es la distancia que separa un talón del otro cuando se realiza un paso, dimensionada por {Centímetros y/o metros}, tal como se muestra en la Figura 1.
- **La velocidad:** Este es el intervalo de tiempo en la que un cuerpo realiza un movimiento para recorrer una distancia de manera frontal, dimensionada por {Metro/segundo}, ejemplificación en la Figura 1.

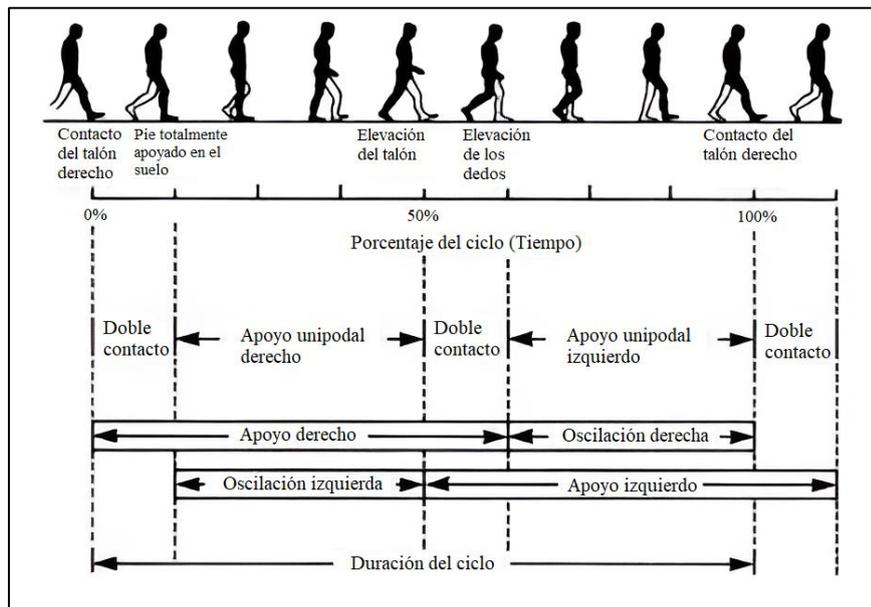


Figura 1. División del ciclo de marcha [2].

1.2.2. Movimiento en plano fijo

Esta es la acción de realizar el ciclo de la marcha, es decir, generar el movimiento de desplazamiento de un cuerpo hacia adelante, sin tener que ocupar grandes extensiones de espacios, esto se logra gracias al uso de dispositivos como una banda sin fin, debido a su estructura en forma de bucle y la aplicación de magnitudes vectoriales como una fuerza, dirección o velocidad permite generar movimiento en la banda. [3].

1.2.3. Banda sin fin

Es la parte de un dispositivo o máquina en forma de tapiz cuya composición puede ser de distintos materiales como: polímero, madera, cuero, etc., unido en sus extremos y junto a un dispositivo que genere un movimiento rotario, este mecanismo permite el desplazamiento continuo de una persona en el mismo espacio, debido a su disposición cerrada lo que genera un ciclo y permite crear un estado de marcha "perpetua". Aplicada con fines terapéuticos [4].

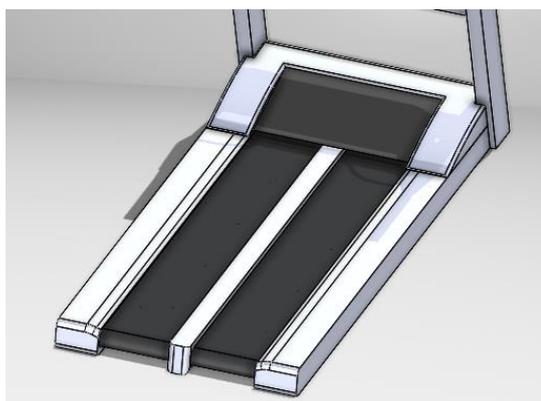


Figura 2. Diseño conceptual de una banda sin fin dual.

1.3. Antecedentes de la investigación

1.3.1. Estudio de fisioterapia acuática en un hospital de rehabilitación pediátrica

Una rehabilitación llevada a cabo en un ambiente acuático, se realizó con éxito mediante programas de fisioterapia asistida para uso pediátrico, la actividad se ejecutó usando como base distintos casos presentados de pacientes que presentan un caso avanzado de deterioro motor, un rango bajo de actividad muscular, y varios problemas físicos más. Se proponen distintas soluciones mediante la aplicación de terapia acuática, gracias a un sistema que posee: banda de movimiento sumergida, chorros resistivos aplicados con un rango de presión variable, un conducto para aplicación de masaje manual intercalada con fases de terapia terrestre. Las cuales reflejan una mejora considerable en distintos campos tales como: la actitud y compromiso del paciente, la condición motora y desarrollo de las actividades del cuerpo de un paciente adolescente con distintas limitaciones físicas [5].

1.3.2. Rehabilitación de pacientes con PCI desde el punto de vista fisioterapéutico

En este estudio se planifica ejercicios para niños que presentan un cuadro de PCI, estos tratamientos incluyen movimientos simultáneos de los músculos en la estructura ósea, con la finalidad de mantener o mejorar un nivel óptimo físico-funcional. Se ponen en práctica distintos ejercicios que permitan desarrollar la capacidad motriz del niño [6].

- **Entrenamiento pasivo:** Pre-entreno recomendado para disminuir la rigidez presente en los músculos espásticos mediante una aplicación manual, entre los beneficios presentes se encuentra el incremento para la capacidad de movimiento, disminuye la espasticidad y beneficia de manera considerable la marcha del paciente [7].



Figura 3. Entrenamiento pasivo para relajación muscular.

- **Entrenamiento de fortaleza muscular:** Incrementa de manera considerable la fuerza presente en los músculos antagonistas que presentan debilitamiento anómalo y los agonistas, esto permite que los pacientes de PCI encuentren mejoras notables en el fortalecimiento funcional [7].



Figura 4. Entrenamiento de fuerza para fortalecer la musculación.

1.3.4. Efectos de la terapia de fuerza y control aeróbico en niños diagnosticados con PCI

Un grupo de 13 niños identificado con parálisis cerebral (CP, por sus siglas en inglés) realizaron una serie de terapias en el Centro de Educación y Rehabilitación de Niños con CP, la edad rondaba entre los 14-18 años y como antecedentes no debían presentar ninguna intervención quirúrgica ortopédica o inyección botulínica, tratamiento que se usa comúnmente para el combate de la espasticidad. Durante 12 semanas recibieron un tratamiento físico y aeróbico en intervalos, realizando un seguimiento en la evolución en la cantidad más alta de oxígeno que el cuerpo humano puede absorber y consumir, también conocido como (VO₂ máx.), arrojando como principales resultados una mejora considerable en intensidad de giro de los brazos, y una reducción alta en el esfuerzo realizado por una carga externa, también se observó un aumento considerable en la capacidad de absorción del VO₂ y por último los pacientes presentaron una mejora en la capacidad de la actividad motora gruesa que en adelante se mencionará como Gross Motor Function Measure (GMFM, por sus siglas en inglés) [8].

1.3.5. Incidencia de la aplicación de la terapia intensiva frente a la terapia convencional en pacientes con PCI

El método de investigación usado en este estudio fue el de ensayos controlados aleatorios (RCT's), mismo que fue realizado con anterioridad por Weindling et al. [9] como una terapia adicional para niños que presentaban la condición cerebral espástica.

Esta investigación se distribuyó en dos zonas con 4 grupos distintos, 3 se ubicaron en Estados Unidos (Bower et al., 1996, 2001; Weindling et al., 2007) y finalmente 1 se llevó a cabo en Grecia (Tsorlakis et al., 2004). El grupo de Bower estuvo conformado por 44 niños diagnosticados con PC con edades comprendidas entre los 3 y 11 años, para estos pacientes se realizó un seguimiento de 6 meses aplicando un grupo de 4 tratamientos aleatorios, los cuales estaban conformados por 11 niños, los intervalos estaban compuestos por 2 semanas de un tratamiento convencional y 2 semanas de tratamientos intensivos. Como principal resultado se obtuvo que en el metaanálisis del tratamiento intensivo la estadística mostró una calificación más alta en la GMFM con una confianza del 95%, en comparación de aquellos pacientes que recibieron un tratamiento [10].

1.3.6. Rutina de actividad física para estudiantes con parálisis cerebral espástica: incidencia en su actividad diaria, grasa corporal y físico general

Tras la evaluación de dos programas de entrenamiento físico, cuya duración fue de 9 meses, sesiones aproximadas de 2 o 4 por semana. Se procedió a realizar una comparación que se basa en los rangos de la actividad física-mecánica, grasa corporal y condición física en niños con parálisis cerebral [11].

Al implementar las 4 sesiones por semana, la tasa de efectividad física llegó a incrementar al transcurrir los 9 meses, aumentando la grasa corporal de manera constante en cada uno de los grupos, el experimental y manteniendo los mismos resultados para el de control. El entrenamiento realizado con cuatro sesiones semanales, aumentó la capacidad aeróbica máxima en un 35 % en contraste al grupo de control y el entrenamiento de dos sesiones semanales aumentó en un 21 % en comparación al antes referido. Los datos obtenidos indicaron un mejor efecto tras realizar el entrenamiento con base en la fuerza muscular tras los resultados obtenidos mediante un sistema de evaluación isocinético, al no haber resultados del entrenamiento sobre la fuerza anaeróbica.

Se halló que a pesar de que el ejercicio aeróbico poseía un efecto limitado en la actividad física que se implementaba en los niños con PC, prevenía: disminución en la composición corporal y su fuerza muscular [11].



Figura 5. Ejemplificación de actividad física en pacientes con PCI.

1.4. Diseño de la investigación

La investigación se realiza mediante una serie de pasos preestablecidos que garantiza el logro de los objetivos trazados.

- **Paso 1:** Determinar las necesidades del paciente al que va dirigido el proyecto que pueden ser analizados como los "qué".
- **Paso 2:** Análisis de los aspectos fundamentales del PCI y sus secuelas en el cuerpo, esto ayuda a comprender de mejor manera cómo se debe abordar cada una de las problemáticas mediante la aplicación del prototipo.
- **Paso 3:** Investigación de estudios previos enfocados en el mismo objetivo, esto ayuda a prever los resultados esperados y brinda mayor alcance de alternativas al ofrecer un enfoque distinto gracias a los distintos métodos aplicados en dichos estudios.
- **Paso 4:** Análisis de los resultados obtenidos en dichos estudios. Si bien los datos obtenidos varían de manera considerable dependiendo de cada individuo y su condición, la comparativa de los resultados en distintos estudios ayuda a establecer un estándar de los resultados que el proyecto puede esperar.
- **Paso 5:** Determinar el "cómo" (aspectos y características de la máquina) con la finalidad de que cada uno de estos satisfaga y brinde solución a las necesidades previamente planteadas.
- **Paso 6:** Correlacionar las necesidades del paciente con los diferentes "cómo", esto quiere decir, determinar cómo cada característica que se implementa en la máquina ayudará a cubrir una problemática o necesidad planteada.
- **Paso 7:** Presentar opciones de diseños y construcción que solventen los diferentes "qué", es decir, plantear distintas alternativas de prototipos en función de los requerimientos.
- **Paso 8:** Analizar si las opciones presentadas satisfacen los objetivos trazados, esto se evalúa mediante una ponderación de los principales requerimientos que cubren los aspectos necesarios para su funcionamiento, por consecuencia, ofrecer los resultados esperados.

La aplicación de los distintos pasos puede estar sujeta a cambios según el estado de la investigación lo requiera, el beneficio principal de la aplicación de una metodología concreta, es garantizar el cumplimiento de los objetivos.

1.5. Aspectos teóricos fundamentales

1.5.1. Mecánica de materiales

Comprender los principios de resistencia de materiales y mecánica estructural es fundamental. Esto implica analizar la distribución de cargas y esfuerzos en la estructura de metal, considerar los límites de elasticidad y resistencia del material, y garantizar que la estructura pueda soportar las fuerzas aplicadas durante el uso.

1.5.2. Ingeniería de diseño

Aplicar los principios de diseño ingenieril es esencial. Esto implica considerar la ergonomía, la funcionalidad y la seguridad del usuario. La caminadora debe diseñarse teniendo en cuenta aspectos como la estabilidad, la comodidad de uso, la facilidad de ajuste y la durabilidad de los materiales utilizados [12].

1.5.3. Análisis de esfuerzos

Realizar un análisis de esfuerzos en la estructura metálica y en los puntos de anclaje es importante para asegurar que el diseño sea adecuado. Esto puede implicar el uso de software de análisis estructural o métodos analíticos para evaluar las tensiones, las deformaciones y los factores de seguridad [13].

1.5.4. Normas y regulaciones

Familiarizarse con las normas y regulaciones aplicables a las caminadoras y equipos de ejercicio es crucial. Esto incluye estándares de seguridad, ergonomía y rendimiento que deben cumplirse para garantizar que el diseño cumpla con las normativas vigentes [14].

1.5.5. Distribución de carga

Es importante analizar y comprender cómo se distribuirán las cargas en la estructura de metal. Se debe considerar cómo se repartirán las fuerzas aplicadas al arnés y cómo afectarán a la estabilidad y resistencia general de la caminadora [15].

1.5.6. Equilibrio y simetría

Dado que hay puntos de anclaje, es esencial asegurarse de que estén ubicados de manera equilibrada y simétrica en la estructura de metal. Esto ayudará a mantener la estabilidad y evitar desequilibrios o cargas desiguales que puedan afectar negativamente al rendimiento y seguridad de la caminadora [13].

1.5.7. Resistencia estructural

Asegurarse de que la estructura de metal sea lo suficientemente resistente para soportar las fuerzas generadas por el movimiento del usuario y las tensiones del arnés. Realiza un análisis de esfuerzos adecuado para verificar que los materiales y el diseño sean capaces de resistir las cargas aplicadas [16].

1.5.8. Ergonomía y ajuste

Considerar la comodidad y seguridad del usuario al diseñar los puntos de anclaje. Deben ser fácilmente ajustables para adaptarse a diferentes tamaños de cuerpo. También es importante garantizar que el arnés se pueda colocar y retirar de manera segura y sin inconvenientes [12].

CAPÍTULO II

Fundamentación Teórica

2.1. Introducción

Uno de los aspectos fundamentales antes del diseño del prototipo, es la sustentación de la información obtenida y la relación de la misma con las distintas características que se desea obtener de la máquina, para esto, es importante analizar los diferentes estudios previos existentes y determinar si los resultados obtenidos en dichos estudios se pueden esperar de manera concreta una vez la implementación del prototipo se realice, cabe destacar que la mayoría de dichos estudios se enfocan en grupos grandes de personas que padecen la misma afección o similares, sin embargo, la individualidad de los resultados obtenidos en varios de estos, garantiza que la aplicación de la máquina conlleve resultados similares, para esto es necesario aplicar varias metodologías de investigación tales como la estadística, con el objetivo de determinar los posibles resultados basados en la probabilidad de éxito en los diferentes estudios.

2.2. Diagrama Causa-Efecto

Revisando los diseños desarrollados de dispositivos enfocados en pacientes con disfuncionalidad al caminar debido a la falta de equilibrio, problemas neurológicos, musculares u otros, se procede a realizar un diagrama causa-efecto.

El resultado se presenta en la Figura 6, como se observa en el diagrama, las causas que fueron asignadas pueden llegar a afectar la construcción del equipo. La mayoría de las causas encontradas se presentan en el apartado de diseño, por lo cual es necesario realizar una clasificación de cada causa por cada categoría.

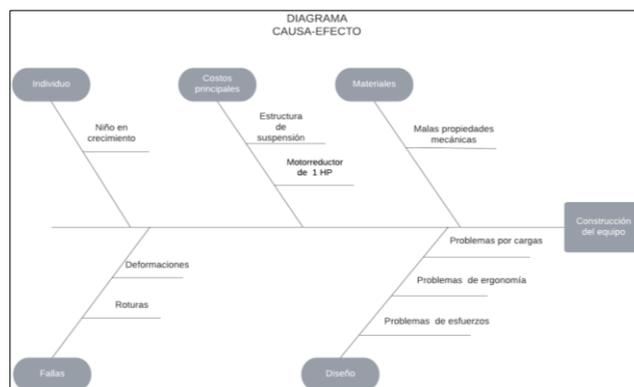


Figura 6. Diagrama causa efecto para la construcción del prototipo.

2.3. Operacionalización de las variables

2.3.1. Individuo

El desafío radica en considerar que, dado que se trata de un niño en etapa de crecimiento, es necesario tener en cuenta que el equipo debe ser diseñado para adaptarse a sus características físicas, el desarrollo corporal del individuo y las limitaciones que posee debido a su condición.

2.3.2. Costos principales

Uno de los principales problemas que se presentan a la hora de la construcción del equipo, es el costo que representa la estructura de suspensión y el motorreductor, a pesar de que gran parte de los costos ya se consideraron mediante una cotización, estos pueden llegar a sobrepasar el presupuesto antes previsto para la adquisición de las distintos materiales y equipos, debido a distintos factores que afectan el valor final, tales como, disponibilidad, calidad, accesibilidad, oferta en el mercado, etc., [17].

2.3.3. Materiales

Las propiedades mecánicas del material dependerán de manera directa de la necesidad que el proyecto requiera en cada uno de los apartados de construcción, así como también del comportamiento que estos poseerán en su respectivo accionar, son características que describen cómo responde ese material a las fuerzas aplicadas [18].

El material de la estructura se compone en base:

- **Tubo estructural ASMT A36:** Este acero posee la calidad SAE J403 1008, una de las variantes más utilizadas nivel industrial, su principal característica es la poca cantidad de carbón que posee y su fabricación mediante el proceso de laminado en caliente, dando como resultado un producto altamente dúctil [16].



Figura 7. Acero estructural A36 50x50mm.

- **Acero de transmisión/ AISI 1018:** Acreedor de la norma AISI 1018, este acero es uno de los más utilizados en la industria en general, dentro de sus principales características destaca su capacidad de resistencia a las deformaciones mecánicas, una versatilidad idónea al momento del maquinado y una soldabilidad compacta para los distintos procesos de soldadura, comúnmente utilizado en la elaboración de: cadenas, pernos, poleas, piñones, etc., [16].

Sus composición y principales propiedades se detallan en la Tabla 1.

Tabla 1. Propiedades químicas y mecánicas del acero de transmisión [19].

Acero AISI 1018	
Composición química	
C	0.15 - 0.20
Mn	0.60 - 0.90
P máx	0.04
S máx	0.05
Propiedades mecánicas	
Dureza	131
Módulo de elasticidad	200 GPa
Módulo de elasticidad de corte G	78 GPa
Esfuerzo de fluencia σ_y	310 MPa
Esfuerzo máximo $\sigma_{m\acute{a}x}$	450 MPa

El material del sistema de control se compone en base:

- **Baquelita doble cara:** Creada por el estadounidense Leo Baekeland en el año 1907, es considerado como el primer polímero sintético diseñado para su distribución comercial, está compuesto por dos monómeros, formaldehído y el conocido fenol, los encargados de otorgarle una baja conductividad eléctrica, característica idónea para portar elementos eléctricos y una baja densidad [20].

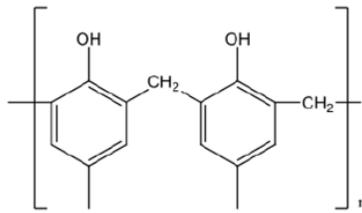


Figura 8. Composición química de la baquelita [20].

El material de la banda de transporte se compone en base:

- **Plástico ABS / Termoestables:** Este tipo de polímeros se caracterizan por su resistencia excepcional, no solo es capaz de resistir muy altas temperaturas, sino que también gracias a su composición es capaz de resistir algunos componentes químicos, en general este tipo de composiciones le otorga buenas características mecánicas, detalles en la Tabla 2 [21].

Tabla 2. Propiedades y usos más comunes de los plásticos termoestables [21].

Símbolo	Tipo de plástico	Propiedad	Usos comunes
	PC, SAN, Nylon, ABS	Posee distintas variantes, desde otros plásticos, diferentes resinas, etc. Sus propiedades varían según sus componentes.	Cubiertas, poleas, componentes de automóviles, etc.

2.3.4. Fallas en materiales

La falla por deformación ocurre cuando un material se deforma permanentemente sin llegar a romperse. Esto puede deberse a la aplicación de fuerzas o cargas que exceden el límite de elasticidad del material. Y la segunda, la falla por rotura ocurre cuando un material se rompe o fractura debido a la aplicación de fuerzas o cargas que superan su resistencia estructural. Esta falla puede ser frágil o dúctil, dependiendo de la forma en que se produce la ruptura.

- **Falla frágil:** Se produce una fractura repentina y sin una deformación plástica significativa. El material se rompe de manera brusca y sin previo aviso. Ejemplos de materiales frágiles son el vidrio o la cerámica [15].

- **Falla dúctil:** Se caracteriza por una deformación plástica significativa antes de la fractura. El material se deforma antes de romperse, lo que puede dar lugar a la formación de cuellos en metales o la propagación de grietas en materiales más tenaces como los polímeros o algunos metales [15].

2.3.5. Diseño

Al realizar el diseño del equipo se deben considerar los distintos aspectos mecánicos que garanticen la viabilidad del mismo, un mal diseño puede dar lugar a problemas relacionados con las cargas, la ergonomía y los esfuerzos en una estructura o producto. Se explica cómo cada uno de estos aspectos puede ser afectado por un diseño deficiente:

- **Problemas de cargas:** Un diseño inadecuado puede llevar a una distribución desigual de las cargas o una concentración excesiva de fuerzas en ciertas áreas de la estructura o el producto. Esto puede resultar en puntos de tensión elevada, debilidad estructural o estrés excesivo en ciertos componentes [13].
- **Problemas de ergonomía:** La ergonomía se refiere al diseño de productos y entornos que se adapten a las características físicas y cognitivas de los usuarios. Un mal diseño desde el punto de vista ergonómico puede dar lugar a posturas incómodas, movimientos repetitivos dañinos o excesiva tensión física en los usuarios [12].
- **Problemas de esfuerzos:** El diseño inadecuado puede generar esfuerzos no deseados en los componentes o materiales. Esto puede ser causado por geometría incorrecta, falta de refuerzo estructural o selección inapropiada de materiales. Los esfuerzos excesivos pueden llevar a la deformación, la fatiga del material o fractura [13].

Solventar estos apartados permite garantizar la integridad estructural, la comodidad y la seguridad del usuario. El diseño debe considerar las cargas aplicadas, optimizar la ergonomía y distribuir los esfuerzos de manera equilibrada para evitar problemas a largo plazo, lo que se refleja en la causa y efecto principal descritos en la Tabla 3.

Tabla 3: Causa y efecto principal del diseño conceptual y su construcción.

Causa	Efecto
Diseño	Construcción del equipo

Un mal diseño puede tener varios efectos negativos en la construcción de un equipo. Dos de las formas a tener en cuenta en las que un mal diseño puede afectar la construcción son:

- **Problemas de funcionalidad:** Un diseño deficiente puede resultar en un equipo que no cumple adecuadamente con su función prevista. Puede haber incompatibilidad entre los componentes, falta de precisión en los ajustes, dificultades en la operación o rendimiento insatisfactorio [13].
- **Dificultades en la fabricación:** Un diseño que no tiene en cuenta las consideraciones de fabricación puede generar problemas durante el proceso de construcción. Esto puede incluir la necesidad de métodos de fabricación complejos o costosos, problemas de ensamblaje, falta de accesibilidad para el montaje de componentes o falta de estandarización [22].
- **Fallos prematuros o frecuentes:** Un mal diseño puede resultar en equipos propensos a fallas o averías prematuras. Esto puede deberse a la selección incorrecta de materiales, falta de resistencia estructural, deficiencias en los sistemas de sujeción o diseño inadecuado [22].
- **Riesgos para la seguridad:** Esto puede incluir características inseguras, falta de protecciones adecuadas, sistemas de sujeción inadecuados o falta de consideración de normas y regulaciones de seguridad [23].

2.4. Análisis de las alternativas

Para conceptualizar las distintas alternativas se tomaron en cuenta factores como la distribución de carga, la cantidad de material, el dimensionamiento e incluso el costo de implementación, las diferentes distribuciones presentadas abarcan cada uno de estos aspectos de mejor o peor manera, por lo que la selección se llevará a cabo mediante una ponderación de cada parámetro.

2.4.1. Alternativa A

En la Figura 9, Se ha desarrollado un dispositivo compuesto por una estructura con un punto de anclaje para colocar una sujeción, la cual sostendrá el arnés. Conjuntamente, cuenta con dos bandas que permiten la simulación de caminar y gatear; moviendo ambas bandas a la vez en direcciones opuestas junto con el paciente durante la terapia.

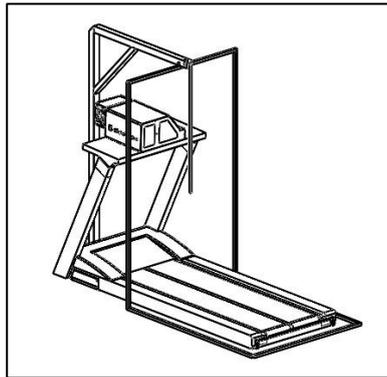


Figura 9. Alternativa A.

2.4.2. Alternativa B

En la Figura 10, se ha creado un accesorio para una cinta de correr que consiste en una estructura de metal con un punto de anclaje donde se coloca el arnés, el dispositivo brinda una mejor distribución de la carga y al paciente una mayor estabilidad y seguridad durante la terapia.

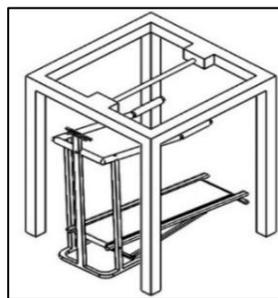


Figura 10. Alternativa B.

2.4.3. Alternativa C

En la Figura 11, se ha creado un accesorio para una cinta de correr que consiste en una estructura de metal con dos puntos de anclaje donde se coloca el arnés, el dispositivo brinda al paciente una mayor estabilidad, no obstante, la distribución de la carga no es la más óptima.

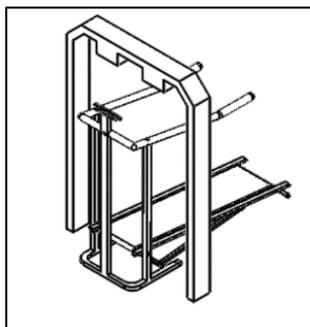


Figura 11. Alternativa C.

2.4.4. Alternativa D

En la Figura 12, se ha desarrollado un accesorio para una cinta de correr que consiste en una estructura de metal con cuatro puntos de anclaje donde se coloca el arnés, el dispositivo brinda al paciente una mayor estabilidad a los movimientos laterales frontales y posteriores, manteniendo la seguridad durante la terapia.

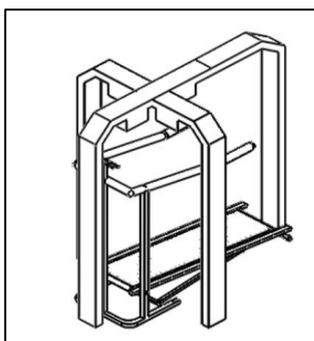


Figura 12. Alternativa D.

2.5. Cuadro comparativo de Selección de alternativas

El criterio de ponderación varía en una escala del 1 al 5, donde 5 representa el valor máximo según los parámetros de selección de alternativas.

Los parámetros a evaluar son aquellos que cubren en mayor medida las necesidades requeridas para la construcción del prototipo, los criterios a evaluar son: estructura, seguridad, construcción, ergonomía y adaptación. Una vez otorgado una ponderación a las distintas alternativas en cada uno de estos criterios, se determina que la opción A es aquella que obtiene el puntaje más alto cubriendo la mayor cantidad de necesidades de mejor manera, como se puede observar en la Tabla 4.

Tabla 4. Cuadro comparativo para la selección de alternativa.

Conceptos					
Criterio de selección	A	B	C	D	Ponderación
Estructura rígida	5	1	3	5	25
Seguridad	5	2	3	5	30
Fácil de construir	2	3	1	1	20
Ergonomía	4	2	2	4	15
Adaptación (Bandas caminadoras)	5	2	3	1	10
Total	4,2	2	2,4	3,2	100

2.6. Técnicas e instrumentos

La principal ventaja de establecer procedimientos al momento de diseñar un sistema de elevación y suspensión es que te permite considerar diversos factores que pueden aportar para el desarrollo del diseño conceptual.

2.6.1. Análisis de cargas

Realizar un análisis detallado de las cargas que actúan sobre el sistema durante su uso, teniendo en cuenta tanto la carga del usuario como el sistema de manipulación, permite una mejor distribución de las fuerzas resultantes, por consecuente, se establece un sistema en equilibrio a lo largo de toda la máquina.

2.6.2. Simulación

El uso de software informáticos para modelar y simular la interacción entre el sistema de elevación, suspensión y el usuario, como SolidWorks o MATLAB, permite ajustar parámetros o seleccionar alternativas, que optimizan la funcionalidad del sistema.

2.6.3. Sensores de posición

Emplear sensores de posición, como encoders rotativos o sensores de efecto Hall, para medir la posición y el desplazamiento de la caminadora y asegurarse de que el controlador mantenga la velocidad y la dirección deseadas.

2.6.4. Tipos de banda de transporte más comunes

- **Tipo rodillo:** Normalmente estas constan de un conjunto de rodillos que se encuentran dispuestos en todo lo largo de la banda, su propulsión puede llevarse a cabo mediante un motor o gravitatoriamente [24].
- **Tipo banda:** Comúnmente consta de una banda de un largo constante y continuo, en sus extremos yacen dos rodillos que generan el impulso motriz mediante gravedad o poleas motorizadas [24].

2.6.5. Controlador

El uso de un microcontrolador es necesario para implementar el control del sistema de manipulación y la interacción con otros componentes, como los sensores y actuadores, permite la integración de distintos modos de uso y parámetros personalizados.

En la Figura 13, podemos observar un microcontrolador Arduino Mega, posee una arquitectura Atmega2560 con compatibilidad de pines digitales y analógicos.



Figura 13. Microcontroladores Arduino MEGA.

2.6.6. Interfaz de usuario

Diseñar una interfaz de interacción intuitiva y minimalista, mediante la implementación de pantallas táctiles, perillas o botoneras, que permitan al usuario ajustar parámetros como velocidad, elevación y nivel de esfuerzo sin la necesidad de conocimientos especializados.

En la Figura 14, se observa el primer diseño conceptual de una botonera de control máquina-usuario, este diseño posee funciones limitadas y una menor capacidad de personalización.

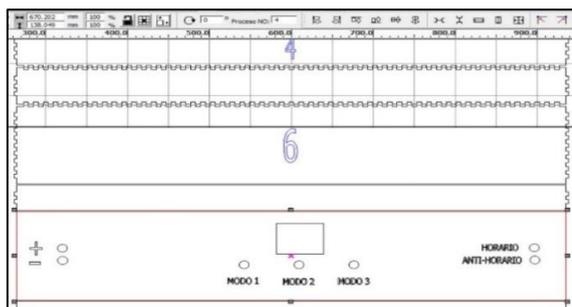


Figura 14. Primer diseño conceptual de una interfaz minimalista.

2.6.7. Control de parámetro preestablecido

Implementar dentro del algoritmo un modo preset con los valores mínimos de operación, le otorga al usuario la opción de calibrar los parámetros de velocidad, elevación, resistencia, dirección, etc., desde su primer uso, de igual manera, da la posibilidad de establecer una función tipo reset en caso de que dichos valores hayan excedido los límites preestablecidos.

2.6.8. Algoritmo de seguridad

Incorporar algoritmos de seguridad que monitoreen constantemente las condiciones del sistema y actúen en caso de detectar situaciones anómalas, de igual manera, estos permiten limitar los parámetros de uso de la máquina.

2.6.9. Optimización del consumo energético

Si bien la capacidad de la máquina estándar permite que un hombre adulto realice una marcha rápida sobre la banda sin presentar desgaste, una forma eficiente de optimizar el consumo energético es limitando estas características a las necesidades del usuario según sus condiciones.

2.7. Ecuaciones para los cálculos generales

2.7.1. Potencia mecánica

Ecuación para el cálculo de la potencia mecánica de la carga en el sistema [25].

$$V = \frac{P}{F} \tag{1}$$

$$P = F * V$$

Donde:

P : Potencia [W].

F : Fuerza [N].

V : Velocidad [m/s].

2.7.2. Velocidad angular

Ecuación para el cálculo de la velocidad angular, siendo la velocidad lineal proporcional a la velocidad angular por el radio [26].

$$\begin{aligned} V &= \omega * r \\ \omega * r &= \omega * R \end{aligned} \tag{2}$$

Donde:

ω : Velocidad angular [rad/s].

r : Radio [m].

V : Velocidad [m/s].

2.7.3. Torque

Ecuación para el cálculo del torque en función al tiempo, la fórmula expresa la relación entre torque y potencia [25].

$$T = \frac{P}{\omega} \tag{3}$$

Donde:

T : Torque [N/m].

P : Potencia [W].

ω : Velocidad angular [rad/s].

2.7.4. Esfuerzo permisible

La ecuación de esfuerzo permisible para el diseño de elementos a tensión [27].

$$\sigma_{m\acute{a}x} = 0.6 * S_y \tag{4}$$

Donde:

S_y : Esfuerzo a la fluencia [Mpa].

2.7.5. Módulo de sección

Ecuaciones para el esfuerzo máximo en una sección transversal debido a un momento flector [27].

$$\sigma_{máx} = \frac{M}{S} \quad (5)$$

$$S = \frac{M}{\sigma_{máx}}$$

Donde:

M : Momento flector [Nm].

S : Momento de inercia [mm³].

2.7.6. Esfuerzo máximo

Ecuación utilizada en el análisis de flexión para calcular el esfuerzo que experimenta una viga o cualquier otro elemento estructural [27].

$$\sigma_{máx} = \frac{Mc}{I} \quad (6)$$

Donde:

M : Momento flector [Nm].

c : Distancia desde el centroide[m].

I : Momento de inercia [m⁴].

2.7.7. Esfuerzo cortante

Ecuación que se utiliza en mecánica de materiales para calcular el esfuerzo cortante en una sección transversal de un material bajo carga [27].

$$\tau_c = \frac{V}{A} \quad (7)$$

Donde:

τ_c : Esfuerzo cortante vertical [Pa].

V: Fuerza cortante [Pa].

A: Área transversal [m²].

2.7.8. Esfuerzo de Von Mises

Ecuación del esfuerzo de Von Mises para calcular la medida de la magnitud del esfuerzo resultante en un material, considerando tanto los esfuerzos normales como los esfuerzos cortantes [27].

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_{normal})^2 + 3(\tau_{corte})^2} \quad (8)$$

Donde:

σ_{normal} : Esfuerzo normal debido a la flexión [Pa].

τ_{corte} : Esfuerzo cortante debido a fuerza cortante [Pa].

2.7.9. Vida nominal

Este valor teórico determina la vida útil de cualquier componente, los factores que afectan este valor son proporcionales a las condiciones de funcionamiento [28].

$$L_{10h} = \left(\frac{10^6}{60 * N} \right) * \left(\frac{c}{p} \right)^n \quad (9)$$

Donde:

N: número de revoluciones [Rpm].

n= 3 constante

c= capacidad de carga básica

p= carga límite de fatiga

2.7.10. Diámetro medio

Ecuación para determinar la distancia media entre el diámetro interno y el diámetro externo [28].

$$dm = 0.5*(d + D) \quad (10)$$

Donde:

d: diámetro interno [m].

D: diámetro externo [m].

2.7.11. Factor de seguridad

Ecuación para el factor de seguridad se utiliza para asegurar que la estructura o componente sea capaz de soportar las cargas aplicadas sin exceder ciertos límites de esfuerzo [27].

$$\sigma' \leq \frac{S_y}{F_s} \quad (11)$$

Donde:

σ' : Esfuerzo total [MPa].

S_y : Esfuerzo de fluencia del material [Mpa].

F_s : Factor de seguridad [Mpa].

2.7.12. Esfuerzos en juntas soldadas sometidas a flexión

Estas ecuaciones ofrecen una herramienta para analizar y calcular los esfuerzos en juntas soldadas [27].

$$\tau' = \frac{V}{A} \quad (12)$$

$$\tau'' = \frac{Mc}{I} \quad (13)$$

$$\tau = \sqrt{\tau'^2 + \tau''^2} \quad (14)$$

Donde:

τ' : Esfuerzo cortante primaria [Pa].

τ'' : Esfuerzo cortante secundaria [Pa].

τ : Esfuerzo cortante total [Pa].

V : Reacción de viga cortante [N].

A : Área de la garganta [m²].

M : Momento flector aplicado [kNm].

I : Momento de inercia [kg * m²].

2.7.13. Periodo

Ecuación para calcular la duración de un fenómeno periódico, cuánto tiempo tarda en repetirse un ciclo completo [29].

$$T = \frac{1}{f} \quad (15)$$

Donde:

T : Periodo [s].

f : Frecuencia [Hz].

2.7.14. Capacitancia

Ecuación para calcular la capacitancia en el diseño de fuentes de alimentación con condensadores para filtrar el rizado en el voltaje de salida [29].

$$C = \frac{I_{load} * T}{2 * V_{ripple}} \quad (16)$$

Donde:

I_{load} : Corriente de carga [A].

T : Periodo [s].

V_{ripple} : Voltaje de rizado [V].

2.7.15. Voltaje pico

Ecuación la cual se utiliza para convertir el voltaje eficaz (RMS) a su equivalente en voltaje pico en una onda senoidal [29].

$$V_p = V_{rms} * \sqrt{2} \quad (17)$$

Donde:

V_p : Voltaje pico [V].

V_{rms} : Voltaje eficaz [V].

2.7.16. Potencia eléctrica

Ecuación que proporciona la potencia eléctrica, la misma es el producto de la corriente y el voltaje en un circuito eléctrico [29].

$$P = I * V \quad (18)$$

Donde:

P : Potencia [W].

I : Corriente [A].

V : Voltaje [V].

2.7.17. Ley de Ohm

Esta fórmula indica que el voltaje en un circuito es igual al producto de la corriente y la resistencia [29].

$$V = I * R \quad (19)$$

Donde:

V : Voltaje [V].

I : Corriente [A].

R : Resistencia [Ω].

2.7.18. Cálculo del ancho de trazas para un circuito impreso

Ecuación para determinar ancho de pista en base a la corriente [30].

$$\text{Área} = \left(\frac{I}{k_1 * \Delta T^{k_2}} \right)^{\frac{1}{k_3}} \quad (20)$$

Donde:

Área: Área de la traza del circuito impreso [mils²].

I: Corriente máxima [A].

ΔT : Aumento máximo permitido de temperatura [°C].

k_1, k_2, k_3 : Constantes que dependen del material.

$$\text{Ancho} = \left(\frac{\text{Área}}{\text{Grosor} * 1.378} \right) \quad (21)$$

Donde:

Ancho: Tamaño de pista [mil].

Grosor: 1 [Oz].

2.7.19. Cálculo para la capacidad de la banda

Formula que ayuda a determinar un peso máximo para el adecuado movimiento de una banda en relación a la capacidad de trabajo y la capacidad máxima teórica [31].

$$\text{Cap.banda} = \text{cap.trabajo} * \text{cap.aparente} * v \quad (22)$$

Donde:

cap.trabajo: Capacidad impuesta por el usuario [kg].

cap.aparente: Capacidad de usuario menos el 5% [kg].

v: Velocidad de trabajo [m/s].

CAPÍTULO III

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

3.1. Introducción

Para lograr optimizar el funcionamiento y rendimiento del dispositivo, surge la necesidad de profundizar en los cálculos y diseños que sustentan su operatividad. Estos elementos, que son esenciales para garantizar su eficacia y seguridad, requieren una evaluación y una interpretación adecuada de los resultados obtenidos en las diversas fases de su desarrollo.

Este análisis se centra en la problemática relacionada con la eficiencia y precisión en los cálculos necesarios para el funcionamiento óptimo de la caminadora con doble banda, así como en el diseño de la tarjeta de control de los motores DC que impulsan al dispositivo. Ambos aspectos son cruciales para asegurar el confort y la seguridad del usuario, además de mejorar la confiabilidad del equipo en un uso constante.

3.2. Descripción de la situación actual

La elección de los componentes para la parte mecánica, así como para la sección de potencia y control, se basa en la disponibilidad de los mismos en el mercado. Dado que algunos de los componentes inicialmente seleccionados resultaron ser escasos, la selección se adapta según la disponibilidad de productos existentes. Además, se ha tenido en consideración el costo de los productos, optando por alternativas más asequibles que aún cumplen con los requisitos del proyecto. Esta estrategia permite garantizar tanto la viabilidad técnica como la económica de la implementación del proyecto.

3.3. Cálculos y Selección

3.3.1. Descripción de los componentes mecánicos

Los componentes mecánicos del sistema diseñado para controlar la elevación vertical están representados en la Figura 15, mostrando cómo se emplean en la transmisión de potencia y su relación con el paciente.

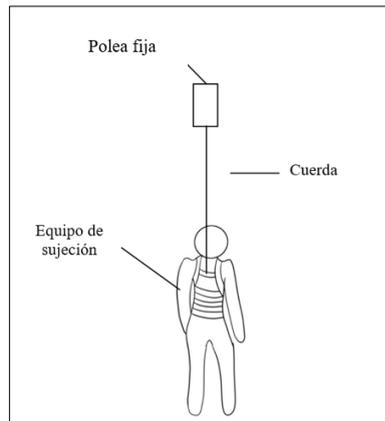


Figura 15. Representación del movimiento vertical.

- **Polea fija:** Su función principal es la de cambiar la dirección de la fuerza aplicada a una cuerda o cable. Al pasar la cuerda sobre la polea fija, se logra modificar la dirección de la fuerza, de esta manera, evita daños en la propia estructura por desgaste mecánico.
- **Carrete:** Permite el almacenamiento del cable encargado de la elevación que se encuentra distribuida a lo largo de la estructura y se controla mediante un motor de corriente continua (DC), mismo que se encuentra conectado al eje del motor. Este motor transmite el movimiento a través de las poleas direccionando la fuerza que aplica al momento de realizar el torque.
- **Arnés:** Dispositivo que se adapta al cuerpo para distribuir la carga, garantiza la estabilidad y seguridad al sostener a una persona. Se conecta mediante una cuerda específica para equipo de gimnasio, diseñada para soportar eficazmente el peso del usuario
- **Transmisión:** En la representación de las Figuras 16, 17 y 18, se detallan los componentes mecánicos del sistema diseñado para controlar la transmisión del movimiento del motor 1 y 2.

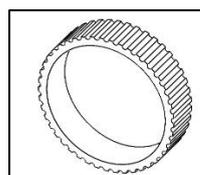


Figura 16. Acople para la transmisión de movimiento de la banda-encoder.

En la Figura 17, se ilustra el mecanismo completo del encoder, encargado de enviar la señal que establece el sentido y velocidad de giro de los motores.

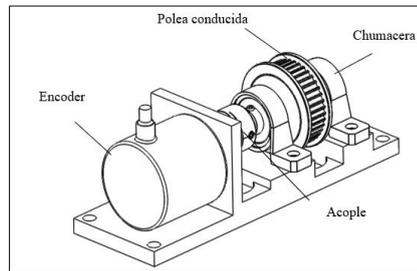


Figura 17. Eje de la banda acoplado a la polea conducida del sensor.

En la Figura 18, se presenta el despiece del mecanismo del encoder.

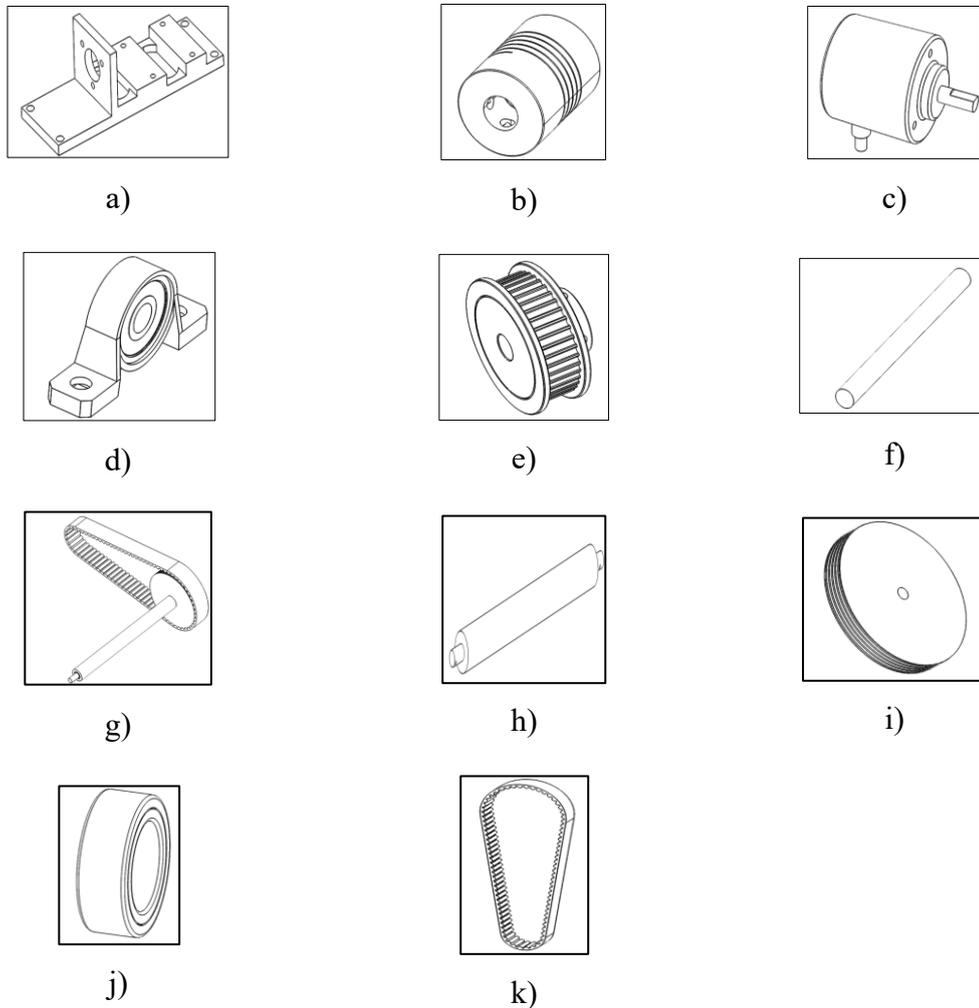


Figura 18. a) Soporte para el encoder. b) Acople. c) Encoder. d) Chumacera. e) Polea conducida. f) Eje de conexión. g) Conexión eje-banda. h) Rodillo de la banda caminadora. i) Polea de la banda caminadora. j) Rodamiento. k) Banda de transmisión [32].

- **Polea motriz:** Esta polea se encarga de transferir el movimiento generado por el motor eléctrico mediante un acoplamiento.
- **Polea conducida:** Esta polea recibe el movimiento proveniente de la polea motriz mediante una correa dentada. Esto se hace para controlar y ajustar el desplazamiento de los motores de las bandas.
- **Soporte y unión:** El eje del encoder y el de la polea conducida se unen y mantienen su alineación gracias a las chumaceras y un acople flexible. Estos componentes con ejes de 8mm de diámetro, están montados en una placa de 15.5x5cm.

La transferencia de movimiento desde el giro de los motores al eje de la banda se ilustra en la Figura 19, mediante la polea motriz y la polea conducida.

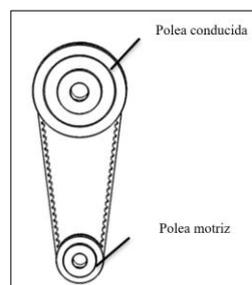


Figura 19. Sistema de sincronización de poleas para el motor 1 y 2.

En la Figura 20, se ilustra la distribución de la banda dual y sus motores.

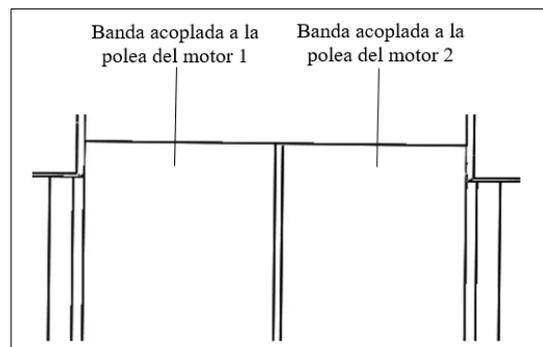


Figura 20. Representación del sistema de sincronización de los motores 1 y 2 conectados al par de bandas caminadoras.

3.3.2. Cálculos de las fuerzas actuantes

Se procede a examinar los cálculos relativos a las fuerzas aplicadas en la situación más desafiante del sistema. En este contexto crítico se evalúan las condiciones en las cuales, tanto la carga como la velocidad alcanzan sus valores máximos permitidos.

La representación gráfica del desplazamiento vertical del usuario en la caminadora se ilustra en la Figura 21. En esta descripción se toma en consideración que la energía mecánica necesaria (P) para soportar una carga (F) a una velocidad determinada (V) se rige por la Ecuación 1.

Para calcular la fuerza (F) indicada en la Figura 21, misma que el motor debe superar para elevar la carga. Se utiliza un sistema de ecuación en donde (m) es el peso en kg y (g) es la aceleración debido a la gravedad (aproximadamente 9.81m/s^2)

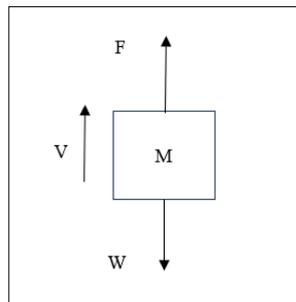


Figura 21. Representación del movimiento del usuario.

Para el cálculo la velocidad de elevación del motor de la caminadora se requiere una transformación, dado que el peso actual está en kilogramos (11.4kg) y la potencia del motor es de 1 caballo de fuerza (HP, por sus siglas en inglés), por consecuente, primero transformamos la potencia a vatios siendo $1\text{HP} \approx 745.7$ vatios (W).

$$+ \uparrow \sum F_y = W$$

$$N = W = mg \tag{23}$$

$$N = 11.4\text{kg} * 9.81\text{N}$$

$$N = 111.83\text{N}$$

Con el valor de la potencia del motor ($P = 745.7$ W) y la fuerza ($F = 111.83$ N), se calcula la velocidad (V) mediante la Ecuación 1.

$$V = \frac{745.7\text{W}}{111.83\text{N}} \approx 6.67 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Dado el caso que la potencia del motor este limitado por la fuente a una potencia de 300 W, la velocidad máxima es de aproximadamente:

$$V = \frac{300W}{111.83N} \approx 2.68 \frac{m}{s}$$

Considerando el aumento de peso del paciente en un lapso de 5 años según su evolución anual, se establece un valor de 50kg aproximadamente, por lo que se obtiene una velocidad máxima de:

$$V = \frac{300W}{490.50N} \approx 0.61 \frac{m}{s}$$

3.3.3. Análisis de transmisión entre poleas

Se tiene presente la transmisión entre poleas de la Figura 22, que tendrá el motor al giro del eje del carrete que moverá la banda, aplicando una relación de velocidad. Cada motor es capaz de realizar el giro de la banda a partir de los 6 voltios y una corriente de 0.75 amperios teniendo en cuenta el peso de las bandas y el carrete, pero sin una carga, aumentando el consumo hasta 1 amperio a partir de un peso de 15kg.

Por consecuente, la potencia necesaria para empezar el giro de las bandas es de 6 vatios de potencia, considerando la velocidad mínima a la que pueda realizar movimiento el paciente ($V=0.05m/s$) que se obtiene al utilizar la potencia de 6 vatios y la fuerza de 111.83 N al utilizar la Ecuación 1.

$$V = \frac{P}{F} = \frac{6W}{114.83N} = 0.05 \frac{m}{s}$$

La velocidad es controlada por medio de una perilla que suministra el voltaje de la fuente o mediante una modulación por ancho de pulsos (por sus siglas en ingles PWM), teniendo un rango de 0-210, siendo el 20% de la velocidad un valor de 40 la cual representa ($V=0.5m/s$), por cada pulsación el valor incrementa en 20 hasta alcanzar los 210.

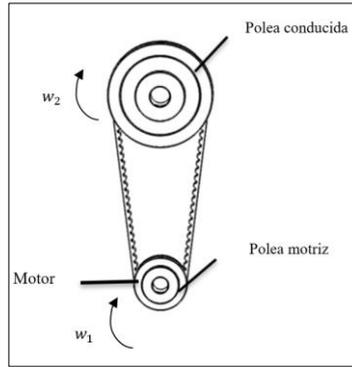


Figura 22. Transmisión de la velocidad del motor hacia la polea conducida.

Los valores para los radios corresponden $r_2=0.0075m$, $R_2=0.045m$, $r_1=0.013m$. Reemplazando valores en la Ecuación 2, se obtiene como resultado $w_2=13.33rad/s$ y $w_1= 46.14rad/s$.

Con el valor obtenido de la velocidad angular ($w_1=46.14rad/s$) y considerando la potencia ($P=49W$), se reemplaza en la Ecuación 3, para obtener el máximo torque (T) el cual será necesario para mover el peso del usuario.

$$T = \frac{P}{w_1} = \frac{6W}{46.14 \frac{rad}{s}}$$

$$T = 0.13N * m$$

3.3.4. Cálculo de reacción sobre la viga de soporte

En la Figura 23, de las reacciones A y B se considera los soportes del extremo, centro de las vigas como puntos de apoyos fijos para una fuerza de 490.5N.

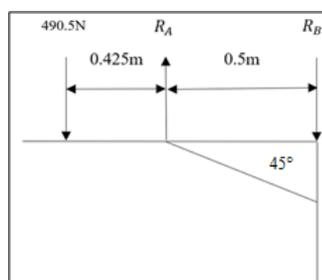


Figura 23. Representación de la estructura de soporte con apoyo fijo.

La ecuación para determinar las cargas actuantes en R_{Ay} se desarrolla:

$$+ \uparrow \sum M_A = 0$$

$$-R_{By} * 0.5m + 490.5 * 0.425 = 0 \quad (24)$$

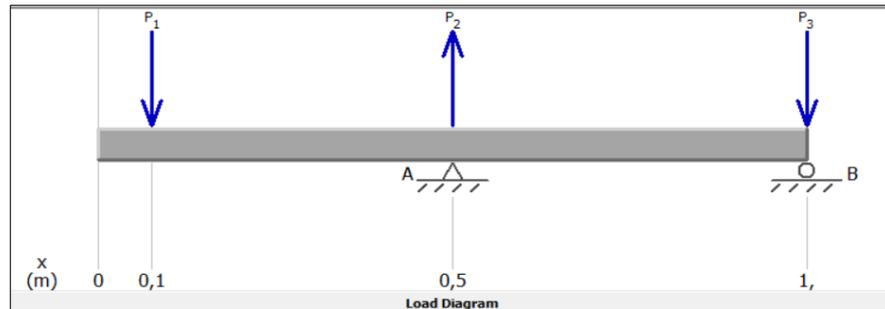
$$R_{By} = 416.93N$$

$$+ \uparrow \sum Fy = 0$$

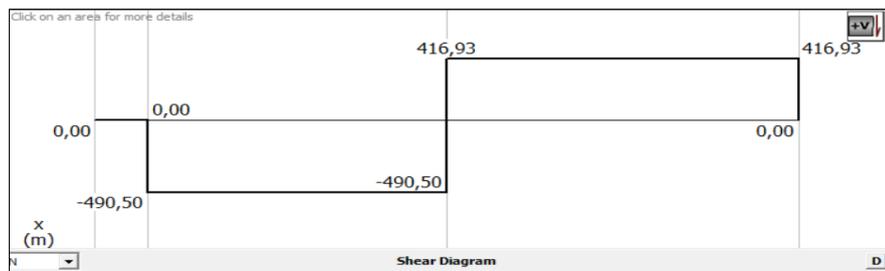
$$- 490.5 - R_{By} + R_A = 0 \quad (25)$$

$$R_{Ay} = 907.43N$$

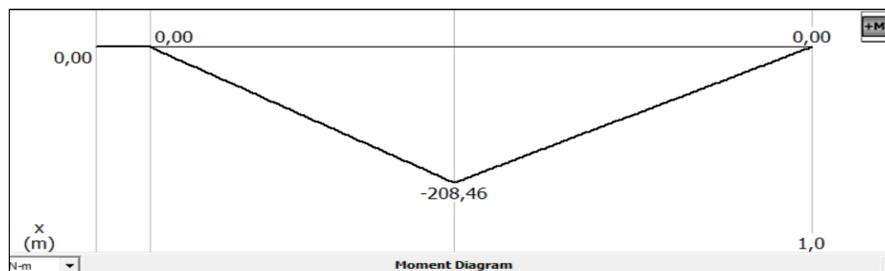
Para el soporte de la estructura de 1 metro (m) de largo, la carga aplica 490.5N a 0.425m del soporte A, se utilizó el software MDSolids 4.0 para representar los diagramas y calcular las fuerzas cortantes y momento flector de la Figura 24.



a)



b)

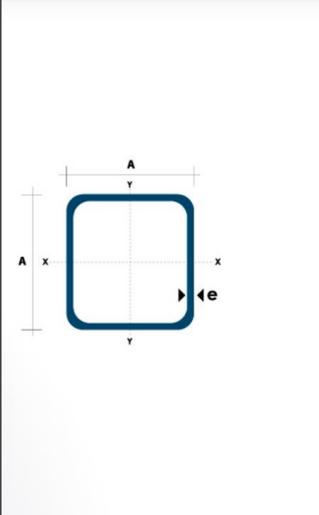


c)

Figura 24. a) Diagrama de carga. b) Fuerza cortante. c) Momento flector.

El momento máximo de donde se encuentra la polea para la sujeción al arnés es de 208.46N*m.

Para la selección del material de la Figura 25, se eligió un elemento disponible en el mercado que cumple con los requisitos necesarios para soportar la carga en la viga de la parte estructural.



Dimensiones			Área		Ejes X-Xe Y-Y	
A	Espeor	Peso	Área	I	W	I
mm	mm (e)	Kg/m	cm ²	cm ⁴	cm ³	cm ³
20	1.2	0.72	0.90	0.53	0.53	0.77
20	1.5	0.88	1.05	0.58	0.58	0.74
20	2.0	1.15	1.34	0.69	0.69	0.72
25	1.2	0.90	1.14	1.08	0.87	0.97
25	1.5	1.12	1.35	1.21	0.97	0.95
25	2.0	1.47	1.74	1.48	1.18	0.92
30	1.2	1.09	1.38	1.91	1.28	1.18
30	1.5	1.35	1.65	2.19	1.46	1.15
30	2.0	1.78	2.14	2.71	1.81	1.13
40	1.2	1.47	1.80	4.38	2.19	1.25
40	1.5	1.82	2.25	5.48	2.74	1.56
40	2.0	2.41	2.94	6.93	3.46	1.54
40	3.0	3.54	4.44	10.20	5.10	1.52
50	1.5	2.29	2.85	11.06	4.42	1.97
50	2.0	3.03	3.74	14.13	5.65	1.94
50	3.0	4.48	5.61	21.20	4.48	1.91
60	2.0	3.66	3.74	21.26	7.09	2.39
60	3.0	5.42	6.61	35.06	11.69	2.34
75	2.0	4.52	5.74	50.47	13.46	2.97
75	3.0	6.71	8.41	71.54	19.08	2.92
75	4.0	8.59	10.95	89.98	24.00	2.87
100	2.0	6.17	7.74	122.99	24.60	3.99
100	3.0	9.17	11.41	176.95	35.39	3.94
100	4.0	12.13	14.95	226.09	45.22	3.89
100	5.0	14.40	18.36	270.57	54.11	3.84

Figura 25. Especificaciones del tubo estructural cuadrado [33].

En las especificaciones del tubo estructural cuadrado, se seleccionó un producto del catálogo de DIPAC. Para el dato del esfuerzo de fluencia (S_y) se empleó el valor mínimo establecido por la norma NTE INEN 2415 (Norma Técnica Ecuatoriana) para tubos estructurales de Grado B. Esfuerzo a la fluencia $S_y = 180\text{MPa}$, adjunto Anexo 3.

En base al diseño se utiliza la Ecuación 4, de esfuerzo permisible de acuerdo al tipo de carga (tensión).

Se reemplaza en la Ecuación 5 y de acuerdo al momento máximo ($M=208.46\text{ Nm}$) tenemos:

$$S = \frac{208.46\text{ N} \cdot \text{m} \cdot \left(\frac{1000\text{ mm}}{1\text{ m}}\right)}{0.6 \left(180 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}\right)}$$

$$S = 1930.19\text{ mm}^3 \rightarrow 1.93\text{ cm}^3$$

El resultado de aplicar la Ecuación 5, indica el valor mínimo del módulo de resistencia de la sección en cm^3 a seleccionar en el catálogo de DIPAC. En el caso de las especificaciones para el tubo estructural cuadrado, se determinó que el material de la Figura 25, es apropiado para cumplir con este requisito. Este mismo tubo se utilizará para la viga de soporte en posición vertical.

En la sección identificada para el soporte del usuario se realizará un análisis para verificar si las dimensiones y el material elegido para el diseño del soporte son apropiados y capaces de resistir las cargas previstas. Durante el análisis se usa la suma total de fuerzas y momentos aplicados para asegurar la integridad del soporte.

Esfuerzo en flexión se calcula mediante la Ecuación 6:

$$\sigma = \frac{208.46Nm \cdot 0.025m}{2.12 * 10^{-7}m^4}$$

$$\sigma_f = 24.28MPa$$

Esfuerzo cortante debido fuerza cortante se calcula mediante la Ecuación 7:

$$\tau_c = \frac{490.5N}{5.61 * 10^{-4}m^2}$$

$$\tau_c = 0.87MPa$$

3.3.5. Análisis de resistencia a la fluencia

Se considera el método de esfuerzo de Von Mises de la Ecuación 8, para los valores que se calcularon:

$$\sigma' = \sqrt{(24.28MPa)^2 + 3(0.87MPa)^2}$$

$$\sigma' = 24.33MPa$$

El factor de seguridad se calcula mediante la Ecuación 11:

$$\sigma' \leq \frac{180}{F_s}$$

$$F_s = 7$$

Reemplazando el valor de resistencia a la fluencia del acero estructural de 180Mpa en la ecuación se obtiene un factor de seguridad de 7, garantizando un funcionamiento al evitar el riesgo por falla mecánica.

3.3.6. Cálculo de la soldadura en el punto de unión de la viga de soporte

Las fuerzas que inciden sobre la unión soldada de la estructura experimentan cargas que inducen flexión, generando tensiones tanto en la zona de soldadura como en las áreas circundantes, para poder calcular estos valores se preestablece un procedimiento de suelda eléctrica con electrodo AGA 6011 de 1/8 de diámetro.

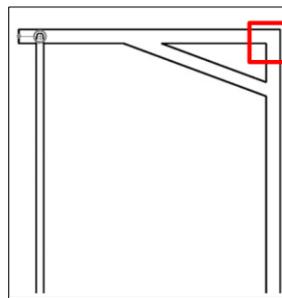


Figura 26. Punto de soldadura.

Con una garganta de soldadura (h) de 1.5mm mediante las Ecuaciones 12 y 13.

$$\tau' = \frac{v}{Ag} = \frac{p}{2(1.414hI)}$$

$$\tau' = \frac{490.5N}{2 * 1.414 * 1.5mm * 50mm} = 2.31MPa$$

$$\tau'' = \frac{Mc}{0.707hI_u} = \frac{Mc}{0.707 * 2 * h * \left(\frac{bd^2}{2}\right)}$$

$$\tau'' = \frac{208.46Nm * 0.025m}{0.707 * 2 * 0.0015m * \left(\frac{0.05 * 0.05^2}{2}\right)} = 39.31MPa$$

El esfuerzo resultante se calcula mediante la Ecuación 14.

$$\tau = \sqrt{(39.31MPa)^2 + (2.31MPa)^2} = 39.38MPa$$

El factor de seguridad se calcula mediante la Ecuación 11:

$$Fs = \frac{\tau_{\max}}{\tau_{\text{calculado}}}$$
$$Fs = \frac{0.6 * \left(180 \frac{N}{\text{mm}^2}\right)}{39.38 \text{MPa}} = 2.34$$

El factor de seguridad calculado es de 2.34, lo cual sugiere que la soldadura es suficientemente resistente para soportar la carga aplicada. El análisis realizado en la viga de soporte indica que las demás soldaduras también son seguras, ya que el factor de seguridad es significativamente mayor al mínimo estandarizado cuyo valor es de 1.66. Este resultado respalda la confiabilidad estructural y la capacidad de las soldaduras para resistir cargas superiores a las previstas.

3.3.7. Cálculos de la banda transportadora

- **Selección de la banda transportadora:** Para el diseño de este prototipo se hizo uso de una banda reciclada de la marca Tecnofitness TP840, las dimensiones de la banda son 50cm de ancho y 120cm de largo, con textura tipo lija base, la capacidad de carga máxima es de 150kg y la velocidad máxima es de 14km/h y las principales características de esta composición son:
 - Un bajo coeficiente a la fricción
 - Recubrimiento resistente a la abrasión
 - Fácil limpieza
- **Capacidad de la banda:** El peso del usuario es de 50kg, suponiendo que el peso se distribuye uniformemente, cada banda debe soportar una carga de usuario de 25kg. La velocidad máxima de trabajo es de 14km/h, sin embargo, la configuración individual lo limita a 0.1m/s velocidad de trabajo.

Remplazamos los datos en la Ecuación 22, para obtener [34]:

$$\text{Cap.banda} = 20 * 25 * 0.1$$

$$\text{Cap.banda} = 50\text{kg}$$

El valor obtenido es para cada tramo individual de la banda, si se multiplica por 2, entonces se obtiene un valor de 100kg, si el fabricante establece una carga de trabajo de 120kg máxima, entonces se deduce: Carga máxima establecida por el fabricante > Carga de trabajo.

- **Ancho de la banda:** El estándar establecido de una banda personalizada se determina según las necesidades del paciente al tratarse de una adaptación, por lo que se calcula valores mínimos [35], mediante la ecuación:

$$\text{Ancho} = \varepsilon + 10\text{cm} \quad (26)$$

Donde:

ε : es la distancia entre hombros del usuario

$$\text{Ancho} = 25\text{cm} + 10\text{cm}$$

$$\text{Ancho} = 35\text{cm}$$

El ancho recomendado para una ergonomía del usuario es de 35cm, sin embargo, el ancho de la banda utilizada es de 50cm, por lo que se determina [35]: Ancho de banda recomendado < Ancho de banda del fabricante.

Para la adaptación de la banda en dos tramos, se divide el valor obtenido entre 2 y se obtiene un dato de 15.25cm y el valor del fabricante final es de 21cm, por lo que sigue dentro del ancho idóneo que garantiza el confort del usuario.

- **Largo de la banda**

La ecuación que determina el largo de la banda está dada por [35]:

$$\text{Largo} = (\text{altura} * 0.65) + 10 \quad (27)$$

Donde:

altura : altura del paciente [cm].

$$\text{Largo} = (94\text{cm} * 0.65) + 10\text{cm}$$

$$\text{Largo} = 71.1\text{cm}$$

El largo recomendado para el usuario es de 71.1cm, sin embargo, el largo de la banda utilizada es de 120cm, por lo que se determina: Largo de banda recomendado < Largo de banda del fabricante.

- **Selección de la banda transmisora de movimiento:** La banda Vega PJ442/174J de la Figura 27, son específicamente diseñadas para la transmisión de fuerza en el motor de 1HP para el uso de la caminadora. La banda PJ442/174J está confeccionada con un material plástico ABS de alta calidad, conocido por su resistencia y durabilidad. Su superficie está anodizada y pulida con un revestimiento de níquel, proporcionando una estructura sólida y duradera.



Figura 27. Banda PJ442/174J.

- **Diseño de rodillo para la banda transportadora:** El peso sobredimensionado de 50 kg, como se aprecia en la Figura 28, está representado en la carga P1 que se utilizará para llevar a cabo el análisis de las reacciones que actúan sobre el rodillo.

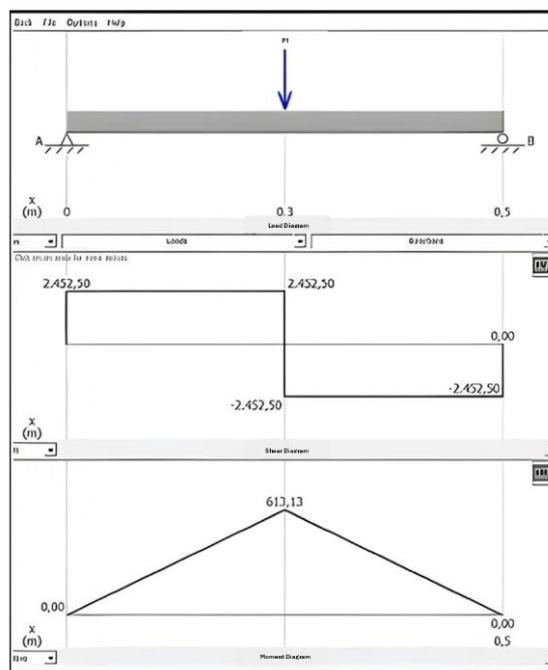


Figura 28. Diagrama de cargas para el análisis del rodillo.

El desarrollo del análisis de las reacciones que actúan sobre el rodillo para determinar la R_b es el siguiente:

$$\begin{aligned}
 & + \uparrow \sum F_y = W \\
 & R_A + R_B - W = 0 \\
 & R_A = W - R_B \\
 & + \updownarrow \sum M_A = 0 \\
 & - 0.25m + 0.5m + R_B = 0 \\
 & R_B = 245.25
 \end{aligned}$$

El momento flector de 613.13 N*m (equivalente a 62.535 kg*m) que incide sobre la superficie del rodillo y la verificación de las reacciones fueron evaluados mediante el programa MDSolid. Para determinar el momento de torsión, se procede a utilizar la potencia máxima suministrada por la fuente de alimentación de los motores.

$$M_T = \frac{P}{W_r} \quad (28)$$

Donde:

M_T : Momento de torsion N*m

P : Potencia Watts

W_r : Velocidad angular del rodillo rad/s

$$M_T = \frac{1200W}{4200rpm * 2\pi \frac{rad}{60s}}$$

$$M_T = 2.73N * M = 0.29kg * m$$

Se realiza el cálculo del diámetro del rodillo mediante la ecuación, considerando un factor de seguridad de 2 y un valor de S_y de 180 MPa (convertido a 18,354,891.78 kg/m²).

$$d^3 = \frac{16 * 2 * n_s}{\pi * S_y} * \sqrt{M^2 + M_T^2} \quad (29)$$

Donde:

d : diámetro del eje del rodillo [m].

S_y : Resistencia de fluencia [Mpa].

n_s : factor de seguridad [Mpa].

M : momento flector [kg*m].

M_T : Momento de torsión [kg*m].

$$d^3 = \frac{16 * 2 * 4}{\pi * 8354891.78} * \sqrt[3]{62.535^2 + 0.29^2}$$

$$d = 0.043m$$

$$d = 43mm$$

El valor obtenido para un diámetro seguro es de 41mm, mientras que el valor establecido por el fabricante es de 42mm, por lo tanto, se determina: Diámetro recomendado < Diámetro del fabricante.

- **Selección de rodamientos para la banda transportadora:** Utilizando la Ecuación 9, se consigue la dimensión principal de acuerdo con el eje 15mm de diámetro se usa el rodamiento de bolas 6202.

$$L_{10h} = \left(\frac{10^6}{60 * 4200RPM} \right) * \left(\frac{5.85KN}{490.5N} \right)^3$$

$$L_{10h} = 17607h$$

La cifra calculada representa el tiempo total de operación antes de requerir un reemplazo, considerando el funcionamiento continuo a la máxima potencia de los motores. Este dato proporciona información clave sobre la durabilidad y vida útil de rodamientos en condiciones de máxima exigencia.

- **Lubricación:** De acuerdo con la elección del rodamiento basada en el diámetro del eje obtenido con la Ecuación 10, se establece que la viscosidad nominal (V1) es de 10.2 mm²/s, adjunto Anexo 13. En consecuencia, se opta por un lubricante con clasificación ISO VG 10, adecuado para una temperatura de 25°C.

$$dm = 0.5 * (15 + 32)$$

$$dm = 23.5mm$$

El rodamiento de la Figura 29, escogido para el eje de la caminadora es el rodamiento rígido de bolas 6202. Estos rodamientos de una sola hilera destacan por su gran versatilidad, están optimizados para minimizar el ruido, exhiben una baja fricción y reducen notoriamente las vibraciones, dando como resultado un componente capaz de alcanzar velocidades de rotación altas y son capaces de soportar cargas radiales. Además, su montaje es relativamente sencillo y requieren de menos mantenimiento por su composición [36].



Figura 29. Diámetro interno del rodamiento del eje.

3.3.8. Cálculo y selección de pernos

El valor determinante para realizar la selección de pernos es el peso, esto debido a que son los encargados de mantener centrados los rodillos y aplicar tensión a la banda de transporte para regular su movimiento.

- **Selección del largo para el perno:** Para la selección del largo se toma en cuenta la longitud que debe atravesar el perno para la sujeción del eje a través de la estructura que es de 40mm y una sección de pasador de 8mm, como se muestra en la Figura 30.

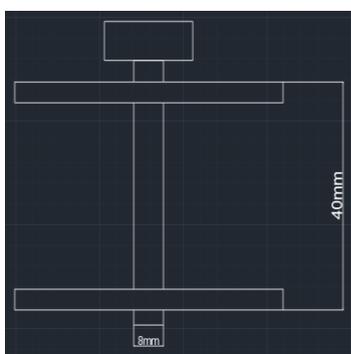


Figura 30. Largo de la sección de la estructura.

Con estos dimensionamientos se selecciona en el catálogo, Figura 31, el Tornillo

Allen Cabezal DIN 912, M8X50mm.

Tamaño rosca x longitud	Tornillos Allen Cabeza Avellanada DIN 7991				Tornillos Allen Botón de Huella ISO 7380				Tornillos Allen Casquillo Hexagonal ISO 7379	Tornillos Allen Cabezal DIN 912				
	Galvanizado Brillante	Negro	A2	A4	Galvanizado Brillante	Negro	A2	A4	Negro	Galvanizado Brillante	Negro	A2	A4	Titano
M8 x 8mm														
M8 x 10mm					822-9195	822-9139								
M8 x 12mm	483-9919				483-9701	281-338	183-8761	232-8322			529-696			
M8 x 16mm	483-9925	281-546		304-4851	483-9717	281-344	185-5794	232-8338	292-316	483-8382	529-703	281-142	187-1471	
M8 x 20mm	483-9931	281-552		304-4845	483-9739	281-350	183-8777	232-8344	292-322	483-8398	529-719	281-158	187-1487	
M8 x 25mm	483-9953	281-568		304-4839	483-9745	281-366	183-8783	232-8350	292-338	491-5271	529-725	281-164	187-1493	
M8 x 30mm	483-9969	292-502		304-4823	822-9199		797-6103	304-4687	292-344	483-8405	468-0161	281-170	187-1500	
M8 x 35mm	491-5186	292-518			822-9209	822-9133				491-5287	468-0177	293-426	187-1516	
M8 x 40mm	491-5192	822-9149	917-6232	304-4801	822-9202		797-6112	304-4671	292-350	483-8411	468-0199	290-152	187-1522	
M8 x 45mm					822-9206						468-0206	797-6272	660-4649	
M8 x 50mm	822-9265	822-9158		304-4794	822-9215		797-6115	304-4665		483-8427	468-0212	293-432	187-1538	

Figura 31. Dimensiones de pernos M8 Hexagonal.

- **Cargas actuantes:** Hace referencia a todas las cargas (pesos) distribuidos a lo largo de la plataforma que descansa sobre los pernos, estas cargas pueden varias dependiendo del usuario y objetos agregados.

Masa del paciente: 50kg

Masa del rodillo: 5lb = 2.268kg(x2)

Masa de la banda: 8lb = 3.628kg

Masa de la polea: 1lb = 0.453kg

Dando una masa total de: 58.6kg, sin embargo, se considera un margen de tolerancia del 30%, obteniendo 75kg redondeando el valor.

Aplicamos la fórmula para determinar el peso:

$$N = kg * \frac{m}{s^2}$$

$$P_{total} = 765.18N$$

Para una distribución equitativa del peso se colocarán 4 pernos, cuya disposición se encuentra en la Figura 32.

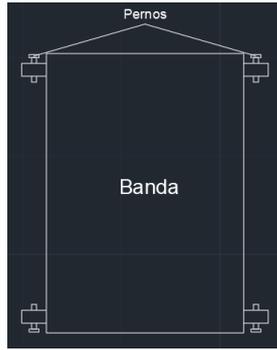


Figura 32. Disposición de los pernos en la banda transportadora.

Si se asume que la carga se aplica de manera perpendicular a la posición de los pernos, entonces la fuerza cortante es:

$$V = P_{total}$$

$$V = 765.18N$$

La carga distribuida para el numero de pernos es:

$$F' = \frac{765.18N}{4_{pernos}}$$

$$F' = 191.29 \frac{N}{pernos}$$

- **Cálculo del esfuerzo cortante doble:** El perno atraviesa 3 estructuras como se observa en la Figura 33, que ejercen las cargas a lo largo del roscado, por lo que se aplica un esfuerzo doble utilizando la Ecuación 7.

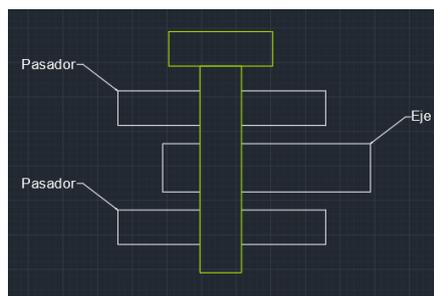


Figura 33. Esfuerzo doble aplicado al perno.

$$\tau_{prom} = \frac{P}{2A}$$

El área a la que se someterá el esfuerzo es igual al diámetro del pasador del perno seleccionado M8x50mm, es decir $d=8mm$.

$$\tau_{prom} = \frac{191.29}{2 \left(\frac{\pi}{4} * (8mm)^2 \right)}$$

$$\tau_{prom} = 1.902MPa$$

- **Cálculo del factor de seguridad:** Para determinar si el perno es capaz de soportar las cargas aplicadas se utiliza una variante de la Ecuación 11, donde σ_{max} es el esfuerzo máximo del material (Acero galvanizado), $\sigma_{calculado}$ es el esfuerzo teórico obtenido y 0.4 es la constante del esfuerzo permisible para diseño obtenido de la Ecuación 4.

$$Fs = \frac{\sigma_{max} * 0.4}{\sigma_{calculado}}$$

$$Fs = \frac{800 * 0.4}{1.902}$$

$$Fs = 168$$

Existe un sobredimensionamiento en la selección de pernos debido a la limitada carga que soporta en comparación al material empleado, esto debido a la adaptación de la máquina.

- **Factor de seguridad recomendado:** Para el diseño estructural un factor de seguridad recomendado es de 8, por lo que evaluando la ecuación del factor de seguridad obtenemos:

$$8 = \frac{\sigma_{max}}{\sigma_{calculado}}$$

$$\sigma_{calculado} = \frac{800MPa}{8} = 100MPa$$

Si despejamos la formula del esfuerzo permisible, Ecuación 4, obtenemos:

$$\tau_{prom} = \frac{P}{2 \left(\frac{\pi}{4} * d^2 \right)} \rightarrow d = \sqrt{\frac{4P}{\pi * 2 * \sigma_{calculado}}}$$

$$d = \sqrt{\frac{4(191.29)}{\pi * 2 * 100 \frac{N}{mm^2}}}$$

$$d = 1.10mm$$

El diámetro ideal del perno para establecer un F_s recomendado en 8 es de 1.10mm, dichas especificaciones no existen, por ende, queda justificada el sobredimensionamiento del perno, debido a las características.

3.3.9. Cálculos parte eléctrica

- **Transformador 110V-15V, 3A:** Se utiliza un transformador de voltaje alterno (AC) de 110V AC a 15V AC, alimentando el controlador de Arduino y otros componentes electrónicos. Para convertir este voltaje AC en corriente continua (DC), se emplea un puente de diodos. Posteriormente, se suaviza la señal resultante para corregir la forma de la onda senoidal y obtener una corriente continua, empleando un filtro RC.
- **Puente de diodos:** El puente de diodos en la rectificación de onda completa aprovecha toda la señal de corriente alterna, tanto la parte positiva como la negativa, para obtener una corriente continua. El puente de diodos (KBU2510) es capaz de soportar el amperaje (A) y el voltaje (V) suministrado, adjunto Anexo 4.
- **Filtro RC:** Al utilizar el transformador para reducir el voltaje a una frecuencia de 60 Hz y una tensión de entrada de unos 110 V_{RMS} . Se procede a calcular los valores aproximados de los componentes para un filtro RC, asumiendo un rizado de voltaje de rizado (V_{ripple}) del 5% y una corriente de carga (I_{load}) de 3A.
- **Cálculo del período de la Ecuación 15:**

$$T = \frac{1}{60Hz}$$

$$T = 16.67ms$$

- **Cálculo del voltaje de rizo V_{ripple} :**

$$V_{ripple} = 0.05 * 15V$$

$$V_{ripple} = 0.75V$$

- **Cálculo de capacitancia C₁:**

Este capacitor se coloca en paralelo con la carga para suavizar la tensión de salida, el valor de la capacitancia se calcula mediante la Ecuación 16 [37].

$$C_1 = \frac{3A * 16.67 * 10^{-3}s}{2 * 0.75V}$$

$$C_1 = 0.0333F$$

Se selecciona un capacitor estándar cercano, 4700 μ F para C₁, con un voltaje nominal de al menos 16V para proporcionar un margen adecuado. Al utilizar el puente de diodos para la rectificación, el voltaje DC se calcula con la relación del voltaje pico mediante la Ecuación 17, siendo el voltaje obtenido al suavizar la señal mediante el filtro RC, evidencia adjunta en el Anexo 5.

- **Cálculo del voltaje pico:**

$$V_{rms} = \frac{15V}{60Hz}$$

$$V_p = 15V * \sqrt{2}$$

$$V_p = 21.21V$$

- **Cálculo del valor de la resistencia 50W a 6 ohmios:**

Debe soportar 3A del transformador, calculando una potencia de 45 vatios (W) con 15V DC de la salida. Determinado con la Ecuación 18. Además, mediante la Ecuación 19, en la cual se usa una resistencia de 6 ohmios, la corriente útil resultante es de 2.5A. De esta manera, se confirma que la resistencia puede manejar una potencia de hasta 50W [38].

$$P = 3A * 15V$$

$$P = 45W$$

$$I = \frac{15V}{6\Omega}$$

$$I = 2.5A$$

La resistencia que cumpla con los valores previamente obtenidos se ilustra en la Figura 34.



Figura 34. Resistencia 50W a 6 ohmios.

- **Alimentación de los motores mediante fuente de 300W**

Se emplea una fuente regulable de 300W de la Figura 35, con ajuste de salida a 30V y 10A como máximo.



Figura 35. Fuente de alimentación 30V, 10A.

Al usar la fuente de alimentación regulable, se logra ajustar la salida de voltaje y amperaje deseado para los motores. Sin embargo, la potencia de salida se limita a la mitad al emplear dos motores. Por ejemplo, con una potencia nominal de 100W, si la salida requerida es de 20V, el consumo será de 5A, limitado a 2.5A para cada motor según la Ecuación 18. Gracias a su ajuste hasta 10A, es posible controlar la corriente para obtener mayor torque en cada motor.

$$I = \frac{100W}{20V}$$

$$I = 5A$$

3.4. Diseño del sistema de control para motores DC

Para la tarjeta de control se consideró y empleó una tarjeta que incluye el Mosfet IRF5305S junto con optoacopladores, como se muestra en la Figura 36. Estos componentes, a pesar de manejar corriente continua, generan menos calor en comparación con otros Mosfet como el IRF634. Además, los optoacopladores permiten separar las fuentes de alimentación.



Figura 36. Tarjeta para el control de los motores.

El diseño de la tarjeta de alimentación de la Figura 37, conecta tres pines a la salida de 30V del Mosfet y otros tres a tierra para alimentar los motores, los cuales están conectados a los relés para el cambio de giro.

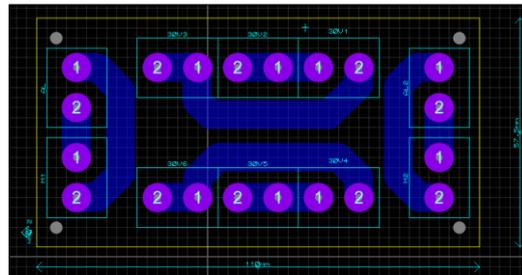


Figura 37. Diseño de tarjeta de alimentación en PCB.

La baquelita de doble cara se empleó para aprovechar las pistas en ambas superficies y reducir el tamaño de la tarjeta de control. Al calcular el ancho de las pistas, se consideró la corriente más alta que circulará por ellas para alimentar los motores, establecida en 10A. De acuerdo con la Ecuación 20, se obtiene un área de 390.29 mil^2 (milésimas de pulgada cuadrada) y, utilizando la Ecuación 21, se determina un ancho de 283 mil (milésimas de pulgada), un límite que asegura el funcionamiento seguro del dispositivo, evitando daños por calor. Se decidió un ancho de pista de 1onza (Oz) con valores de constante $k_1=0.048$, $k_2=0.44$ y $k_3=0.725$ para pistas externas.

$$\text{Área} = \left(\frac{10A}{0.048 * 10^{0.44}} \right)^{\frac{1}{0.725}}$$

$$\text{Área} = 390.29 \text{mils}^2$$

$$\text{Ancho} = \frac{390.29 \text{mils}^2}{1\text{Oz} * 1.378 \frac{\text{mils}}{\text{Oz}}}$$

$$\text{Ancho} = 283 \text{mil} \text{ (milésimas de pulgada)}$$

Para invertir el sentido de giro de los motores, se emplea relés. Estos conectan los cables de los motores al común, tal como se muestra en la Figura 38. Cada motor utiliza dos relés. El primer relé se alimenta con la salida de un Mosfet de 30V conectada a la compuerta NC (normalmente cerrada), mientras que la salida a tierra se conecta a la compuerta NA (normalmente abierta). En el segundo relé, las conexiones de salida del Mosfet se invierten, los 30V se conectan a la compuerta NA y la tierra a NC.

Mediante esta configuración se permite que el motor gire en un sentido cuando las compuertas están en la posición NC y cambie de sentido cuando están en NA.

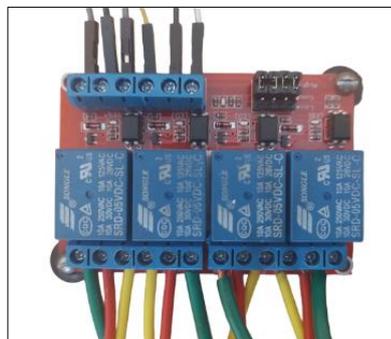


Figura 38. Placa de baquelita.

El cambio de giro funciona mediante una placa de baquelita diseñada específicamente con tres entradas para los 30V y tres entradas a tierra como se muestra en la Figura 39. Las pistas de la tarjeta tienen un ancho de entre 7 y 8 mm (milímetros), para ser capaces de soportar una corriente de 10A.

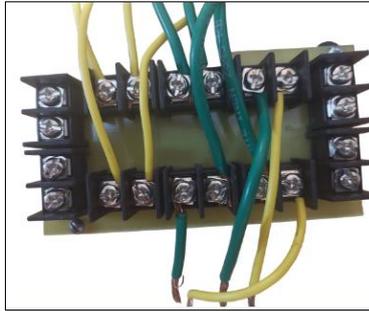


Figura 39. Vista posterior de la placa.

Después del filtro, se utiliza un regulador step-down LM2596 de la Figura 55, Anexo 10, el mismo acepta hasta 40V de entrada y proporciona hasta 3A de salida regulada. Este componente suministra 5V constantes al microcontrolador y al driver IR2110. Mediante otro regulador se establece el voltaje necesario para activar las compuertas de los Mosfets, asegurando un suministro confiable y adecuado de energía para todos los elementos del circuito de control.

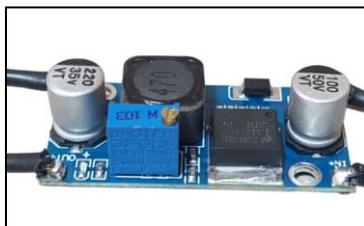


Figura 40. LM2596 Modulo Regulador Step Down.

La pantalla FTF de 2.8 pulgadas de la Figura 56, es un LCD táctil conectado directamente a Arduino, diseñado para mostrar información del control generado por el microcontrolador e interactuar mediante botones táctiles.

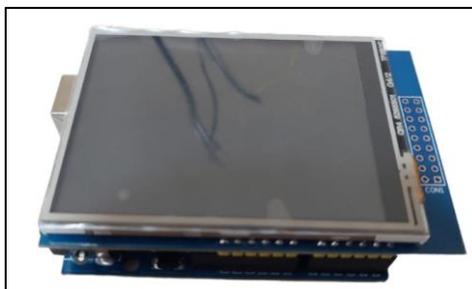


Figura 41. Pantalla LCD TFT De 2.8'' Ili9341 320x240 Arduino.

Se emplea un interruptor para encender el sistema y pulsadores de la Figura 57, con configuración pull-up para controlar tres modos de operación.



Figura 42. Pulsador grande de 4 pines.

Los conectores de aviación de 4 pines de la Figura 58, se utilizan para conectar el módulo del encoder, ubicado en la parte inferior de la caminadora, a los cables de alimentación y a los de señal A y B.



Figura 43. Par de Conectores de Aviación GX16-4 Pines Macho-Hembra.

La caja de control, mostrada en la Figura 59, contiene las botoneras, la pantalla táctil, las tarjetas y el resto del sistema de alimentación del controlador. En la parte trasera, ilustrada en la misma figura se encuentra el interruptor de encendido con su respectivo fusible, el cual corta la alimentación suministrada tanto al motor como al controlador.



Figura 44. Caja de control.

3.5. Simulación del proceso

3.5.1 Rectificador de onda completo

El rectificador de onda completa de la Figura 45, recorta la onda sinusoidal, permitiendo una señal positiva.

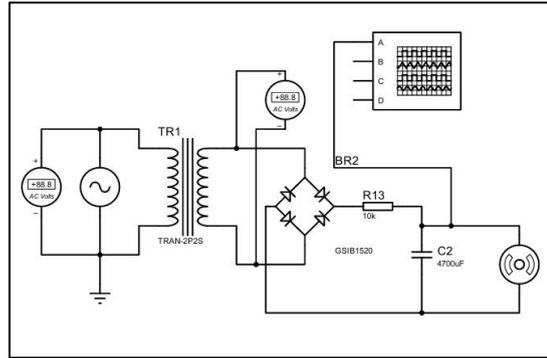


Figura 45. Rectificador de onda completa.

En la Figura 46, se observa la forma de onda sinusoidal de la fuente de alimentación que suministra una entrada de corriente alterna.

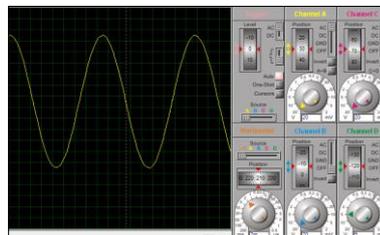


Figura 46. Onda senoidal de la fuente de alimentación.

La Figura 47, muestra la eliminación de la parte negativa de la señal senoidal.

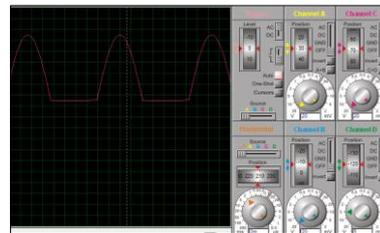


Figura 47. Eliminación de la parte negativa de la señal.

En la Figura 48, se realiza una comparación entre la onda de entrada y la señal rectificada antes de pasar por el filtro que suaviza la onda.

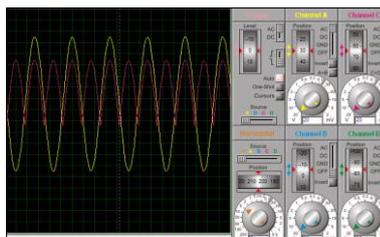


Figura 48. Onda rectificada DC.

La Figura 49, ilustra la señal continua rectificada en corriente directa, lo que facilita el suministro de una señal estabilizada para alimentar los reguladores de voltaje.

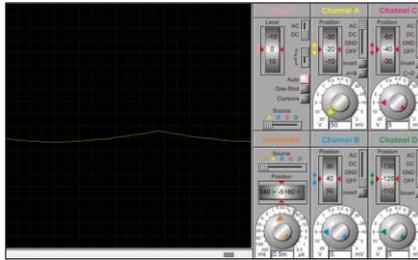


Figura 49. Onda rectificada continua DC.

3.5.2 Prueba del funcionamiento de la tarjeta de control y alimentación

Para realizar pruebas de la tarjeta se simulo el funcionamiento de un puente H con Arduino, el mismo se empleó en el software Proteus, ilustración en la Figura 50.

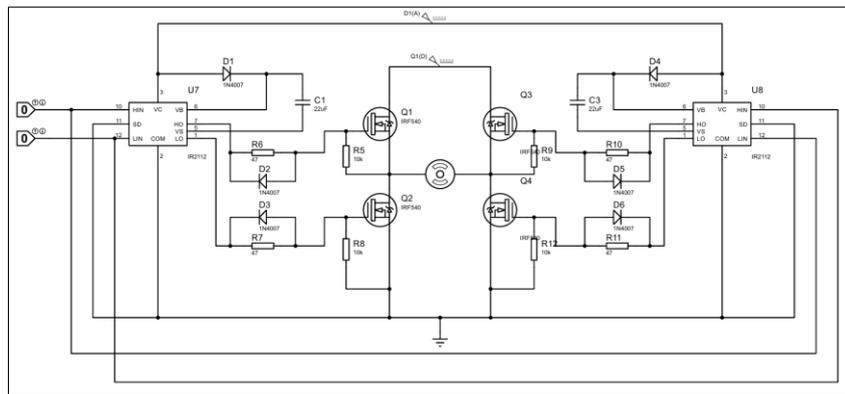


Figura 50. Simulación de un puente H.

En la Figura 51, se muestra el diseño para la simulación del puente H mediante Arduino.

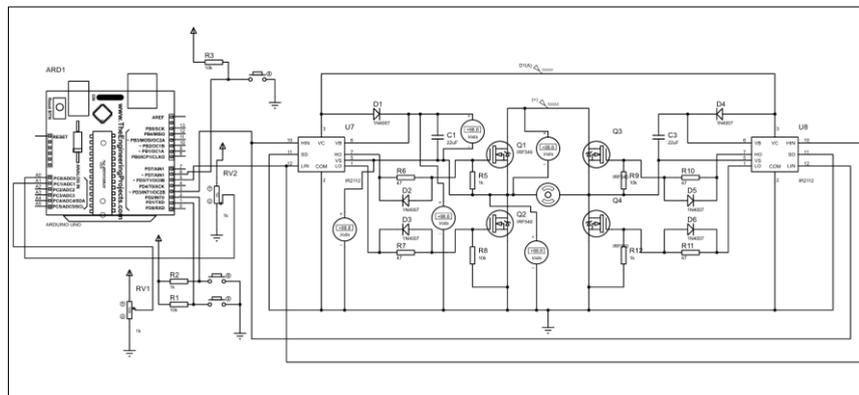


Figura 51. Simulación del funcionamiento del puente H mediante Arduino.

La simulación y diseño de la tarjeta de alimentación de la Figura 52, se realizó en el software de Proteus, el cual conecta los pines de los motores a los relés para la inversión de giro.

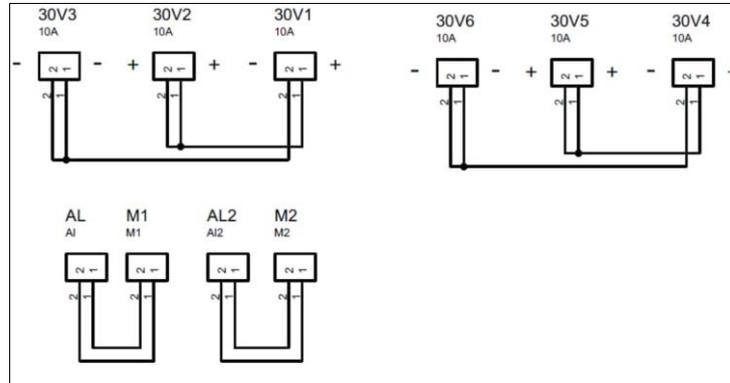
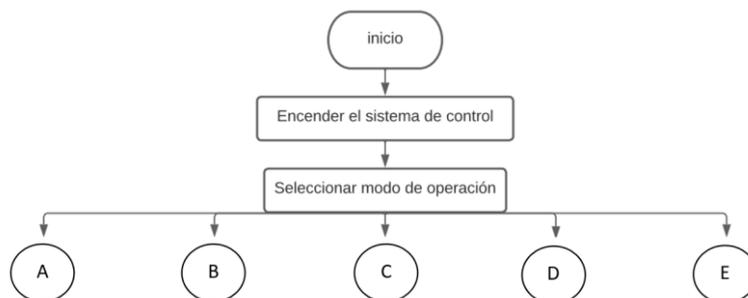


Figura 52. Diseño de tarjeta de alimentación en PCB.

3.5.3 Programa de control de velocidad y giro

En la Figura 68, se presenta un ejemplo del código para controlar la velocidad y la dirección de los motores. El código muestra los pines utilizados para leer los pulsadores, generar la señal de modulación de ancho de pulso (PWM), establecer el tiempo muerto entre la activación de los Mosfets en las salidas Ho y Lo. Esta configuración se emplea para controlar la dirección de giro del motor. Además, se aplica un tiempo de espera durante el cambio de dirección del motor para garantizar un funcionamiento seguro y controlado.

El control de los modos está estructurado en funciones que se activan al utilizar los pulsadores para controlar los motores. Además, el programa cuenta con un tiempo de espera de 5 segundos al encender la caminadora, desenergizando los pines de PWM al inicio para prevenir interrupciones erróneas en las compuertas de los Mosfets. Esto contribuye a un arranque suave y estable del sistema, adjunto Anexo 11.



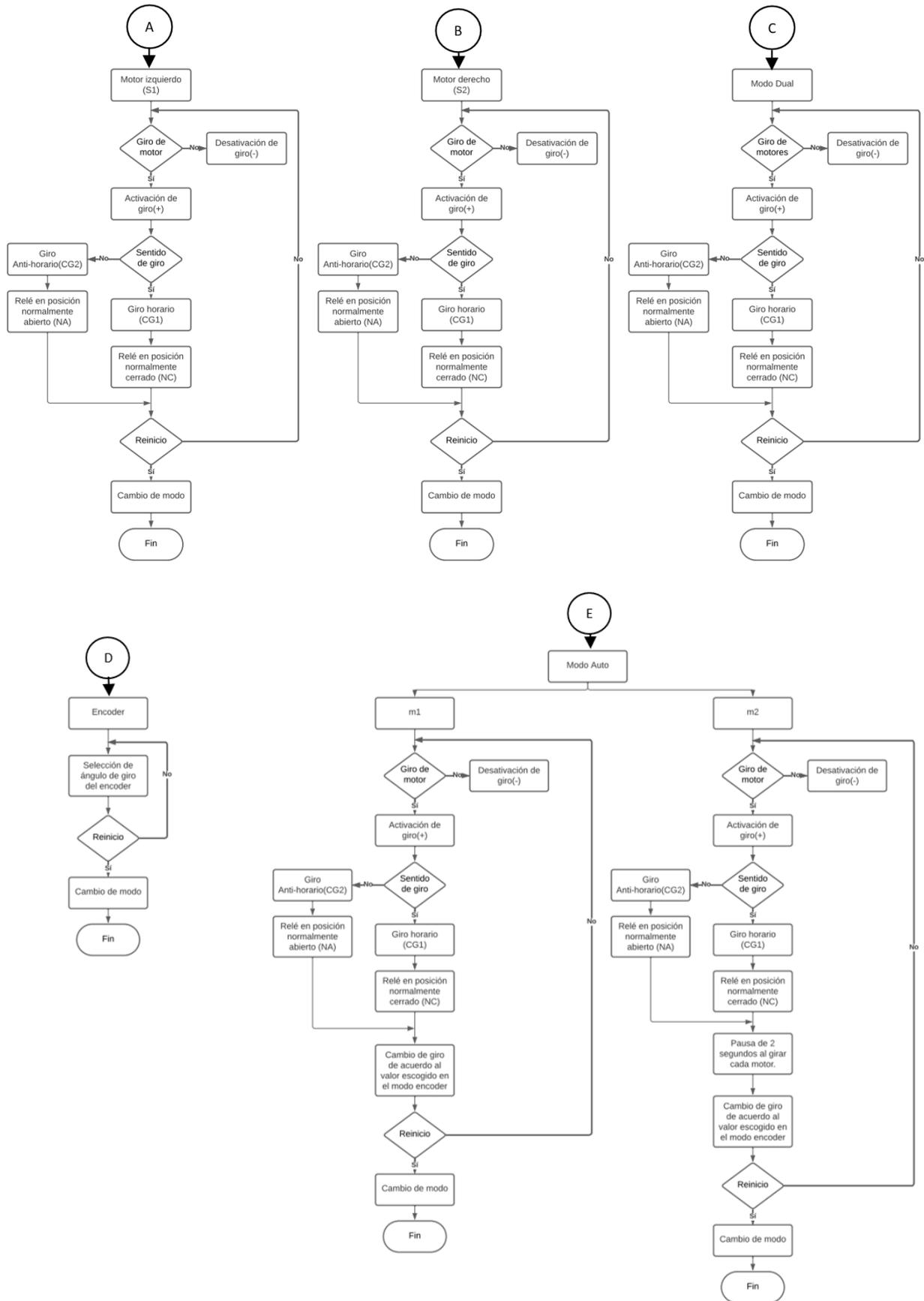


Figura 53. Diagrama de flujo del funcionamiento.

3.5.4 Simulación de Von Mises en SolidWorks de la estructura de soporte

El valor del límite elástico empleado en la simulación de Von Mises de la Figura 54, es el más bajo del acero estructural, el cual es de 250,000,000 Pascales (250MPa), al emplear una fuerza de 490.5 N con el fin de sostener un peso de 50 kg.

Con el valor del límite elástico de 250,000,000 Pascales (250MPa), y el valor en el análisis de Von Mises de (2,200,000) Pascales (2.200MPa), se observa que la tensión producida por el análisis de Von Mises menor que el límite elástico del material.

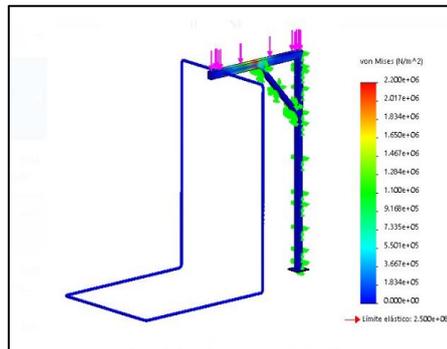


Figura 54. Análisis de Von Mises de la estructura de soporte.

Al ser el valor de la tensión resultante por el análisis de Von Mises inferior al límite elástico del material, esto sugiere que, el material no estaría alcanzando su límite elástico y, por lo tanto, no experimentaría deformaciones permanentes bajo esas condiciones de carga, con un factor de seguridad alto de la Figura 55.

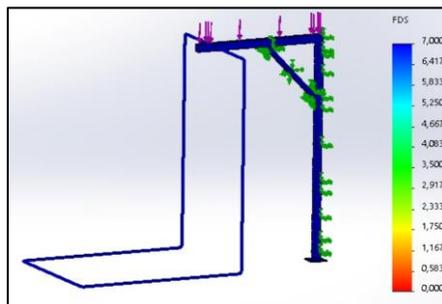


Figura 55. Simulación de factor de seguridad de la estructura de soporte.

En un análisis similar, al aplicar una fuerza de 490.5 N a lo largo de la estructura de soporte, se obtiene, en el análisis de Von Mises de la Figura 56, una tensión de 2.283 MPa. Es crucial destacar que esta tensión generada por el análisis de Von Mises es inferior al límite elástico del material, establecido en 250 MPa.

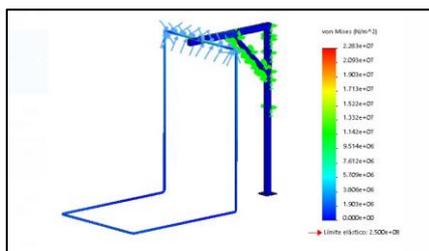


Figura 56. Análisis de Von Mises de la estructura lateral.

La tensión calculada según el criterio de Von Mises está por debajo del límite elástico del material, lo que sugiere que no alcanzaría su punto crítico de deformación. Por lo tanto, la deformación proyectada de 1.403 mm bajo estas condiciones de carga específicas no sería problemática ni causaría deformaciones permanentes, como se muestra en las Figuras 57.

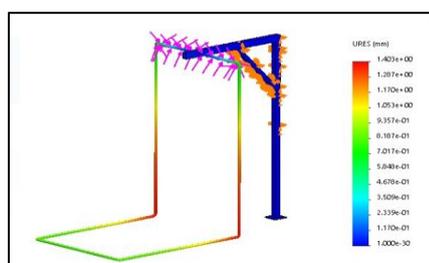


Figura 57. Análisis 2 de Von Mises de la estructura lateral.

3.6. Implementación

El proyecto cuenta con varios procesos que se llevan a cabo durante la implementación, algunos de estos procesos se exponen a continuación:

Una vez desmantelada la base de la máquina, el proceso que requiere la adaptación de la misma es la instalación de dos motores que permitan la manipulación individual de cada tramo de la banda dividida, en la Figura 58, se muestra la instalación de uno de los dos motores que irán en cada extremo de los rodillos.



Figura 58. Instalación de los motores.

Los rodillos deben someterse a un proceso de maquinado que permita dividirlo por la mitad conservando un eje en común como se muestra en la Figura 59, esto habilita la posibilidad de instalar una polea en cada extremo individual permitiendo un movimiento independiente.



Figura 59. Instalación de los rodillos.

La ubicación de las poleas se encuentra en cada tramo de la estructura en donde es necesario un cambio de dirección, esto con la finalidad de evitar daños estructurales causados por la fricción como se muestra en la Figura 60.



Figura 60. Instalación de las poleas dentro de la estructura.

La estructura en su totalidad presenta un proceso de soldadura por arco eléctrico con un material de aporte AGA 6011-1/8, para darle un acabado más uniforme se remueve la escoria restante del cordón de unión como se muestra en la Figura 61.



Figura 61. Ejemplo de soldadura en la estructura.

La estructura de la Figura 62, consta de dos partes y para que la carga se pueda distribuir de manera similar a las simulaciones realizadas, el peso de la base tipo L debe recaer sobre la estructura tipo marco, por lo que estos deben coincidir de manera exacta para que no exista inestabilidad estructural.



Figura 62. Verificación del dimensionamiento de la unión de estructuras.

3.7. Análisis y testeo de la máquina

Para el análisis de los resultados que determinen los rangos de trabajo de la máquina, así como el de la incidencia en el paciente, se realiza un muestreo durante dos semanas, en el transcurso de este tiempo se mide las capacidades del usuario y el progreso.

3.7.1. Semana de adaptación

Durante la primera semana el paciente logró mantener el paso a una velocidad de 0.03m/s (paso lento), durante 30 minutos. Por cada minuto transcurrido realizó en promedio 38 pasos con una zancada de 6cm, dando un total de 1140 pasos por sesión, la misma rutina se reprodujo por 3 días (lunes-miércoles-viernes).

La capacidad de los motores se estableció a un 8%, manteniendo un torque de 0.10N/m de manera constante durante el tiempo transcurrido en cada sesión dando como resultado un movimiento fluido y uniforme, bajo estas características cada motor requiere una alimentación de 90V-5A.

3.7.2. Semana de comparación

Para el segundo periodo de muestreo se elevó la velocidad a 0.04m/s (paso lento), durante 45 minutos. Por cada minuto transcurrido realizó en promedio 44 pasos con una zancada de 8cm, dando un total de 1980 pasos por sesión, para este periodo se incrementó el número de sesiones a 2 por día a razón de la adaptabilidad del paciente, la misma rutina se reprodujo 5 días a la semana (lunes a viernes).

La capacidad de los motores se incrementó a un 9%, añadiendo 0.01m/s de velocidad en cada motor, mismos que mantuvieron un torque promedio de 0.10-0.12N/m, bajo estas características los motores requieren de una alimentación de 90V-5A.

La máquina trabajó sin inconvenientes a pesar del aumento en el tiempo e intervalo por sesiones, la capacidad de la máquina se incrementó en al menos un 1% a razón de las limitaciones del usuario, los datos obtenidos se exponen en la Tabla 5.

Tabla 5. Resultados obtenidos durante el muestreo realizado en un periodo de dos semanas.

Resultados obtenidos		
Usuario		
Parámetro	Semana 1	Semana 2
Pasos	38pasos/min	44pasos/min
Altura	95cm	95cm
Peso	12.5kg	12.8kg
Zancada	6cm	8cm
Ayuda de 3ros	Si	No
Máquina		
Parámetro	Semana 1	Semana 2
Velocidad	0.05m/s	0.06m/s
Inclinación manual	0%	2%
Elevación	0.2N/m	0.2N/m
Capacidad de los motores	8%	9%
Amperaje	1A	1.5A
Voltaje	6V	7V
Sesiones		
Parámetro	Semana 1	Semana 2
Tiempo	30min	45min
Intervalos	1 por día	2 por día
Días	3 por semana	5 por semana

En la Figura 63, se ilustran algunos momentos de las semanas de adaptación, para el testeo se utilizaron hasta un número máximo de 3 individuos.



a)

b)



c)

Figura 63. a) Elevación regulable mediante la estructura. b) División de la zona de la banda. c) Muestreo para establecer valores recomendados.

3.7.3. Valores máximos de la máquina

Los valores que se encuentran en la Tabla 6, son admisibles dentro de rango máximo de operación de la máquina, cualquier parámetro que exceda dicho valor puede ocasionar un mal funcionamiento o desperfecto durante el proceso.

Tabla 6. Valores máximos para un correcto funcionamiento de la máquina

Parámetro	Valor
Velocidad	0.6m/s
Voltaje	30V
Amperaje	10A
Peso sobre banda	60kg
Altura	180m
Peso de elevación	50kg

3.7.4. Valores recomendados de operación

Los valores expuestos en la Tabla 7, permiten un trabajo óptimo de la máquina, a su vez, cumplen con los requerimientos específicos del usuario debido a su condición, se recomienda no exceder estos valores a menos que el tratamiento requiera lo contrario.

Tabla 7. Valores recomendados para un funcionamiento óptimo y seguro

Parámetro	Valor
Velocidad	0.3m/s
Voltaje	12V
Amperaje	3A
Peso sobre banda	40kg
Altura	150m
Peso de elevación	40kg

3.8. Manual de Operación

3.8.1. Descripción general

Este prototipo de banda caminadora con elevación torácica para pacientes con PCI, reserva su uso exclusivamente para fines terapéuticos, su principal funcionalidad es la de brindar estabilidad y movilidad dentro de un plano fijo, la operación del mismo no debe rebasar las especificaciones presentes dentro del manual y el uso se hará estrictamente dentro de los rangos de funcionamiento óptimo con la finalidad de preservar la integridad del usuario y la vida útil de la máquina.

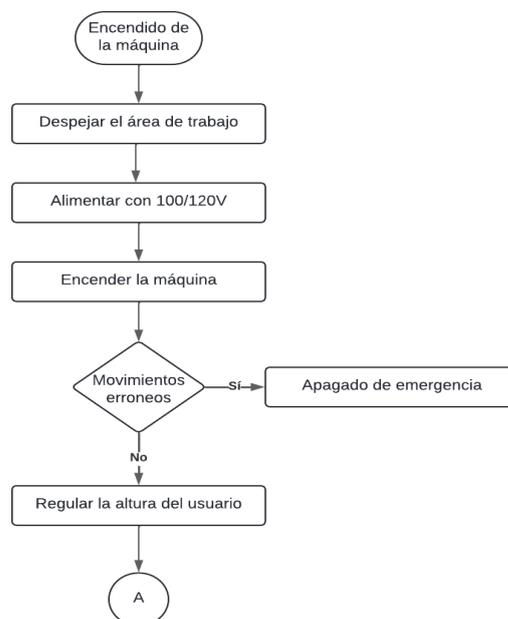
3.8.2. Disposición de la máquina

- **Sistema de control**
 - Cuenta con una pantalla lcd tft de 2.8" táctil con controles.
 - Una botonera con controles de reinicio de parámetros de reinicio, control de los motores, sentido de giro y programación de tiempos.
 - Un Arduino Mega encargado del control.
 - Placa de baquelita con la instalación de los componentes eléctricos.
 - Cableado interno para control de motores y sensores.
- **Sistema de la banda transportadora:** La disposición de la banda se adapta para contar con una movilidad independiente de cada hemisferio según sea el requerimiento del usuario.
 - Cuenta con 4 rodillos adaptados que permiten al movimiento de la banda.
 - Un sensor encoder controla la posición teórica de los rodillos.
 - Una banda antideslizante montada a lo largo de dos rodillos, formando un conjunto de dos zonas de desplazamiento.
 - Cada par de rodillos en la parte superior es impulsado gracias a un motor de 1 HP, 100-120V DC.
- **Sistema de elevación:** La disposición de la estructura está pensada para distribuir de manera eficiente las cargas y fuerzas, esto con objetivo de obtener un punto de equilibrio estable en el punto de elevación del usuario.

- Una estructura construida en tubo estructural de calidad SAE 1008
- Un sistema de accionamiento mediante carrete que permite la elevación o descenso del usuario.
- Cuenta con 3 poleas dispuestas a lo largo de la estructura para generar la trayectoria de un cable con alma de acero de 6mm.
- **Recomendaciones de seguridad**
 - La máquina debe ubicarse sobre una superficie completamente plana, esto con la finalidad de brindarle estabilidad estructural.
 - Realizar las conexiones de alimentación en lugares adecuados y correctamente protegidos.
 - Mantener un área de seguridad recomendado de 30cm² alrededor de la máquina.
 - Verificar que no existan objetos que puedan obstruir el movimiento de los motores tanto de la estructura como de la banda.
 - En caso de requerir asesoría contactar con los proveedores.

3.8.3. Instrucciones para la puesta en marcha y apagado

- **Pasos para el encendido de la máquina:** En la Figura 64 se muestra un diagrama de flujo que muestra los pasos a seguir para la puesta en marcha.



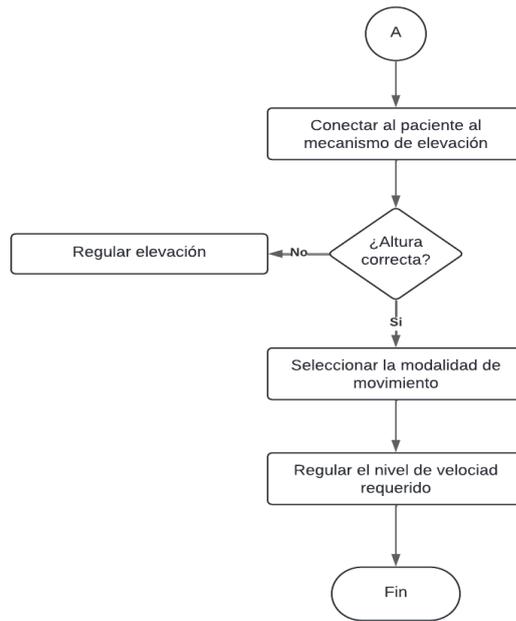


Figura 64. Pasos para encender la máquina.

- **Pasos para el apagado de la máquina:** En la Figura 65, se muestra un diagrama de flujo para un apagado seguro de la máquina.

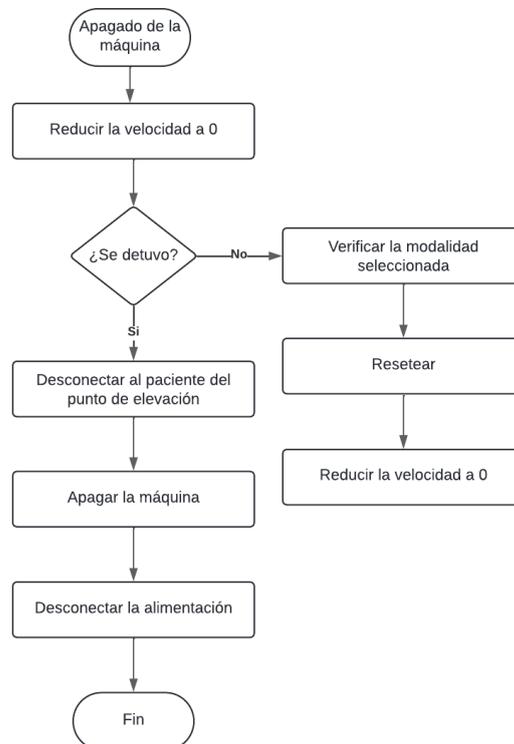


Figura 65. Pasos para el apagado de la máquina.

3.8.4. Disposición de la botonera

La disposición del panel de control de la Figura 66, consta de un diseño minimalista que se compone por 8 botones encargados de activar los distintos parámetros de la máquina, un slot para una pantalla Tft Tactil Touch de 2.8 pulgadas y su respectiva señalética, la colorimetría correspondiente se encuentra en la Tabla 8.

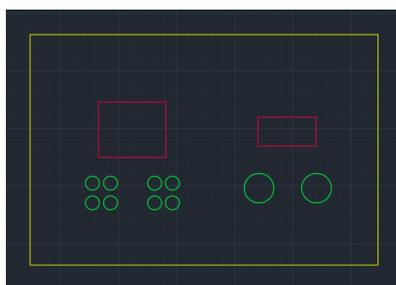


Figura 66. Diseño del panel de control en AutoCAD.

Tabla 8: Código de colores para el diseño del panel de control.

Componente	Color
Botones	
Slot para pantalla	
Señalética	

- **Botón +:** Este pulsador permite activar el paso del voltaje de alimentación a los motores el cual puede ser controlado de manera progresiva mediante una perilla que regula el voltaje suministrado.
- **Botón -:** Este pulsador permite desactivar el paso del voltaje de alimentación, dejando de suministrar energía a los motores de manera inmediata.
- **S1:** Este botón permite el control individual del sector izquierdo de la máquina, su accionamiento habilita la modificación de los parámetros de dicho sector.
- **S2:** Este botón permite el control individual del sector izquierdo de la máquina, su accionamiento habilita la modificación de los parámetros de dicho sector.
- **Dual:** Este botón permite el control simultaneo de los sectores izquierdo y derecho, los parámetros que se modifiquen una vez accionado se aplicarán en ambos lados.
- **Encoder:** Este botón exclusivo de la pantalla táctil habilita la configuración del rango de movilidad de los motores de un rango de 10-20 para realizar el giro de

los motores hacia adelante, -10 a -20 para realizar el giro de los motores hacia atrás, siendo 20 y -20 los valores máximos y 10 y -10 los valores mínimos.

- **Auto:** Este botón exclusivo de la pantalla táctil permite el accionamiento de la máquina con los valores máximos y mínimos preestablecidos. Dentro del modo (AUTO) se encuentran dos modos de operación (m1), en el cual ambos motores giran de manera simultánea y controlan su giro mediante el valor escogido en el modo (ENCODER) y (m2) diferenciando el tiempo de activación de los motores en un retraso de 2 segundos.
- **CG1 (Cambio de giro 1):** Este botón establece el sentido de movimiento de la banda transportadora generando un movimiento hacia adelante.
- **CG2 (Cambio de giro 2):** Este botón establece el sentido de movimiento de la banda transportadora generando un movimiento hacia atrás.

3.9. Manual de mantenimiento

4.5.1. Mantenimiento de la estructura

Para el mantenimiento de la estructura será necesario realizar inspecciones visuales que ayuden a determinar fracturas, desgastes o corrosión, de igual manera al contar con elementos rotativos, la lubricación de los mismos es imperativo para alargar la vida útil del sistema de elevación y evitar daños por fricción.

4.5.2. Mantenimiento del sistema de control

Para el mantenimiento de este sistema se requiere medir la continuidad de los componentes electrónicos mediante el uso de un multímetro, esto ayudará a establecer relaciones de error como: Rotura, desgaste o desconexión de cables, Falla súbita de algún componente, Daño en las pistas de la plaqueta o Interferencias en la interface.

4.5.3. Mantenimiento de la banda de transporte

Para el mantenimiento de la banda de transporte será necesario el uso de una llave hexagonal, esta permite verificar o ajustar la tensión de la banda a través de los pernos ubicados en cada extremo, de igual manera al contar con elementos rodantes es necesario realizar la lubricación de los mismos para alargar la vida útil del sistema, finalmente el cambio de la banda de transporte es determinado por el fabricante.

4.5.4. Frecuencia de mantenimiento

Programa de mantenimiento				
Estructura				
Actividad	Frecuencia			
	Diario	Semanal	Mensual	Annual
Revisar la trayectoria del cable de elevación a lo largo de las distintas poleas		X		
Verificar que no exista cableado expuesto		X		
Inspección visual a la integridad de la estructura			X	
Verificar obstrucciones o malformaciones en la integridad de las poleas		X		
Verificar el desgaste del cableado			X	
Verificar la integridad de las zonas soldadas			X	
Lubricación de las poleas				X
Sistema de control				
Actividad	Frecuencia			
	Diario	Semanal	Mensual	Annual
Inspección visual a la integridad del panel de control	X			
Verificar la continuidad de las conexiones				X
Verificar que no exista cableado expuesto			X	
Verificar la integridad del cableado en general			X	
Limpieza de impurezas del panel de control				X
Control de la respectiva señalética				X
Banda de transporte				
Actividad	Frecuencia			
	Diario	Semanal	Mensual	Annual
Verificar la tensión de la banda transportadora a través de los pernos		X		
Inspección de la integridad de la banda transportadora				X
Verificar las zonas con alto índice de fricción (rodillos, ejes)			X	
Verificar la tensión de las poleas de transmisión			X	
Lubricación de los rodamientos				X
Lubricación de los ejes				X

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS ECONÓMICO

4.1. Introducción

El proyecto tiene una proyección de costos basados en la calidad de materiales, la disposición en el mercado e incluso la vida útil de los mismos, con la finalidad de encontrar componentes de buena calidad a precios razonables, sin embargo, al tratarse de una modificación considerable de un modelo base, algunos de los costos resultan más elevados de lo normal, esto debido a que en ocasiones se necesita de partes personalizadas que garanticen el correcto funcionamiento del mecanismo.

En respuesta a esto el proyecto cuenta con un margen de error previsto del 20% del costo total, en cuanto al presupuesto establecido en primeras estancias. Para poder determinar esto se realiza una cotización en 3 establecimientos de las partes más importantes que conforman el prototipo (Motor, banda, estructura) el presupuesto promediado arroja un valor de \$700,00 dólares y una vez asumida el margen para imprevistos obtenemos un valor total de \$840,00 dólares aproximadamente.

4.2. Comprobación de la hipótesis

El prototipo implementado permite realizar distintas rutinas de terapia durante un tiempo más prolongado, lo que de manera directa reduce costos por sesión, al no requerir de instalaciones de prestación de servicio de terceros.

Así mismo el prototipo presenta gran versatilidad al momento de adaptar los movimientos que se pueden generar en una sola terapia, gracias a su control y distintas modalidades de movimiento, lo que da como resultado la reducción de costos por adquisición de distintas maquinarias, esto debido a la versatilidad del prototipo.

En resumen, si bien la implementación puede resultar en un valor alto, el uso del mismo permite el ahorro de grandes costos por sesiones, aumentando de manera considerable los intervalos de duración sin que el aumento del valor sea proporcional al uso, dando como resultado un ahorro exponencial conforme al paso del tiempo en relación a la forma convencional que requiere de instalaciones de terceros.

4.3. Comprobación de Resultados

Para verificar los resultados estimados y determinar si el proyecto cumple con los objetivos trazados, en la Tabla 9, se realiza una comparación directa con los intervalos entre sesiones y costos aproximados de una fundación especializada.

Tabla 9. Comparación de intervalos y costos por cada sesión de terapia, datos obtenidos de las sesiones y costos realizados por el paciente en la fundación Hermano Miguel.

Parámetro	Fundación	Prototipo
Cantidad de días permitidos	4 días a la semana	7 días a la semana
Disponibilidad de atención	Lunes a viernes	Lunes a domingo
Tiempo de cada sesión	45 minutos	Sin límite
Afluencia de pacientes	8-10 niños por sesión	1 niño por sesión
Costo por sesión	\$10,00-\$30,00	Consumo energético

Si bien es prudente aclarar que estos valores están sujetos a cambios conforme la disponibilidad o el estado legal bajo el que desempeñe sus labores el centro de salud, hay que destacar el considerable aumento del tiempo entre sesiones que le otorga la implementación del proyecto al usuario y por consecuente los beneficios que esto ofrece.

Además, si se contempla el costo promedio de una sesión de terapia, se puede determinar lo siguiente, el costo de implementación del proyecto puede representar un valor considerable, sin embargo, la recuperación es relativamente rápida, esto debido a que, el costo por sesión disminuye de manera exponencial en comparación a lo antes mencionado.

4.4. Análisis de costos de la implementación del proyecto

4.4.1. Costos directos

Estos valores se contemplan de manera consciente dentro del presupuesto estimado, esto debido a que su adquisición es necesaria para la producción y adaptación del prototipo, dentro de estos parámetros se encuentran: estructura de elevación, banda transportadora y el sistema de control.

4.4.2. Costos indirectos

Se contemplan medianamente dentro de la apreciación del presupuesto previsto, son necesarios por distintos factores como la maquinaria o la habilidad para determinado proceso de construcción por lo que se necesita de la prestación de servicios de terceros.

4.4.3. Imprevistos

Estos valores presupuestarios no se encuentran dentro del rango estimado, debido a que la funcionalidad de la máquina no depende de estos gastos.

4.5. Justificación de costos

4.5.1. Justificación de costos directos

En la Tabla 10, se detalla cada uno de los materiales utilizados para la construcción de la estructura encargada de elevar al paciente.

Tabla 10. Presupuesto detallado para la construcción de la estructura.

Estructura			
<i>Cantidad</i>	<i>Elemento</i>	<i>Precio unitario</i>	<i>Total</i>
3,40 m	TC 2x3	\$24,30	\$24,30
1 m	TC 1x1,5	\$2,10	\$2,10
6m	TC 1x1,6	\$11,50	\$11,50
0,20m ²	Placa 6mm	\$5,20	\$5,20
0,13m ² (2)	Placa 4mm	\$2,00	\$4,00
0.010 x 0.020m ²	Placa 6mm	\$2,68	\$2,68
0.050 x 0.018m ²	Placa 3mm	\$0,89	\$0,89
5m	Cable de acero	\$3,50	\$17,50
1kg	Electrodo 6011 178	\$5,27	\$5,27
Costo total			\$82,25

En la Tabla 11, se detalla los componentes electrónicos que conforman el sistema de control, así como también la estructura diseñada para el panel de control.

Tabla 11. Presupuesto detallado para la construcción del sistema de control

Sistema de control			
<i>Cantidad</i>	<i>Elemento</i>	<i>Precio unitario</i>	<i>Total</i>
6	IR2110	\$6,00	\$36,00
1	Arduino mega	\$24,00	\$24,00
1	Transformador 12V	\$12,50	\$12,50
12	Mofset	\$1,90	\$22,80
1	Baquelita A4	\$8,00	\$8,00
2	Reductor de voltaje	\$2,50	\$5,00
1	Encoder	\$55,00	\$55,00
1	Capacitor 16V, 4700uF	\$0,75	\$0,75
6	Resistencia de 1K	\$0,20	\$1,20
12	Resistencia 1.5K, 1W	\$0,30	\$3,60
12	Resistencia 20K, 1W	\$0,35	\$4,20
18	Diodo 1N4007	\$0,40	\$7,20
1	Capacitor 16V, 22uF	\$0,20	\$0,20
4	Bornera KF55C	\$0,45	\$1,80
6	Bornera Kf301-2p	\$0,25	\$5,00
12	Disipadores de calor Al	\$0,75	\$9,00
2	LM2596 step down	\$2,50	\$5,00
1	Pantalla ftf 2.8"	\$20,00	\$20,00
8	Pulsadores	\$0,35	\$2,80
1	Pulsador con retenida	\$4,50	\$4,50
1	Resistencia 50W, 6 Ω	\$7,00	\$7,00
1	Fuente 30V, 10A	\$100,00	\$100,00
1	Step up 60V, 20A	\$30,00	\$30,00
2	Chumacera eje 8mm	\$3,50	\$7,00
1	Polea Gt2 eje 8mm	\$9,75	\$9,75
1	Banda 6mm	\$3,00	\$3,00
1	Corte CNC	\$12,00	\$12,00
1	Soporte encoder	\$15,00	\$15,00
1	Transformador 85V, 12A	\$118,00	\$118,00
Costo total			\$530,30

En la Tabla 12, se detalla cada uno de los dispositivos y componentes utilizados para la adaptación de la banda transportadora.

Tabla 12. Presupuesto detallado para la adaptación de la banda transportadora.

Banda transportadora			
<i>Cantidad</i>	<i>Elemento</i>	<i>Precio unitario</i>	<i>Total</i>
3	Motor 1HP	\$90,00	\$270,00
1	Acople de caminadora	\$150,00	\$150,00
1	Banda 174J	\$10,00	\$10,00
1	Adaptación de los ejes	\$20,00	\$20,00
Costo total			\$450,00

4.5.2. Justificación de costos indirectos

En la Tabla 13, se detalla los gastos referentes a la prestación de servicios de terceros, estos costos incluyen la maquinaria para los procesos.

Tabla 13. Presupuesto utilizado en la prestación de servicio de terceros.

Costos de terceros			
<i>Cantidad</i>	<i>Elemento</i>	<i>Precio unitario</i>	<i>Total</i>
1	Mano de obra	\$300,00	\$300,00
Costo total			\$300,00

4.5.3. Justificación de costos imprevistos

En la Tabla 14, se detallan los gastos para la adquisición de dos dispositivos que permiten el uso del prototipo, pues, estos brindan la ergonomía al usuario.

Tabla 14. Presupuesto detallado para la compra de dispositivos de estabilidad.

Costos para el usuario			
<i>Cantidad</i>	<i>Elemento</i>	<i>Precio unitario</i>	<i>Total</i>
1	Cuña abductora	\$25,00	\$25,00
1	Arnés	\$20,00	\$20,00
Costo total			\$45,00

4.5.4. Costos totales

En la Tabla 15, se presenta una sumatoria de los distintos montos obtenidos para la construcción del prototipo.

Tabla 15. Inversión total que supone la construcción de la máquina.

Detalle	Costo
Costos directos	\$1.062,55
Costos indirectos	\$300,00
Costos imprevistos	\$45,00
Costo total	\$1.407,55

4.6. Análisis económico

4.6.1. VAN

Conocido como el "Valor Actual Neto" esta herramienta permite identificar la viabilidad del proyecto, mediante un cálculo que contempla tanto los valores de ingreso como egreso, así como también la inversión inicial requerida por el proyecto para su puesta en marcha.

$$VAN = \left(\frac{f1}{(1+i)^1} + \frac{f2}{(1+i)^2} + \frac{f3}{(1+i)^3} + \dots + \frac{fn}{(1+i)^n} - I_0 \right) \quad (30)$$

Donde:

fn : Flujo de efectivo del proyecto

I_0 : Inversión inicial.

i : Tasa de rentabilidad.

En la Tabla 16, se realiza el cálculo mediante la estimación de los 3 primeros periodos del flujo presente en caja y para el valor de la rentabilidad se opta por el estándar del 12% constante durante los periodos establecidos.

Tabla 16. Presupuesto estimado para la prestación de servicios dedicado a terapia.

Cálculo del VAN				
<i>Parámetro</i>	<i>Periodo 0</i>	<i>Periodo 1</i>	<i>Periodo 2</i>	<i>Periodo 3</i>
Inversión	-\$1.407,55	-\$100,00	-\$120,00	-\$80,00
Flujo de \$	\$1.407,55	\$2.400,00	\$3.500,00	\$2.200,00
Ganancia	\$0	\$2.300,00	\$3.380,00	\$2.120,00

Se introduce las variables de la ganancia en la Ecuación 30, de 3 periodos distintos, cada sesión de terapia está valuada en \$15,00 con un flujo de clientes promedio de 8-10 diarios y se determina una tasa de rentabilidad del 25%, debido a la adaptación de los componentes.

$$VAN = \left(\frac{2300,00}{(1+0.25)^1} + \frac{3380,00}{(1+0.25)^2} + \frac{2120,00}{(1+0.25)^3} - 1.407,55 \right)$$

$$VAN = \$3.681,09$$

Las condiciones que un negocio debe presentar para considerarse rentable son:

$VAN > 0$: Un valor superior a 0, se traduce en un negocio rentable.

$VAN < 0$: Un valor inferior a 0, de traduce en perdidas, no es rentable.

$VAN = 0$: El negocio no genera ganancias, pero tampoco perdidas.

4.6.2. TIR

Conocido como "Tasa de Interés de Retorno" es la herramienta utilizada para medir el valor de rentabilidad de un proyecto, su cálculo es a través del VAN y el resultado obtenido refleja una estimación del valor de retorno de un proyecto.

$$\left(\frac{f1}{(1+TIR)^1} + \frac{f2}{(1+TIR)^2} + \frac{f3}{(1+TIR)^3} + \dots + \frac{fn}{(1+TIR)^n} - I_0 \right) = 0 \quad (31)$$

$$\left(\frac{2300,00}{(1+TIR)^1} + \frac{3380,00}{(1+TIR)^2} + \frac{2120,00}{(1+TIR)^3} - 1.407,55 \right)$$

Para el cálculo del TIR se establecen dos tasas de retorno cuyos resultados sean cercanos a 0, tanto de un valor negativo como de un positivo, una vez analizado, se establecen el 170% y el 180%, estos valores se remplazan en la Ecuación 31.

$$\left(\frac{2300,00}{(1+1.7)^1} + \frac{3380,00}{(1+1.7)^2} + \frac{2120,00}{(1+1.7)^3} - 1.407,55 \right) = 15.62$$

$$\left(\frac{2300,00}{(1+1.8)^1} + \frac{3380,00}{(1+1.8)^2} + \frac{2120,00}{(1+1.8)^3} - 1.407,55 \right) = -58.42$$

Con los dos valores obtenidos se procede a realizar una interpolación asumiendo un TIR deseado de 0.

$$\frac{170 - 180}{15.62 - (-58.42)} = \frac{170 - TIR}{15.62 - 0}$$

$$\frac{-10 * 15.62}{74.04} = 170 - TIR$$

$$TIR = \frac{156.2}{74.04} + 170$$

$$TIR = 172.10 \approx 172\%$$

Teniendo en cuenta que para que un negocio presente rentabilidad su TIR debe ser:

$TIR > 0$: Un valor superior a 0 refleja un negocio totalmente rentable.

$TIR < 0$: Un valor negativo es indicador de un negocio sin rentabilidad.

$TIR = 0$: No existe ni ganancia ni pérdida.

4.6.3. Conclusión del estudio económico

Para un negocio que oferta servicios de caminadoras adaptadas para uso exclusivo de terapia, se obtiene un valor neto de \$3.681,09 y una tasa de porcentaje redituable del 172%, se determina que la implementación del proyecto es perfectamente viable.

CONCLUSIONES

El diseño e implementación del proyecto aumentó el tiempo de duración de cada sesión un 25% más que el promedio y los intervalos de sesiones aumentaron un 19%, estas mejoras repercuten en el desarrollo muscular del paciente, debido a que el tiempo de tensión muscular aumenta, lo que da como resultado una mayor destrucción de las fibras del musculo, posteriormente, al reconstruirse generan una mayor cantidad de dichas fibras, lo que refuerza las articulaciones y obtiene los beneficios que esto conlleva.

La construcción del prototipo sustenta su viabilidad en el cálculo del factor de seguridad de los elementos más críticos en la máquina, obteniendo resultados mucho mayores a la media recomendada, habiendo casos como el cálculo de pernos cuyo valor es 30 veces superior, este sobredimensionamiento se debe al recorte tan drástico de las fuerzas que actúan sobre la máquina, debido a las condiciones tan limitadas del paciente, si en promedio una máquina de estas características resiste un peso de 150kg, la reducción a 75kg se traduce en una limitación del 50% de su capacidad, permitiendo operar a la máquina por debajo de valores excesivos de forma segura.

La potencia requerida por la máquina para establecer un funcionamiento óptimo según las cargas que se le aplica a razón del usuario y sus capacidades, en promedio ronda el 10% general de su potencia total, lo que nos permite determinar un nivel de operación seguro para los parámetros establecidos, este sobredimensionamiento se justifica debido a las condiciones tan limitadas del usuario para el que fue diseñada, su implementación puede mantener un progreso ascendente del 1% partiendo de los parámetros base establecidos en la semana de adaptación, este eventual aumento en las características serán determinadas por un especialista, sin embargo, el margen de trabajo para el cual fue diseñado la máquina aún cuenta con un 90% restante de su capacidad.

RECOMENDACIONES

Debido a que la máquina modifica sus parámetros para funcionar dentro de los rangos limitados de un paciente, es recomendable leer el manual de funcionamiento para comprender de mejor manera los rangos a los que puede someterse el aparato, de esta manera evitar averías en el equipo y ayudar a alargar su vida útil.

Aunque el principal objetivo de la máquina es automatizar el proceso terapéutico en la mayoría de lo posible, se recomienda mantener a una persona responsable monitoreando el proceso en todo momento, si bien la máquina cuenta con algoritmos de seguridad u opciones como un paro de emergencia, existen riesgos que pueden suponer distintos objetos o terceros.

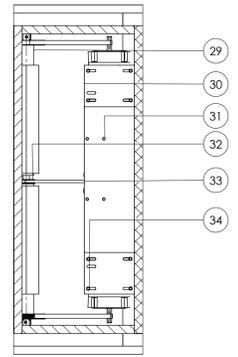
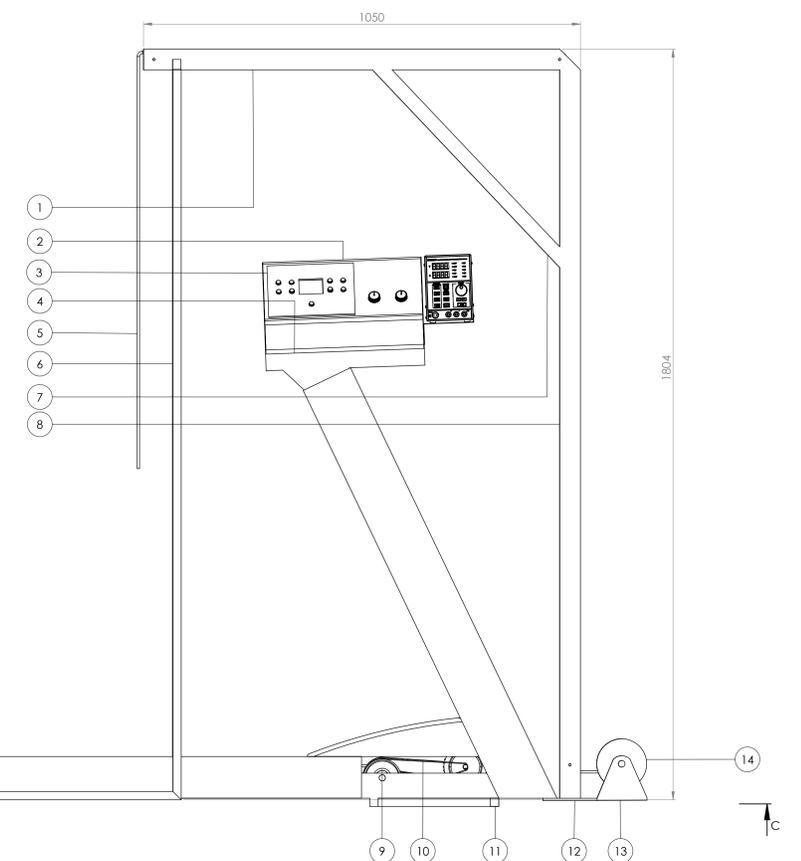
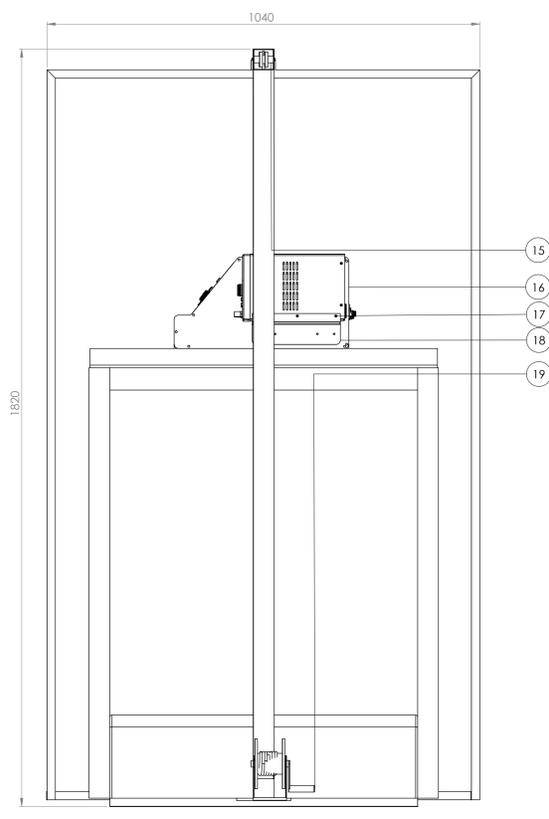
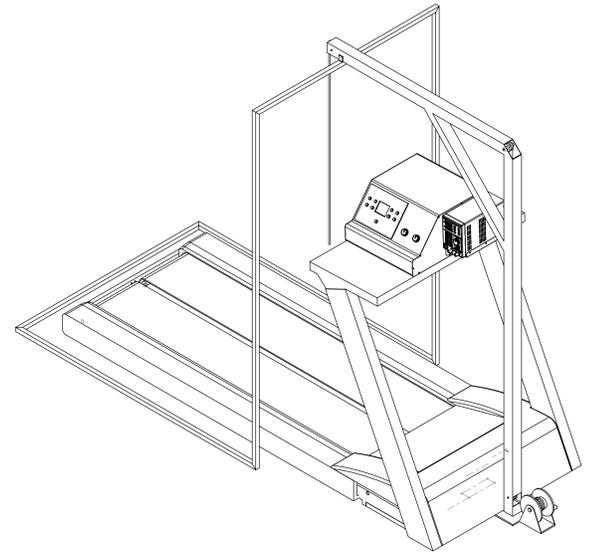
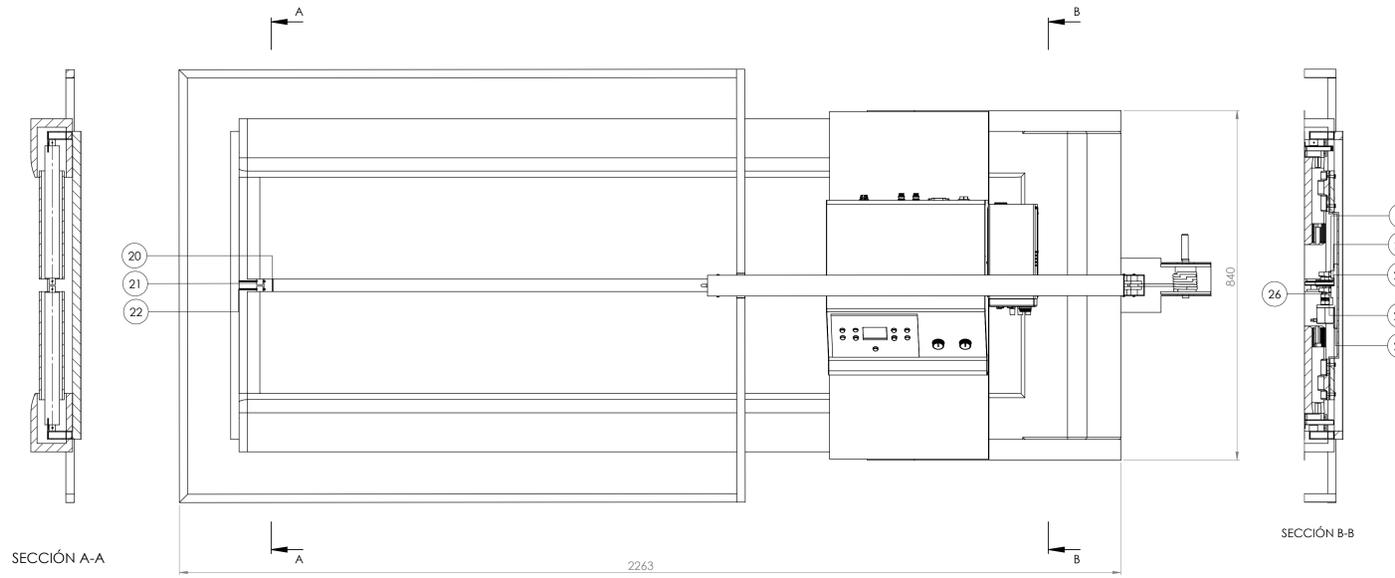
Los materiales utilizados en la construcción del prototipo fueron seleccionados para brindar la mayor seguridad estructural dentro de un rango permisible, ergonomía para el usuario y eficiencia en cuanto a su funcionamiento, no obstante, algunos de estos materiales pueden ser propensos a daños debido a su composición, por lo que, se recomienda mantener la máquina sobre una zona libre de humedad, líquidos y en lo posible no mantenerla a la intemperie por tiempos prolongados.

REFERENCIAS

- [1] N.-H. Kim, H.-Y. Park, J.-K. Son, Y. Moon, J.-H. Lee, and Y.-J. Cha, "Comparison of underwater gait training and overground gait training for improving the walking and balancing ability of patients with severe hemiplegic stroke: A randomized controlled pilot trial," *Gait Posture*, vol. 80, pp. 124–129, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.022>.
- [2] E. Benguerbi *et al.*, "El pie en el deporte," *EMC - Podología*, vol. 14, no. 4, pp. 1–20, Nov. 2012, doi: [10.1016/S1762-827X\(12\)63396-3](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(12)63396-3).
- [3] Bedford Anthony, Fowler Wallace L, Fowler Wallace, and José de la Cera Alonso, *Mecánica para ingeniería*. 1996.
- [4] O. B. e Silva, L. C. R. Saraiva, and D. C. Sobral Filho, "Teste ergométrico em crianças e adolescentes: maior tolerância ao esforço com o protocolo em rampa," *Arq Bras Cardiol*, vol. 89, no. 6, Dec. 2007, doi: [10.1590/S0066-782X2007001800007](https://doi.org/10.1590/S0066-782X2007001800007).
- [5] M. A. Fragala-Pinkham, H. M. Dumas, C. A. Barlow, and A. Pasternak, "An aquatic physical therapy program at a pediatric rehabilitation hospital: A case series," *Pediatric Physical Therapy*, vol. 21, no. 1, pp. 68–78, Mar. 2009, doi: [10.1097/PEP.0b013e318196eb37](https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318196eb37).
- [6] M. Kerem Günel, "Rehabilitation of children with cerebral palsy from a physiotherapist's perspective," 2009. doi: [10.3944/AOTT.2009.173](https://doi.org/10.3944/AOTT.2009.173).
- [7] R. Retarekar, M. A. Fragala-Pinkham, and E. L. Townsend, "Effects of aquatic aerobic exercise for a child with cerebral palsy: Single-subject design," *Pediatric Physical Therapy*, vol. 21, no. 4, pp. 336–344, Dec. 2009, doi: [10.1097/PEP.0b013e3181beb039](https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181beb039).
- [8] V. B. Unnithan, G. Katsimanis, C. Evangelinou, C. Kosmas, I. Kandrali, and E. Kellis, "Effect of strength and aerobic training in children with cerebral palsy," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 39, no. 11, pp. 1902–1909, Nov. 2007, doi: [10.1249/mss.0b013e3181453694](https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181453694).
- [9] A. Weindling, C. Cunningham, S. Glenn, R. Edwards, and D. Reeves, "Additional therapy for young children with spastic cerebral palsy: a randomised controlled trial," *Health Technol Assess (Rockv)*, vol. 11, no. 16, May 2007, doi: [10.3310/hta11160](https://doi.org/10.3310/hta11160).
- [10] C. Arpino, M. F. Vescio, A. De Luca, and P. Curatolo, "Efficacy of intensive versus nonintensive physiotherapy in children with cerebral palsy: A meta-analysis," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 33, no. 2, pp. 165–171, Jun. 2010, doi: [10.1097/MRR.0b013e328332f617](https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e328332f617).
- [11] R. J. VAN DEN BERG-EMONS, M. A. VAN BAAK, L. SPETH, and W. H. SARIS, "Physical training of school children with spastic cerebral palsy," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 21, no. 2, pp. 179–194, Jun. 1998, doi: [10.1097/00004356-199806000-00006](https://doi.org/10.1097/00004356-199806000-00006).
- [12] F. Javier. Llana, *Ergonomía y psicología aplicada : manual para la formación del especialista*, 15ª ed. Valladolid: Lex Nova, 2010.
- [13] J. L. Meriam and L. Glenn. Kraige, *Mecánica para ingenieros Estática*, 3a. ed. Barcelona: Reverté, 1999.
- [14] G. Alvarado González, *Comercio internacional*. México D. F: Grupo Editorial xodo, 2015.

- [15] E. Espejo Mora and H. Hernández Albañil, *Análisis de fallas de estructuras y elementos mecánicos*, Primera edición. in Colección Ingenio Propio. Serie Notas de Clase. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería, 2017.
- [16] R. L. Mott and R. Navarro Salas, *Resistencia de materiales*, 5^a ed. Naucalpan de Juarez: Pearson Educación, 2009.
- [17] Santiago. López Arrázola, *Precios y costos en el marketing relacional: cómo fijar precios con el concepto de valor (value-based pricing)*. in Marketing. Bogotá: Ediciones de la U, 2014.
- [18] Mohit. Tyagi, Anish. Sachdeva, and Vishal. Sharma, *Optimization Methods in Engineering Select Proceedings of CPIE 2019*, 1st ed. 2021. in Lecture Notes on Multidisciplinary Industrial Engineering. Singapore: Springer Singapore, 2021. doi: 10.1007/978-981-15-4550-4.
- [19] C. Castro, “Caracterización de las probetas soldadas por fricción mediante pruebas de tracción y torsión para materiales: acero AISI 1018, AISI 1045, aluminio y bronce SAE 40,” Universidad Politécnica Salesiana, Quito, 2018. Accessed: Jan. 13, 2024. [Online]. Available: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/15220>
- [20] D. Salgado-Chavarría and J. Palacios-Alquisira, “Cien Años de Química Macromolecular,” *Educación Química*, vol. 32, no. 1, p. 20, Jan. 2021, doi: 10.22201/fq.18708404e.2021.1.76662.
- [21] C. Marcos, *Técnicas de unión y montaje*, Ediciones Paraninfo. Madrid, 2022.
- [22] L. Emiro. Contreras Bravo, L. F. Vargas Tamayo, and R. A. Ríos Linares, *Procesos de fabricación en metales*. in Ingeniería mecánica. Bogotá: Ediciones de la U, 2018.
- [23] V. García Segura, *Uso y prevención de riesgos laborales en plataformas elevadoras*, 1^a ed. Antequera (Málaga): IC Editorial, 2013.
- [24] A y J, “Tipos de bandas transportadoras,” Transmisiones y Equipos. Accessed: Jan. 28, 2024. [Online]. Available: <https://www.ajtransmisiones.com/blog/tipos-de-bandas-transportadoras>
- [25] I. M. Bragado, *Física General*. 2023. Accessed: Jan. 13, 2024. [Online]. Available: <https://fisicas.ucm.es/data/cont/media/www/pag-39686/fisica-general-libro-completo.pdf>
- [26] P. Vallejo and J. Zambrano, *Física Vectorial*, 7th ed., vol. 1. Quito: Rodin, 2010.
- [27] R. Budynas and J. K. Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, 10th ed., vol. 10. McGraw-Hill Interamericana, 2018.
- [28] J. Serrano Melero, *Rodamientos y cojinetes de rodadura en el ferrocarril*. Granada: [s. n.], 1997.
- [29] D. W. Hart, *Electrónica de Potencia*, Prentice Hall., vol. 1. Madrid: Pearson Education, 1997.
- [30] DigiKey, “Calculadora de ancho de trazas de PCB.” Accessed: Jan. 13, 2024. [Online]. Available: <https://www.digikey.com/es/resources/conversion-calculators/conversion-calculator-pcb-trace-width>
- [31] G. J. Landers, B. A. Blanksby, and T. R. Ackland, “The Relationship between Stride Rates, Lengths, and Body Size and their Effect on Elite Triathletes’ Running Performance during Competition”, [Online]. Available: <http://www.intjexersci.com>

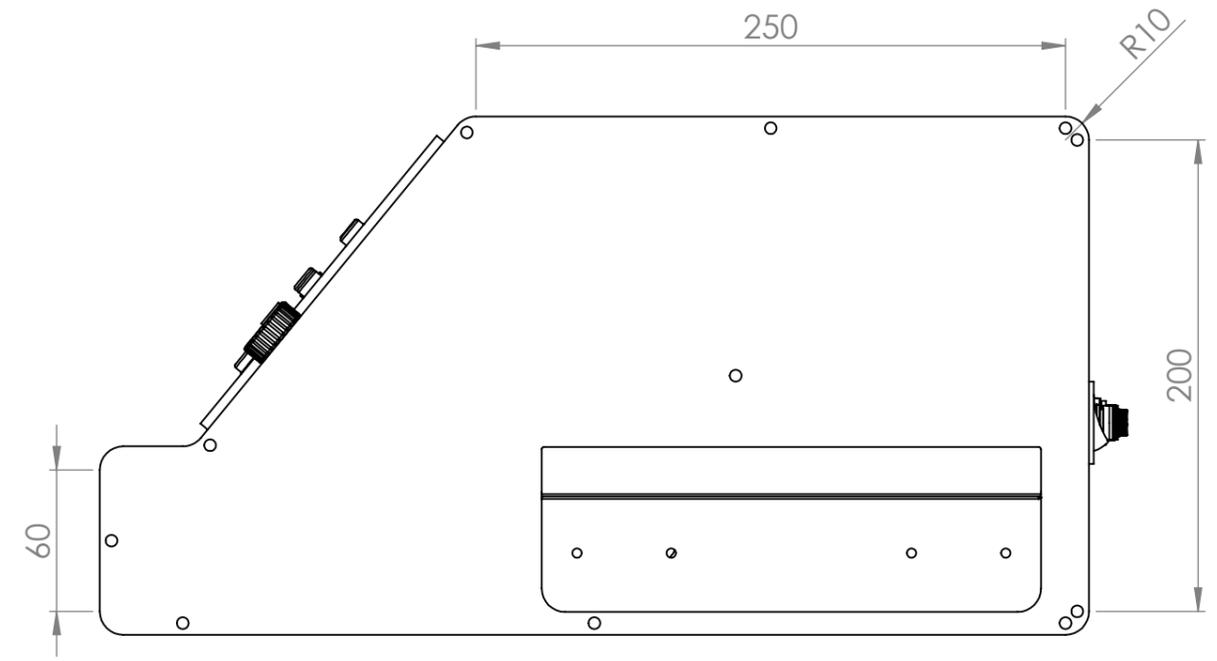
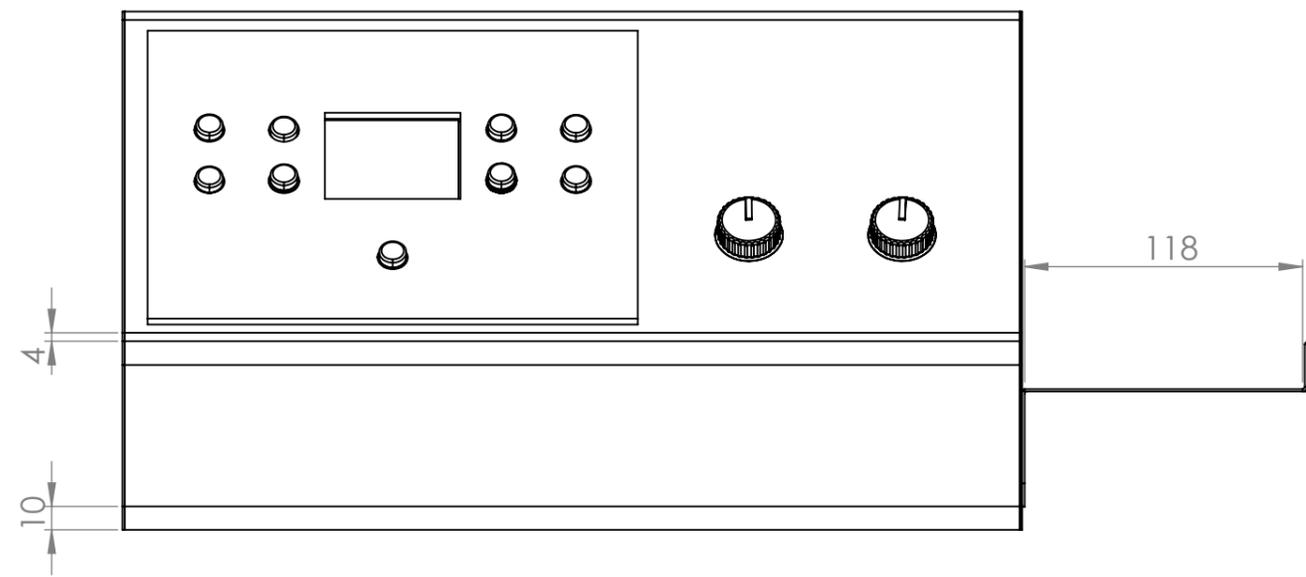
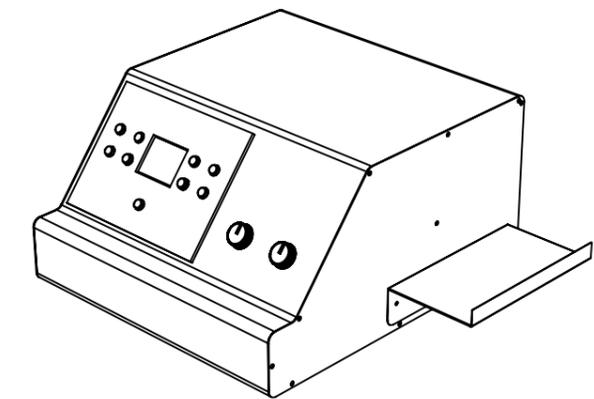
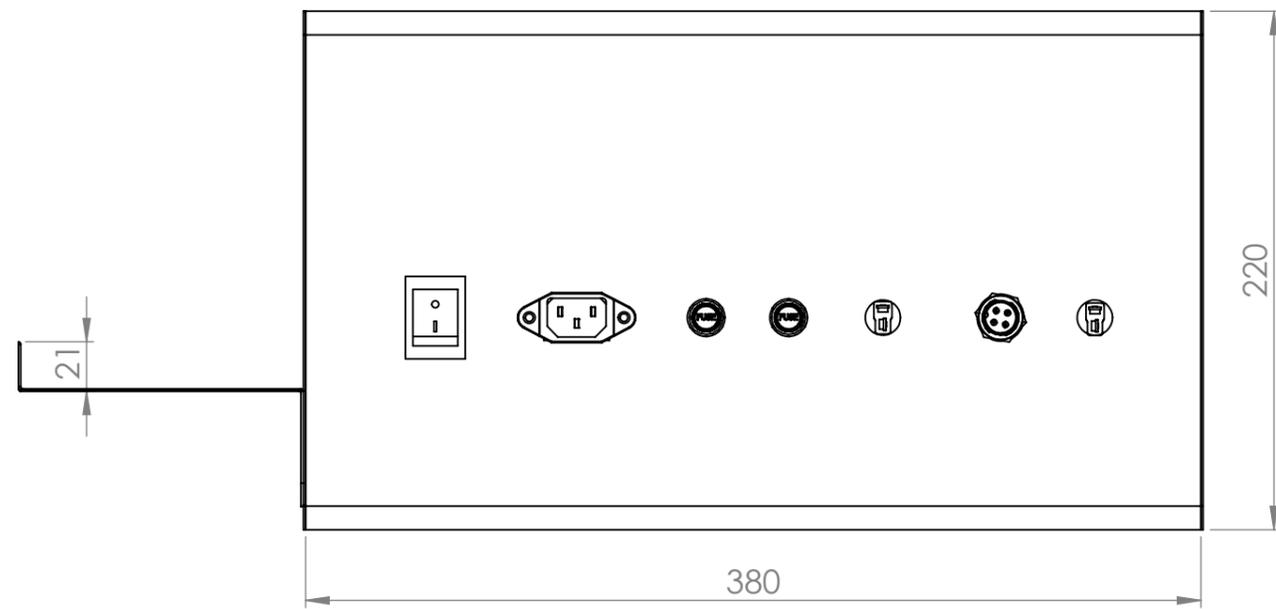
- [32] SKF, “Especificación técnica rodamiento 6202.” Accessed: Jan. 19, 2024. [Online]. Available: <https://www.skf.com/cl/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/productid-6202>
- [33] AHMSA, “Productos planos laminados en frío,” México, 2023. [Online]. Available: www.ahmsa.com
- [34] American Concret Institute, *Colocación de concreto por medio de bandas transportadoras (ACI-304)*. in Nueva Serie IMCYC 14. Mexico: Instituto Mexicano del Cemento y del Concreto, 1977.
- [35] G. J. Landers, B. A. Blanksby, and T. R. Ackland, “The Relationship between Stride Rates, Lengths, and Body Size and their Effect on Elite Triathletes’ Running Performance during Competition”, [Online]. Available: <http://www.intjexersci.com>
- [36] SKF, “Especificación técnica rodamiento 6202.” Accessed: Jan. 19, 2024. [Online]. Available: <https://www.skf.com/cl/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/productid-6202>
- [37] M. Guerrero and J. Chiriboga, “Diseño y Construcción de un Dispositivo Monofásico para Alimentar un Motor Trifásico de Inducción,” Escuela Superior Politécnica del Litoral, Guayaquil, 2005.
- [38] Daniel. Llanes Ruiz, *Electrónica básica en automoción: componentes electrónicos, circuitos típicos, análisis y resolución con Laplace, tecnologías de placas impresas, cálculos térmicos, compatibilidad electromagnética y ensayos eléctricos*, 1^a ed. in Tecnología, ciencia y formación. Barcelona: Marcombo, 2022.



Ref.	Denominación	Cant.	Norma	Loc.	Material	Dim. brutas	Observaciones
34	Tornillo de sujeción base de motor	8	DIN 931	10B	Acero inoxidable	M6X20	
33	Base de soporte del encoder	1	10.168744.01.03.03	10C	Aluminio	550X120X3	
32	Polea de transmisión del motor	1	10.168744.01.03.08	11C	Plástico	Ø40X10	
31	Tornillo de sujeción base encoder	4	DIN 931	10D	Acero inoxidable	M6X10	
30	Base de motor	2	10.168744.01.03.02	10D	Acero Inox. 34	120X100X10	
29	Rodillo delantero	1	10.168744.01.03.06	11D	Acero	Ø35X700	
28	Base del encoder	1	10.168744.01.03.04	8P	Aluminio	155X50X7	
27	Acoplamiento flexible Ø interior 8mm	1	DIN 1940-1	8P	Aluminio	Ø25X20	
26	Eje conducido	1	10.168744.01.03.07	8P	Aluminio	Ø8X50	
25	Correa dentada	1	GT2	8P	Caucho	300X6X2	
24	Polea conducida del encoder	1	GT2	8R	Aluminio	42X16X6	
23	Chumacera	2	KP08	8R	Aleación de zinc	50x100x50	
22	Perno tensor rodillo trasero	4	DIN 912	16P	Hierro	M8X80	
21	Rodillo trasero	2	10.168744.01.03.05	16R	Acero	Ø35X305	
20	Plataforma	1	DIN 957-6	16P	Madera	1590X700X30	
19	Manivela	1	10.168744.01.02.08	20F	Acero Inox. 34	76x61X16	
18	Base de la fuente de alimentación	1	10.168744.01.01.04	20J	Acero Inox. 34	212X121X1	
17	Tornillo hexagonal	30	DIN 931	20K	Acero inoxidable	M4X30	
16	Placa lateral de la caja de control	2	10.168744.01.01.03	20K	Acero Inox. 34	420X220X1	
15	Polea de sujeción	3	DIN 15061	21M	Acero Inox. 34	47X26X3	
14	Carrete	1	10.168744.01.02.07	8F	Acero Inox. 34	120X72X6	
13	Base del carrete	1	10.168744.01.02.06	8F	Acero Inox. 34	170X120X2	
12	Placa	1	10.168744.01.02.05	9F	Acero Inox. 34	130x130x6	
11	Estructura base de la caminadora	1	10.168744.01.03.01	10F	Acero Inox. 34	2000X740X80	
10	Correa de motor	2	DIN 7721	10F	Caucho	210X45X6	
9	Polea de motor	2	DIN 2217	11F	Plástico	Ø35x12	
8	Tubo de soporte2 50X50	1	10.168744.01.02.03	10H	Acero estructural	654X50X2	
7	Tubo de soporte 50X50	1	10.168744.01.02.02	10K	Acero estructural	1000X50X2	
6	Estructura de equilibrio 20X20 mm	1	10.168744.01.02.04	12J	Acero estructural	1759X1360X2	
5	Cuerda	1	DIN 3055	13J	Acero inoxidable	2000X6X6	
4	Base de la caja de control	1	10.168744.01.01.05	11J	Acero Inox. 34	835X365X40	
3	Marco de pantalla	1	10.168744.01.01.02	11K	MDF	208X158X3	
2	Caja de control	1	10.168744.01.01.01	11K	Acero Inox. 34	420x380X10	
1	Tubo base 50X50	1	10.168744.01.02.01	12L	Acero estructural	1800X50X2	

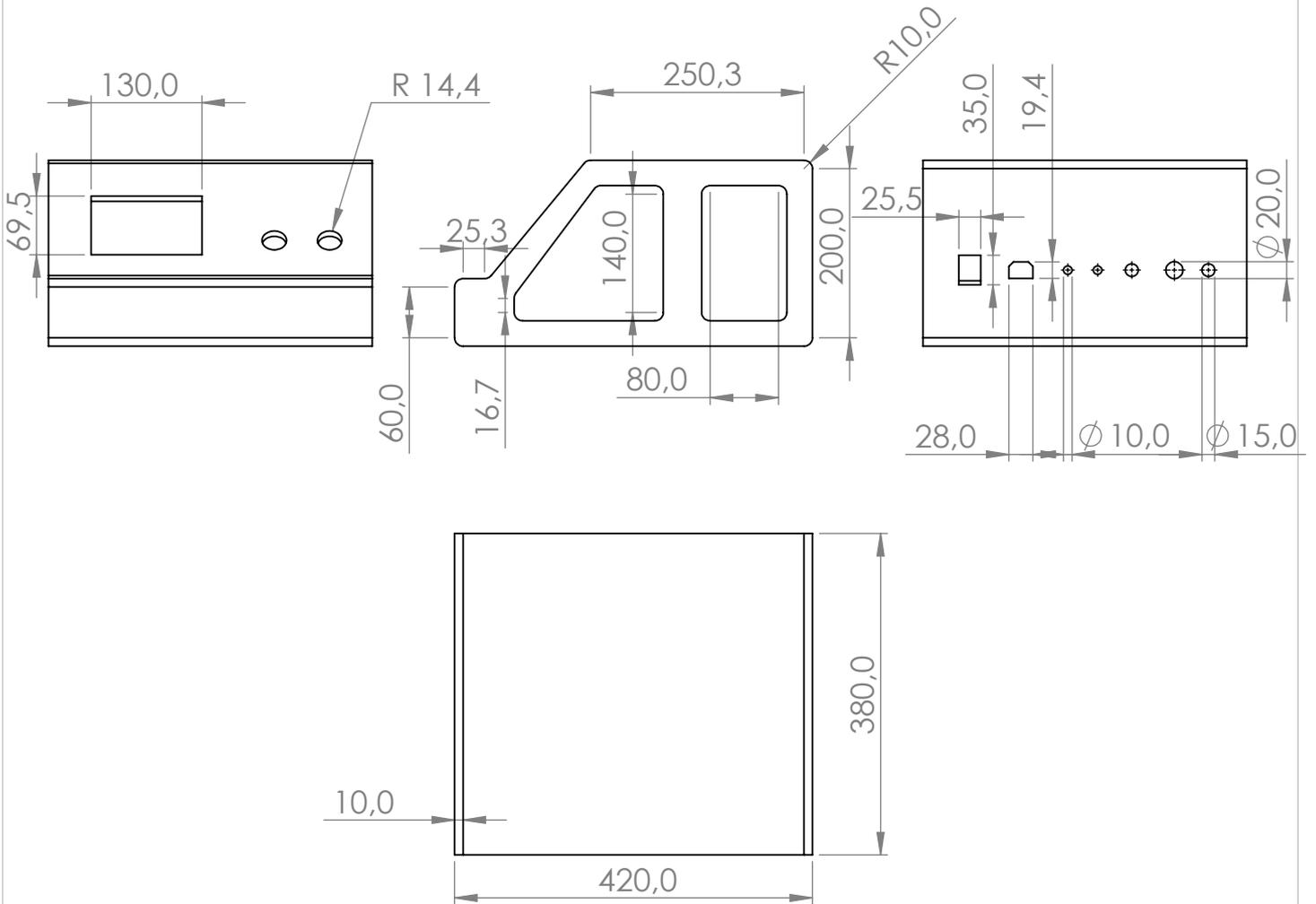
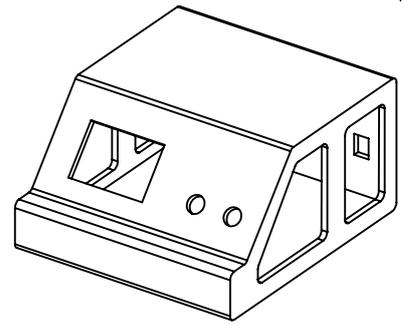
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		U.P.S		Diseño: Chamorro Adán, Morales Bryan	30/06/2024
				Dibujó: Chamorro Adán, Morales Bryan	30/06/2024
				Revisó: Ing. Guilloquez Patricia	30/06/2024
Plano de conjunto: Caminadora para paciente con PCI.		Escala: 1:6	Código: 10.168744.01	Tol: ± 1	

N6

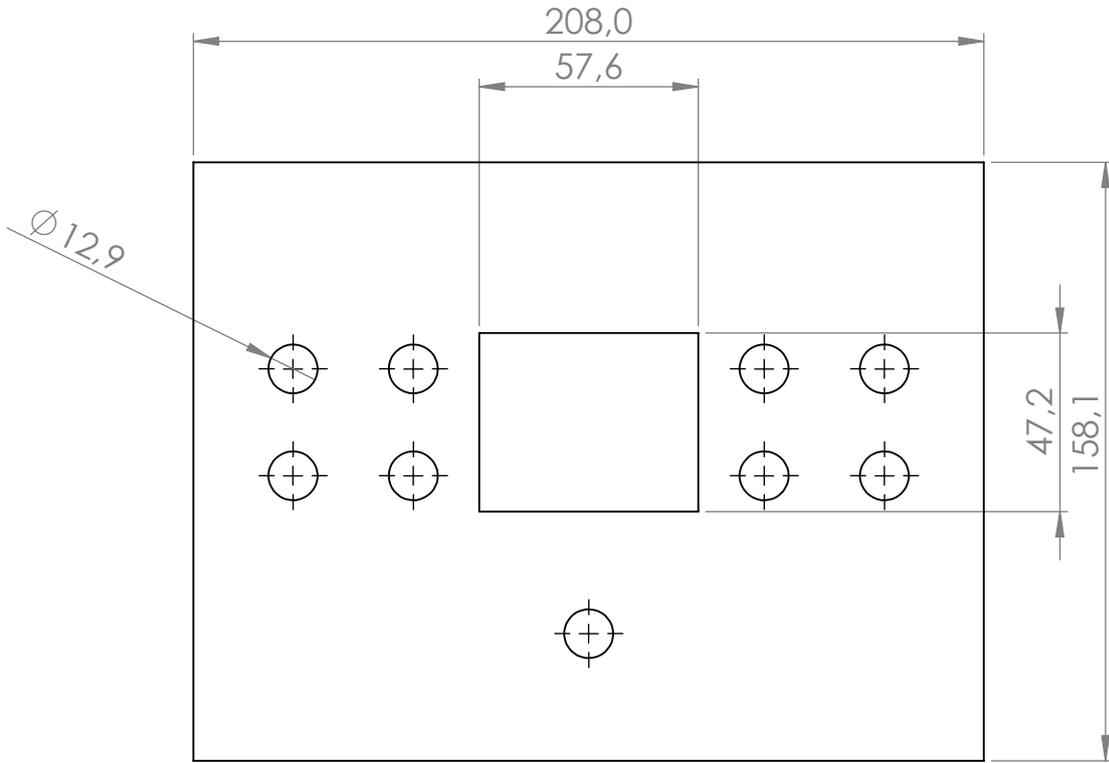
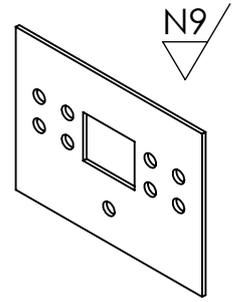


Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox. 34	380X220 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Panel de control	Escala: 1:3	Código:	10.168744.01.01	Tol: ± 1

N6

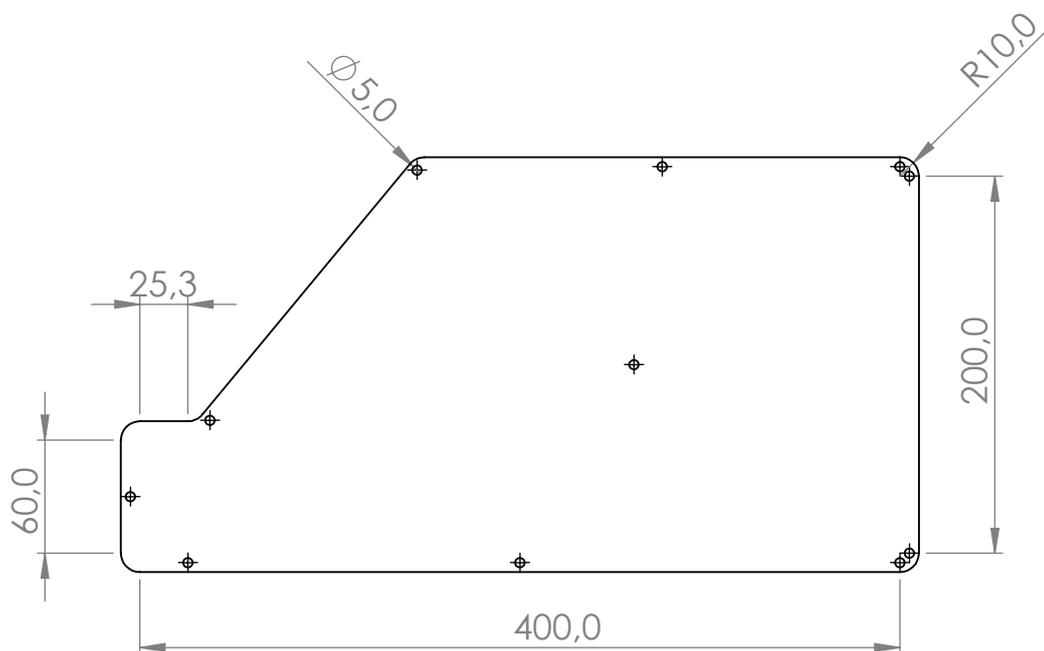
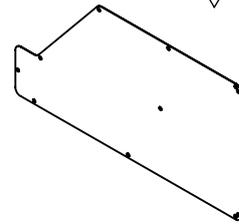


Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox.34	380X220X10 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Caja de control	Escala: 1:8	Código:	10.168744.01.01.01	Tol: ± 0.5



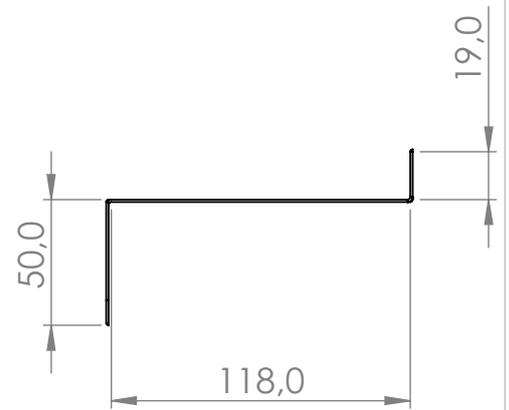
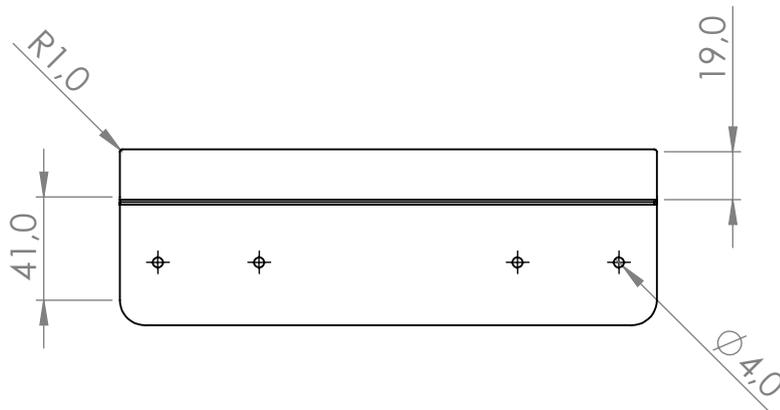
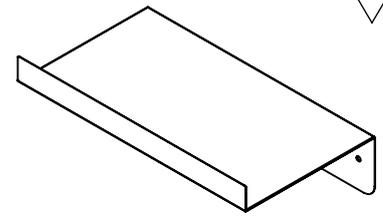
Tratamiento Térmico	NA	Material: MDF	Dimensiones brutas: 208X158X3 mm	
Recubrimiento	NA			
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Marco de pantalla	Escala: 1:2	Código:	10.168744.01.01.02	Tol: ± 0.5

N6

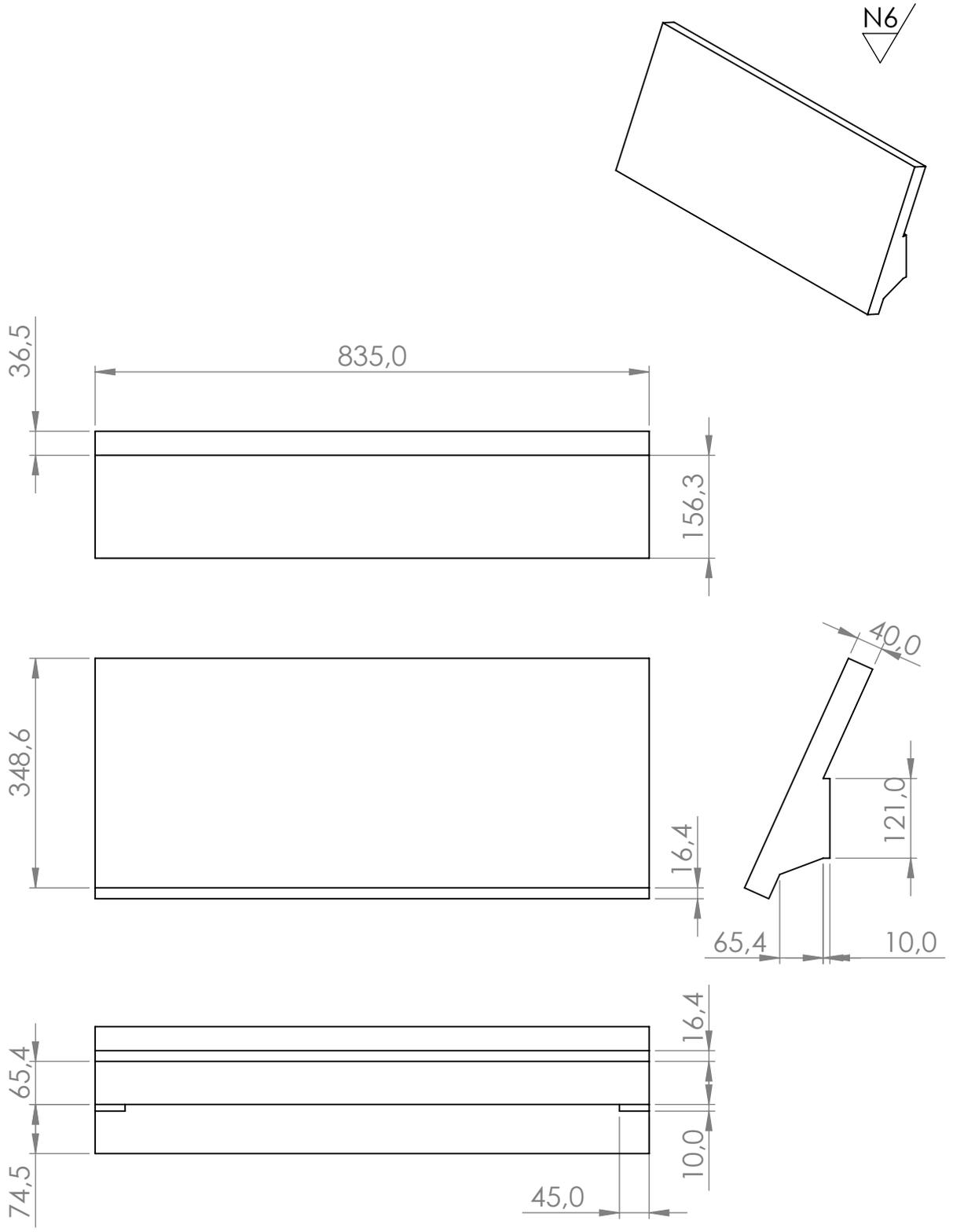


Tratamiento Térmico	NA	Material: Acero Inox.34	Dimensiones brutas: 420X220X1 mm	
Recubrimiento	NA			
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Placa lateral de la caja de control	Escala: 1:4	Código:	10.168744.01.01.03	Tol: ± 0.5

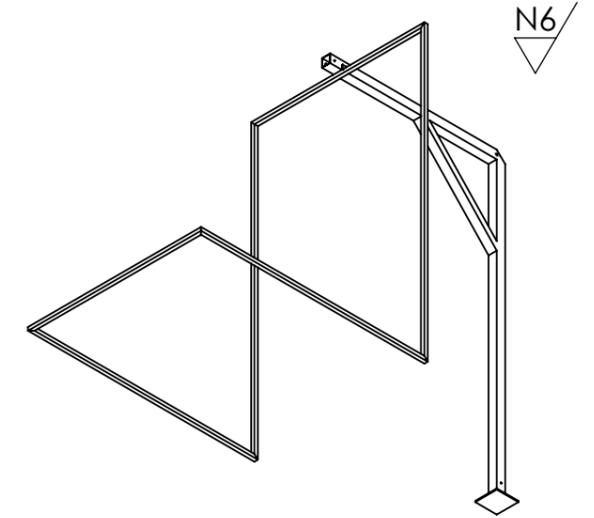
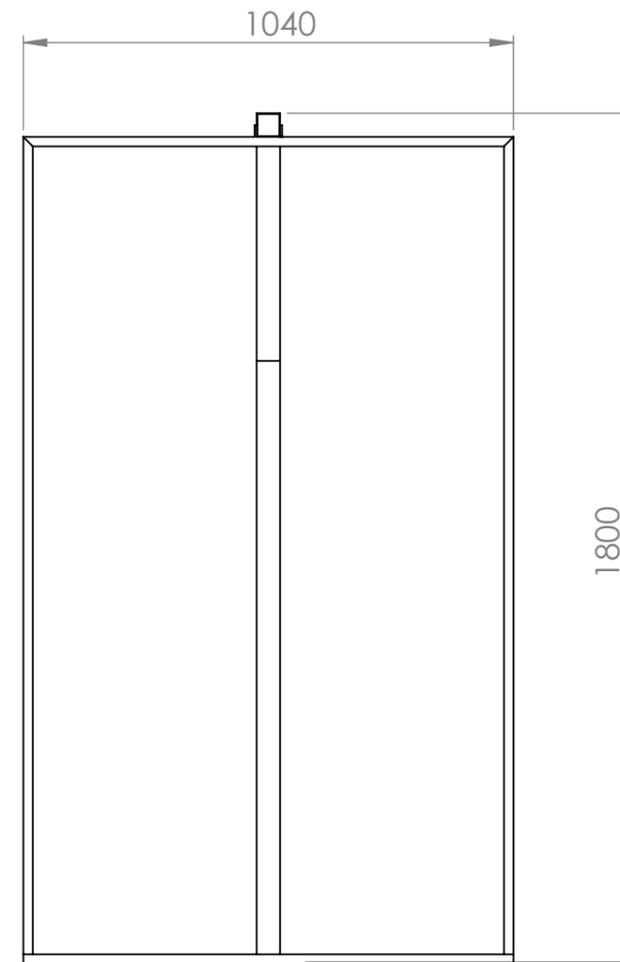
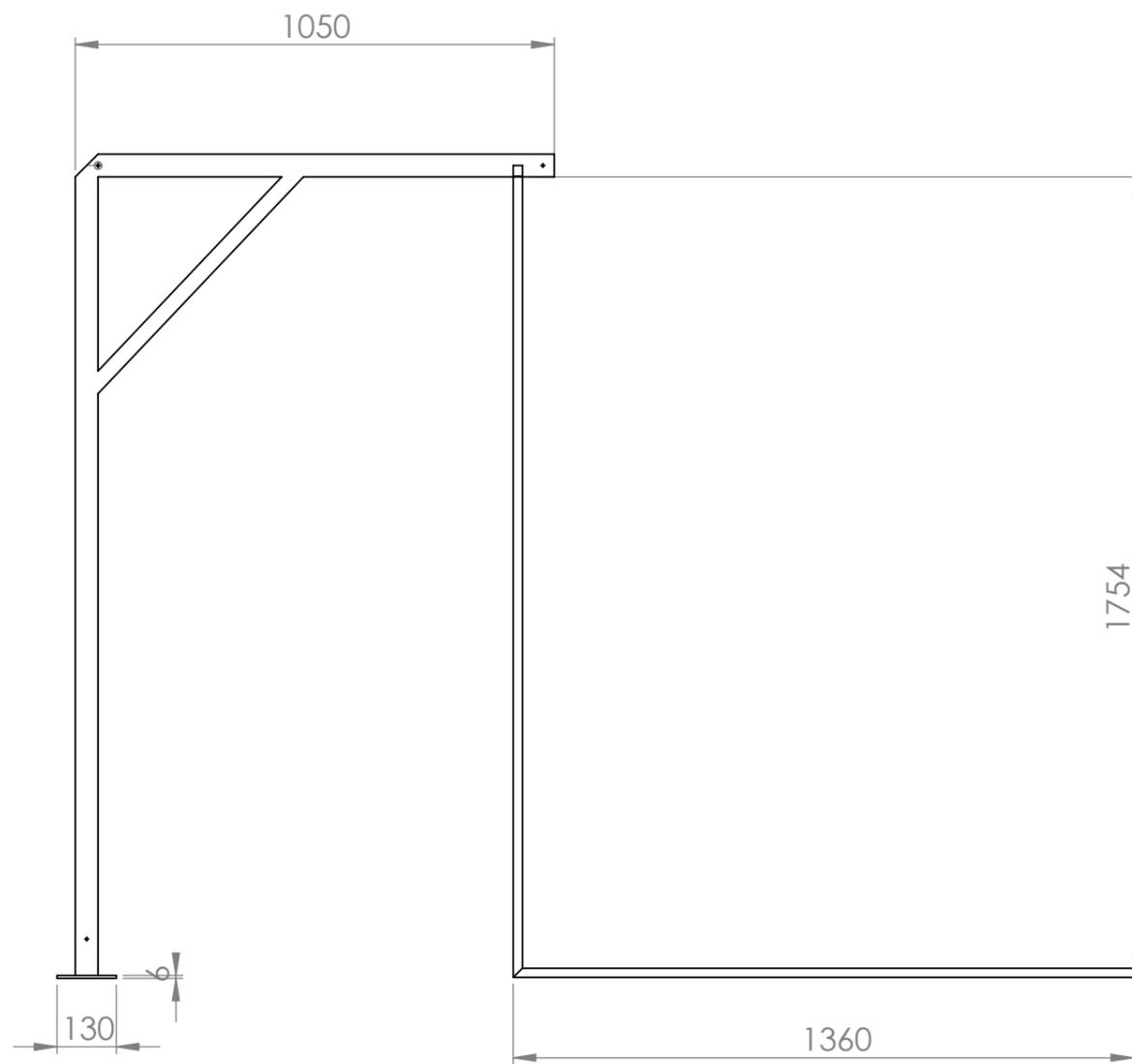
N6



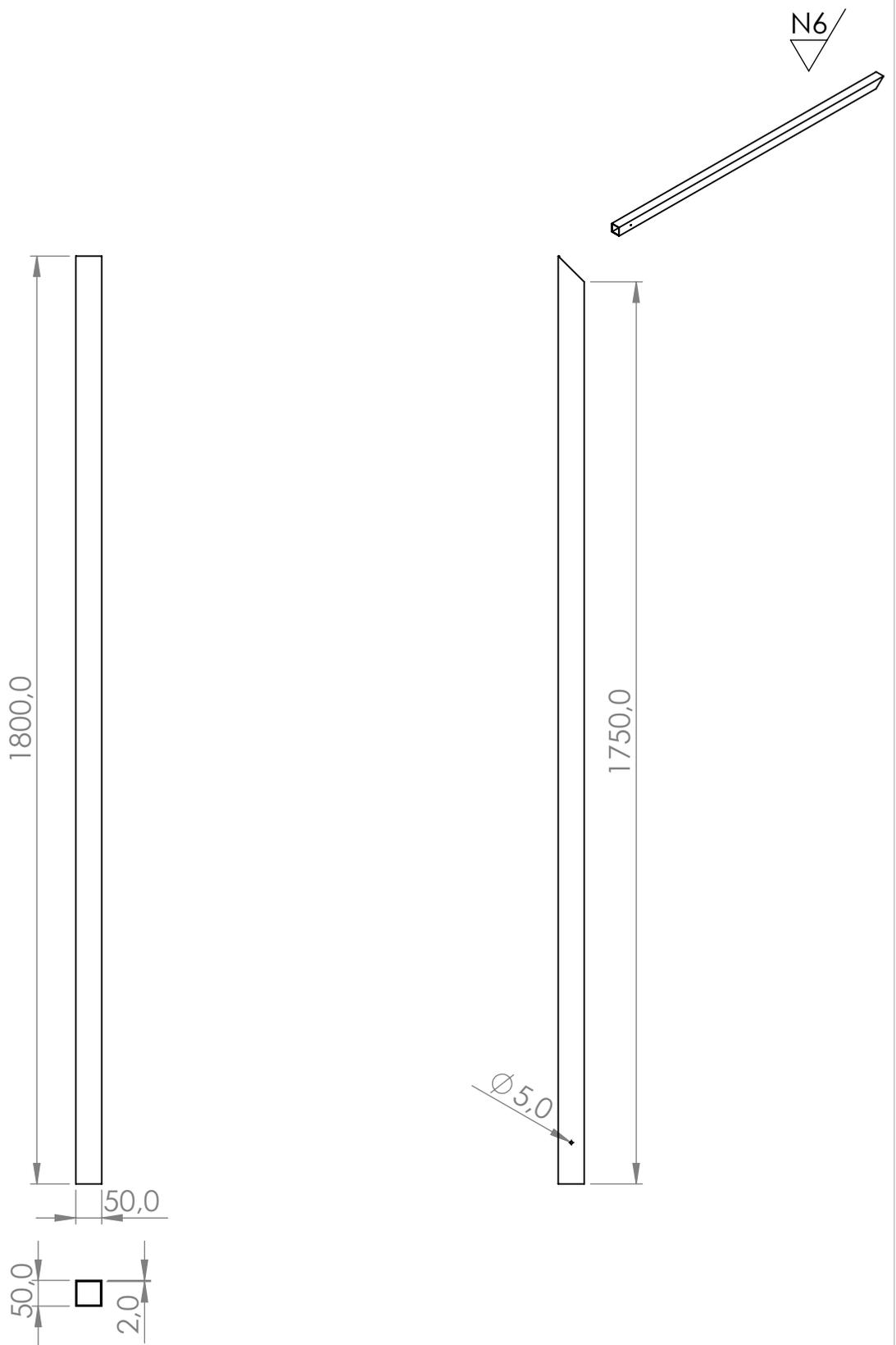
Tratamiento Térmico	NA	Material: Acero Inox.34	Dimensiones brutas: 212X121X1 mm	
Recubrimiento	NA		Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Base de la fuente de alimentación	Escala: 1:3	Código:	10.168744.01.01.04	Tol: ± 0.5



Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox.34	835X365X40 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Base de la caja de control	Escala: 1:9	Código:	10.168744.01.01.05	Tol: ± 0.5

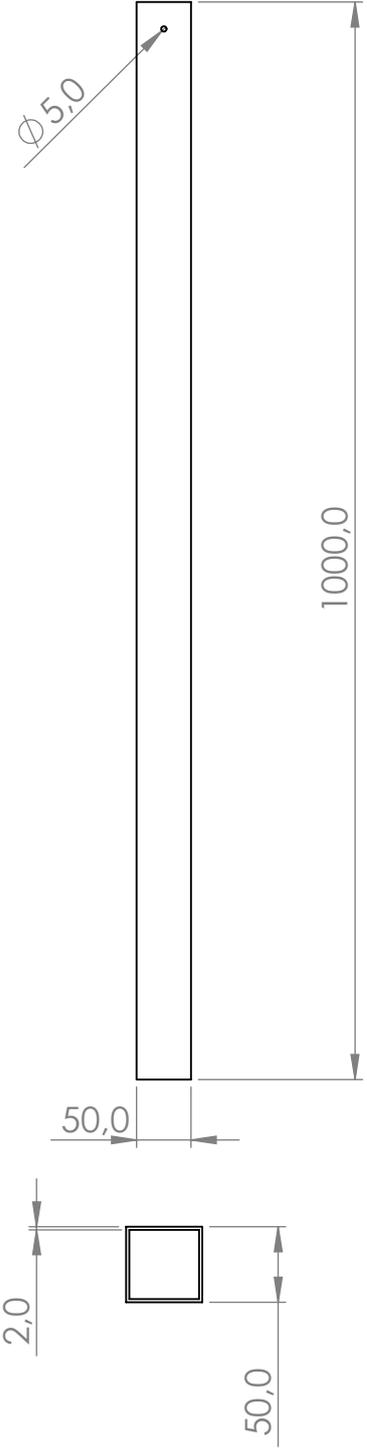
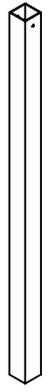


Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero estructural	1800X50 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Estructura de soporte	Escala: 1:15	Código:	10.168744.01.02	Tol: ± 1

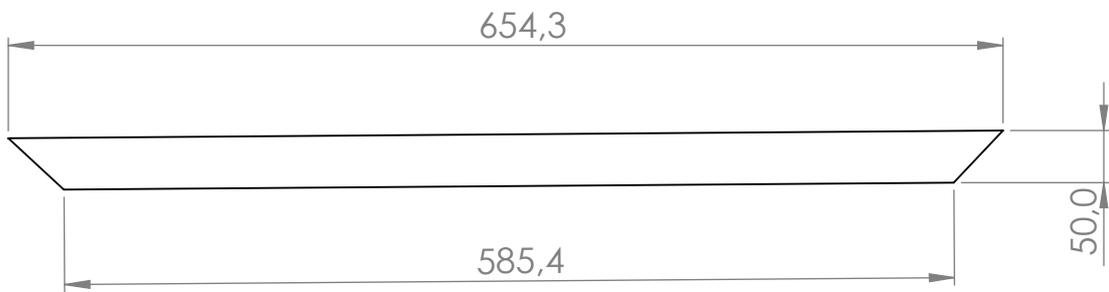
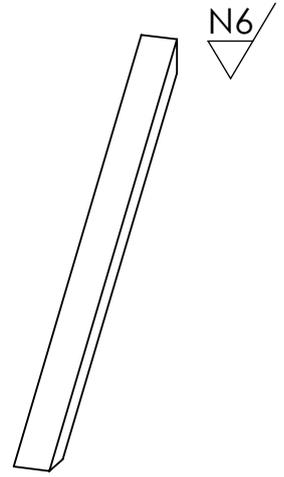


Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero estructural	1800X50X2 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Tubo base 50X50	Escala: 1:10	Código:	10.168744.01.02.01	Tol: ± 0.5

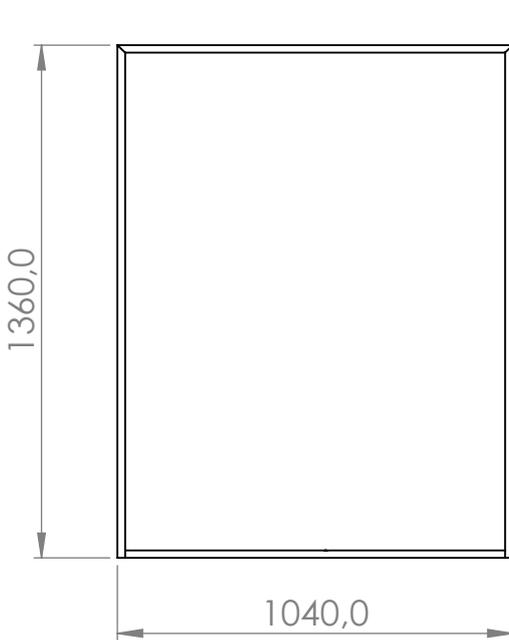
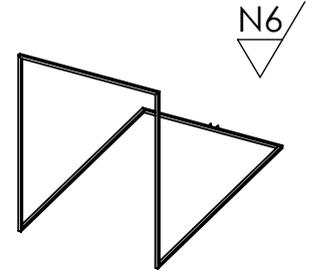
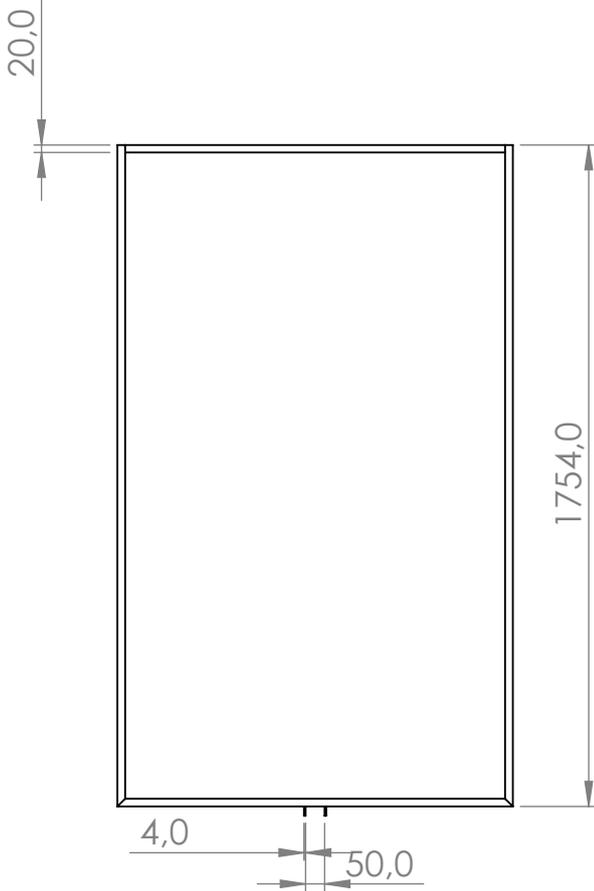
N6



Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero estructural	1000X50X2 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Tubo de soporte 50X50	Escala: 1:5	Código:	10.168744.01.02.02	Tol: ± 0.5

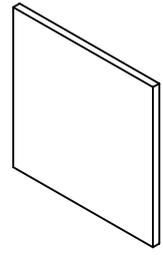


Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero estructural	654X50X2 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Tubo de soporte 2 50X50	Escala: 1:5	Código:	10.168744.01.02.03	Tol: ± 0.5

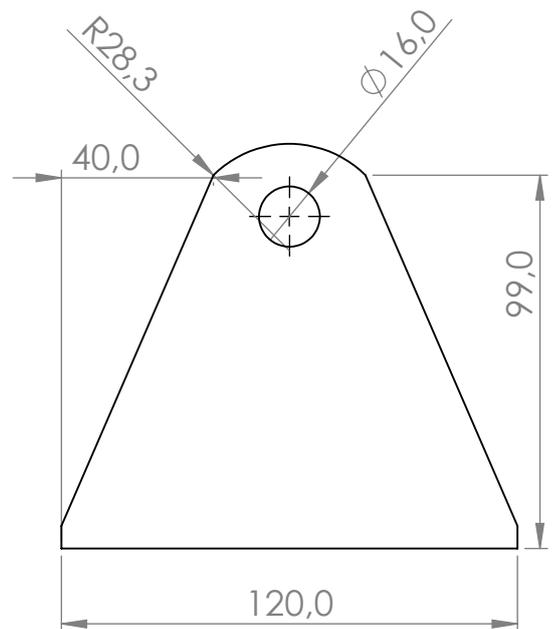
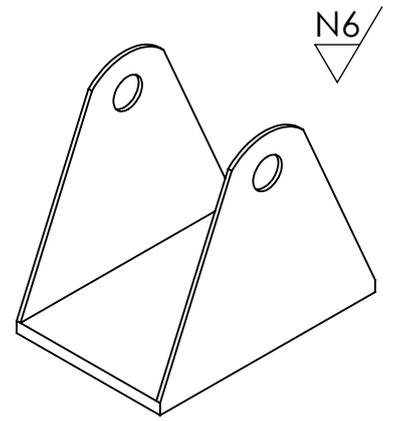
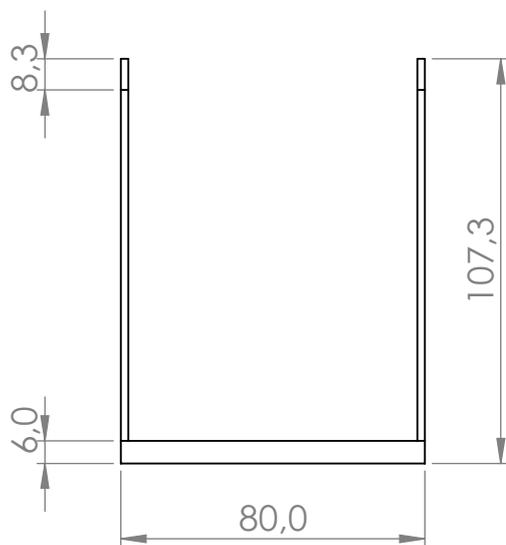
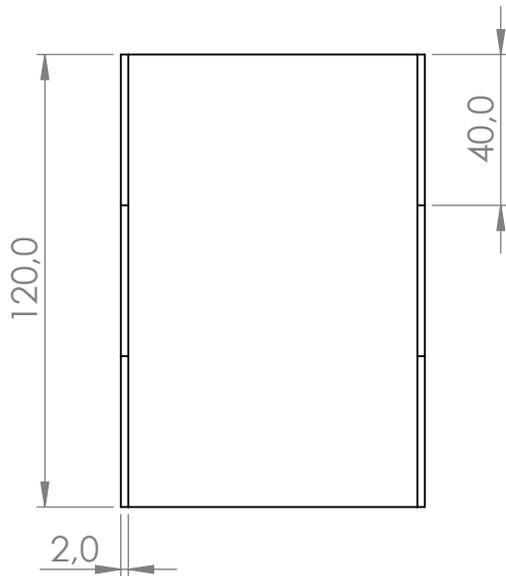


Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero estructural	1759X1360X2 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Estructura de equilibrio 20X20	Escala: 1:20	Código:	10.168744.01.02.04	Tol: ± 0.5

N6

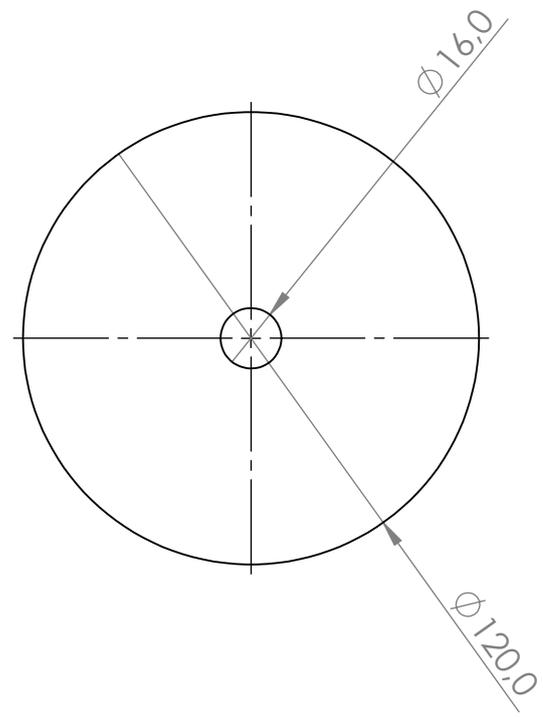
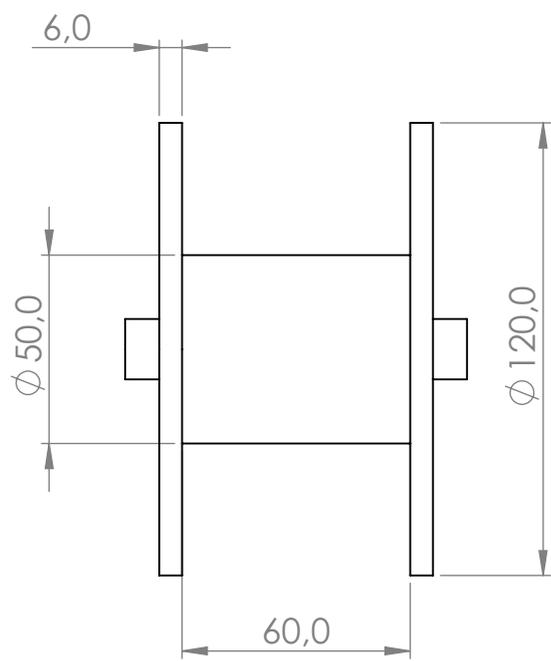
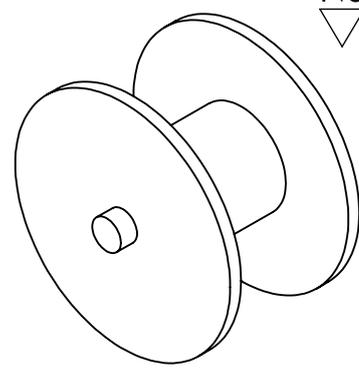


Tratamiento Térmico	NA	Material:		Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox.34		130X130X6 mm	
<p>CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA</p> <p>U.P.S</p>		Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024	
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024	
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024	
Placa	<p>Escala:</p> <p>1:2</p>	Código:	10.168744.01.02.05	Tol: ± 0.5	

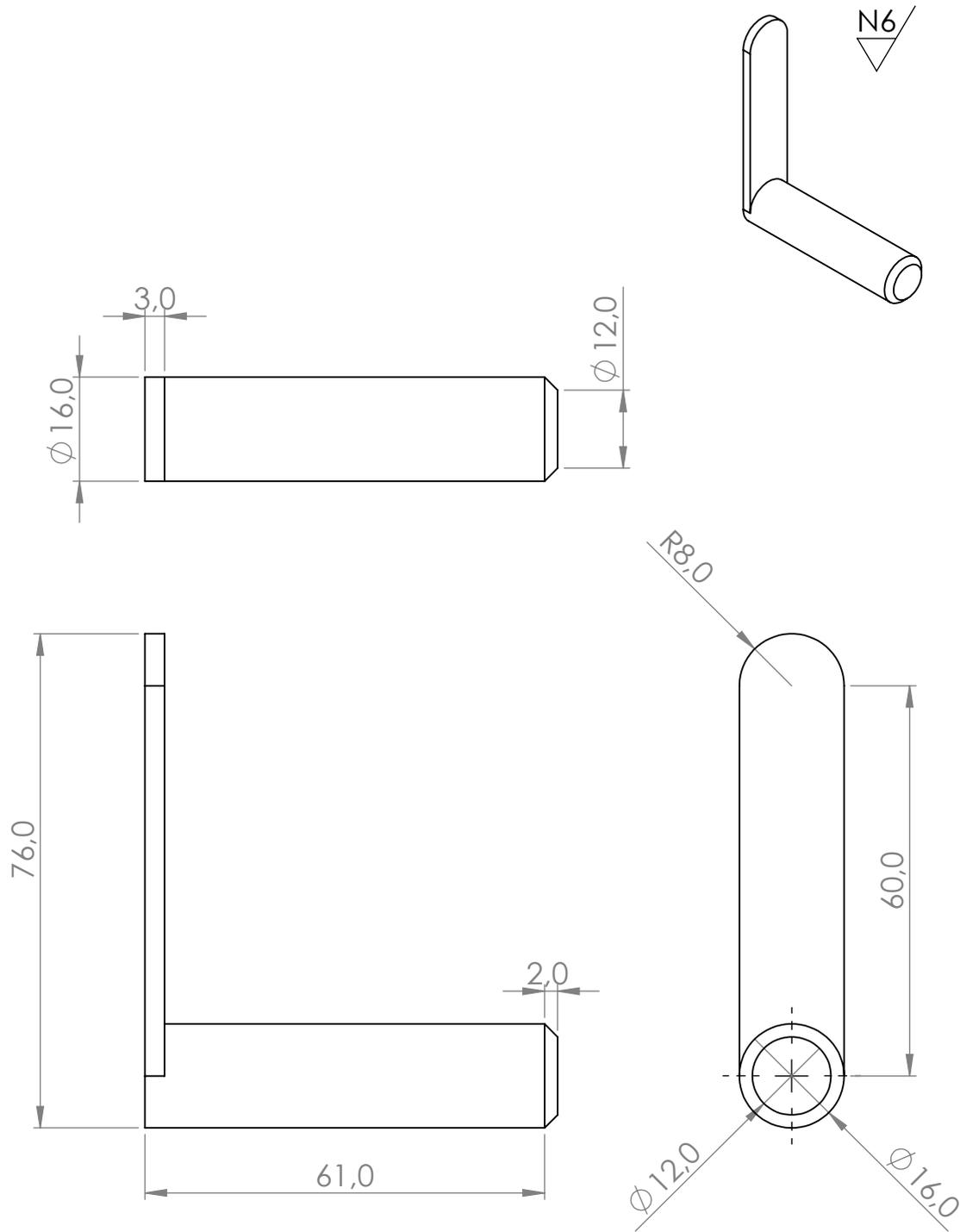


Tratamiento Térmico	NA	Material: Acero Inox.34	Dimensiones brutas: 170X120X2 mm	
Recubrimiento	NA		Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
		Base del carrete	Escala: 1:2	Código:

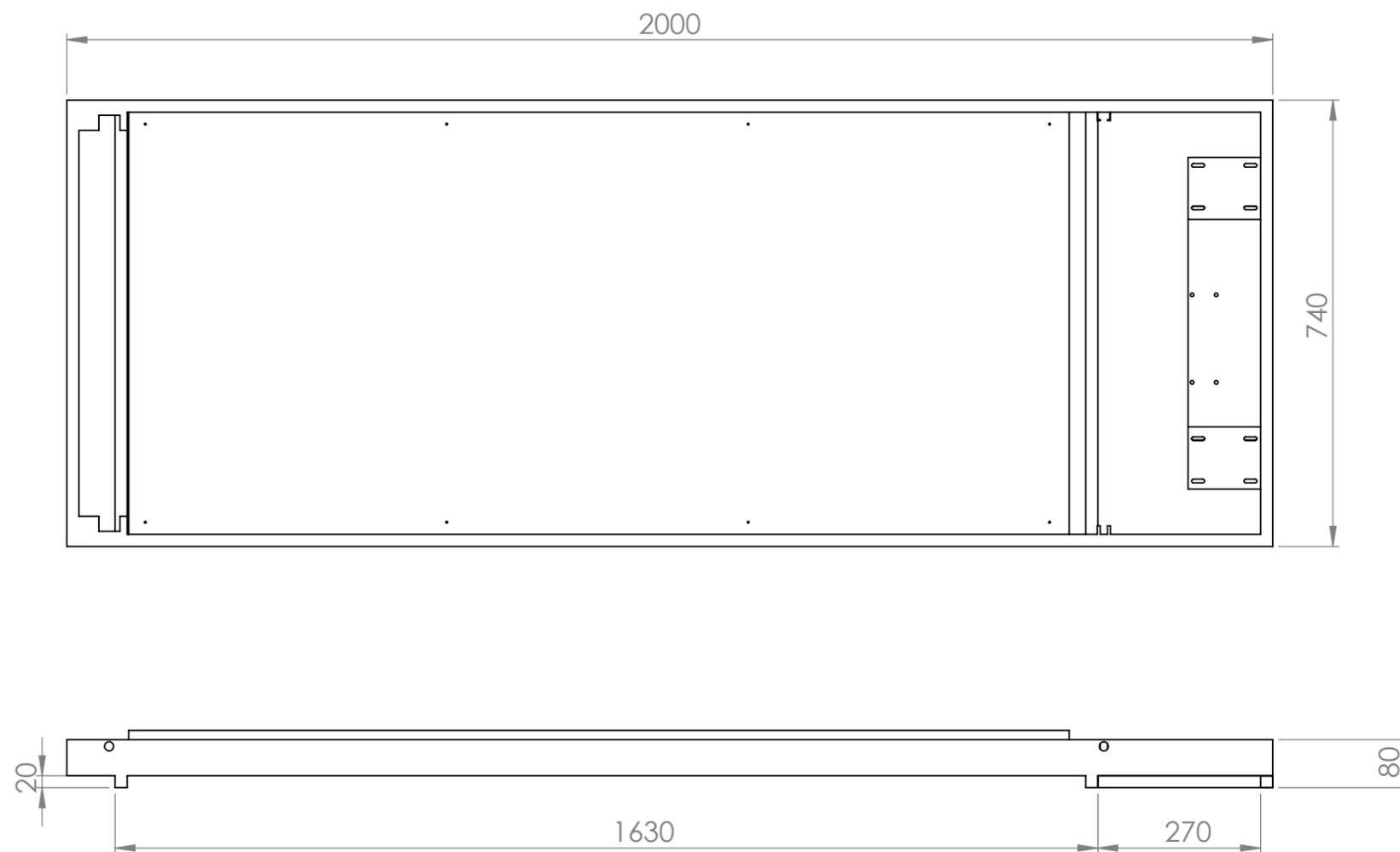
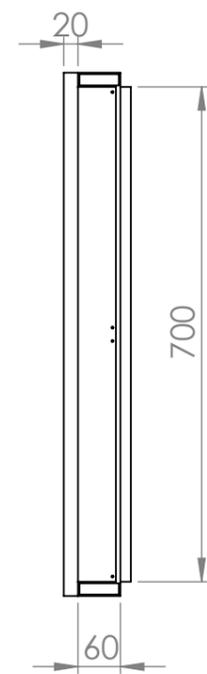
N6



Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox.34	120X72X6 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Carrete	Escala: 1:2	Código:	10.168744.01.02.07	Tol: ± 0.5

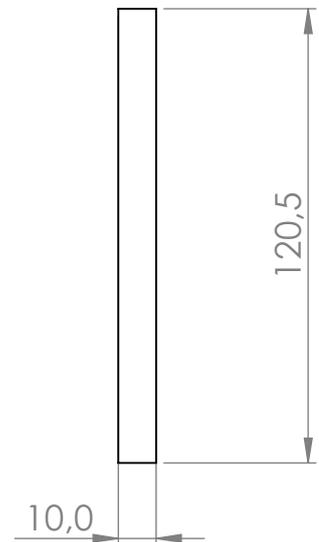
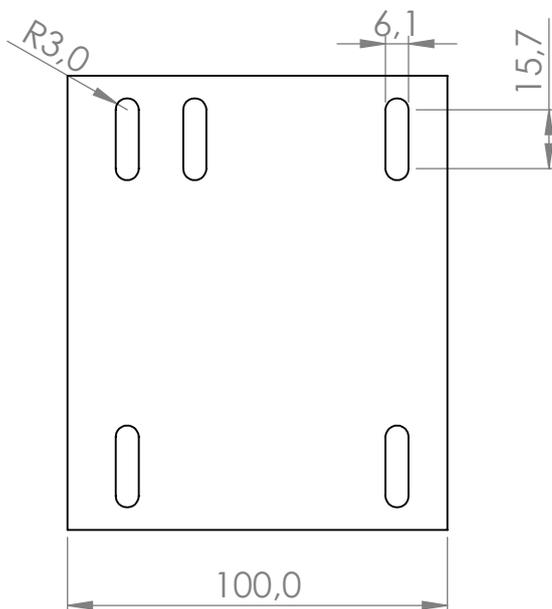
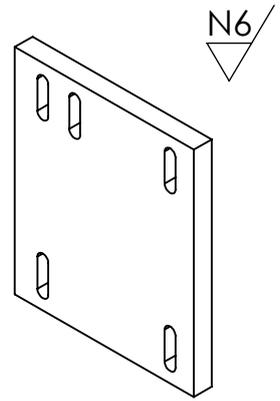


Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox.34	76X61X16 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Manivela	Escala: 1:1	Código:	10.168744.01.02.08	Tol: ± 0.5



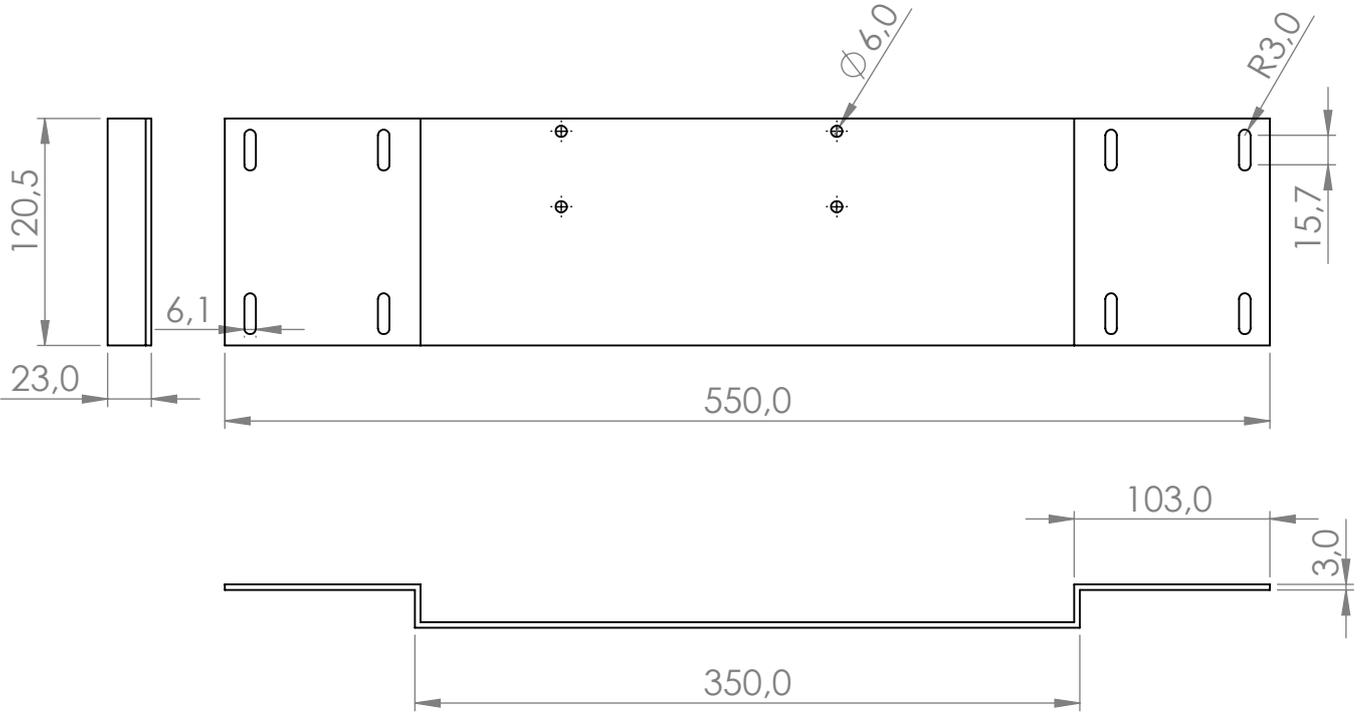
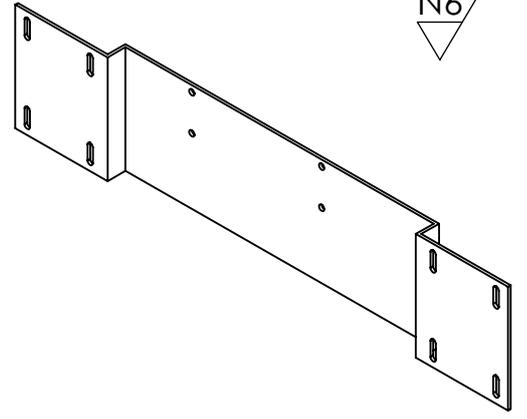
N6

Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero inox.34	200X740 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Estructura base	Escala: 1:10	Código:	10.168744.01.03	Tol: ± 1

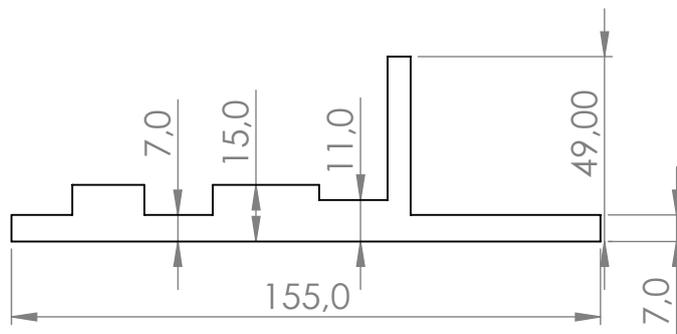
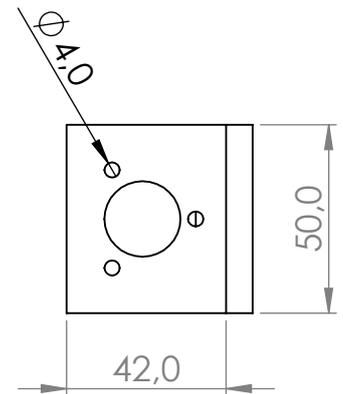
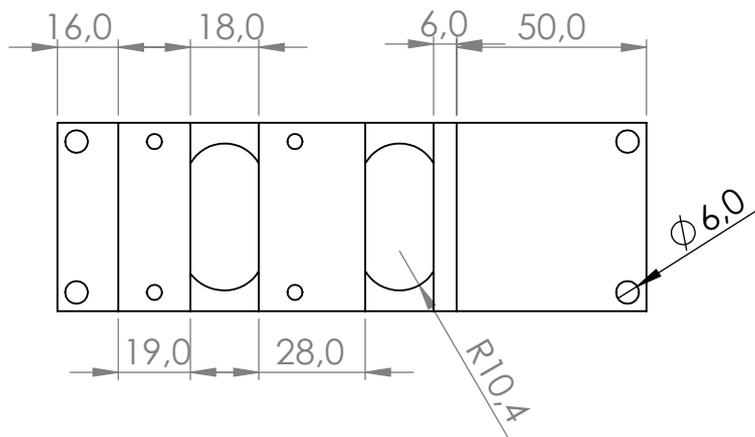
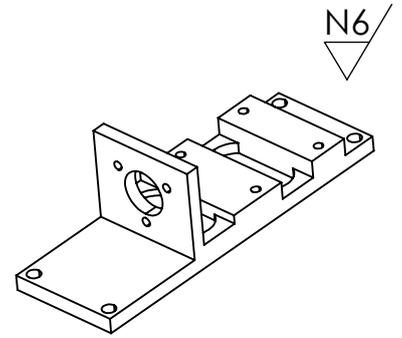


Tratamiento Térmico	NA	Material: Acero Inox.34	Dimensiones brutas: 120X100X10 mm	
Recubrimiento	NA		Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
		Base de motor	Escala: 1:2	Código:

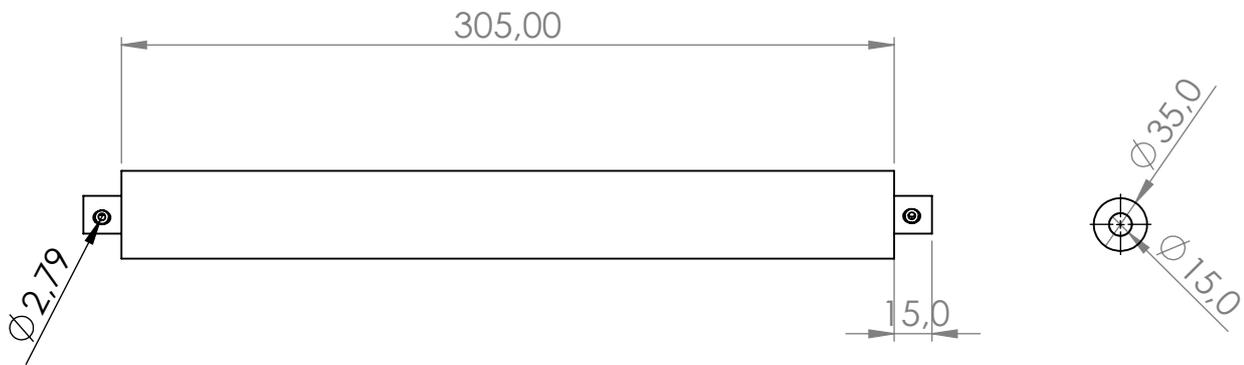
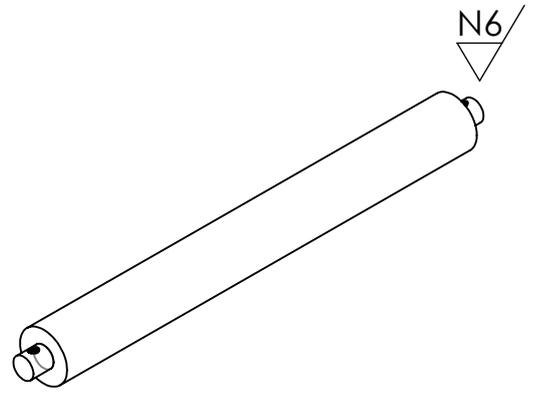
N6



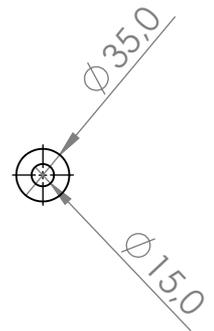
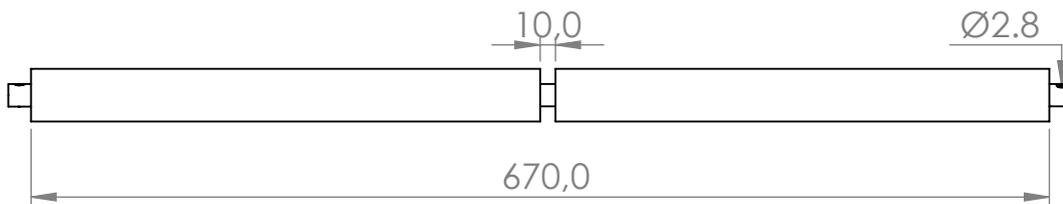
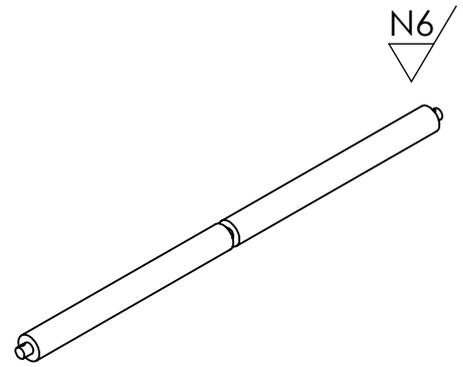
Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox.34	550X120X3 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Base de soporte del encoder	Escala: 1:4	Código:	10.168744.01.03.03	Tol: ± 0.5



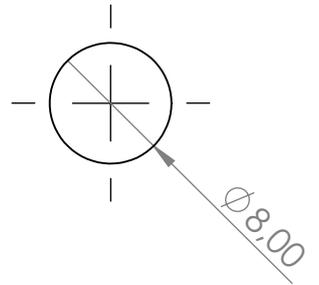
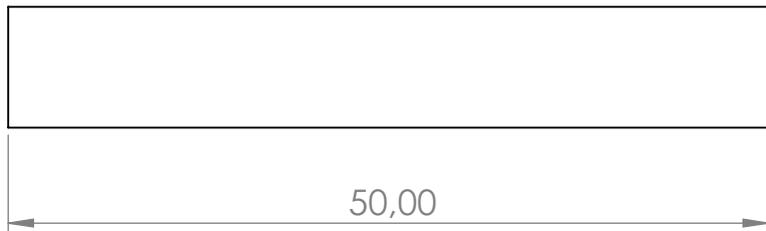
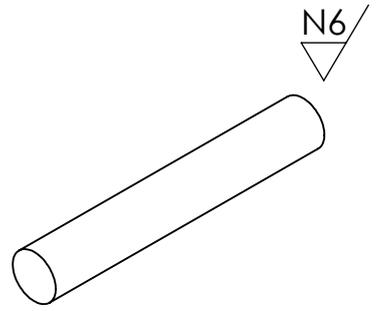
Tratamiento Térmico	NA	Material: Acero Inox.34	Dimensiones brutas: 155X50X7 mm	
Recubrimiento	NA		Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
		Bade del encoder	Escala: 1:2	Código:



Tratamiento Térmico	NA	Material:	Dimensiones brutas:	
Recubrimiento	NA	Acero Inox.34	Ø35X305 mm	
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Rodillo trasero	Escala: 1:3	Código:	10.168744.01.03.05	Tol: ± 0.5

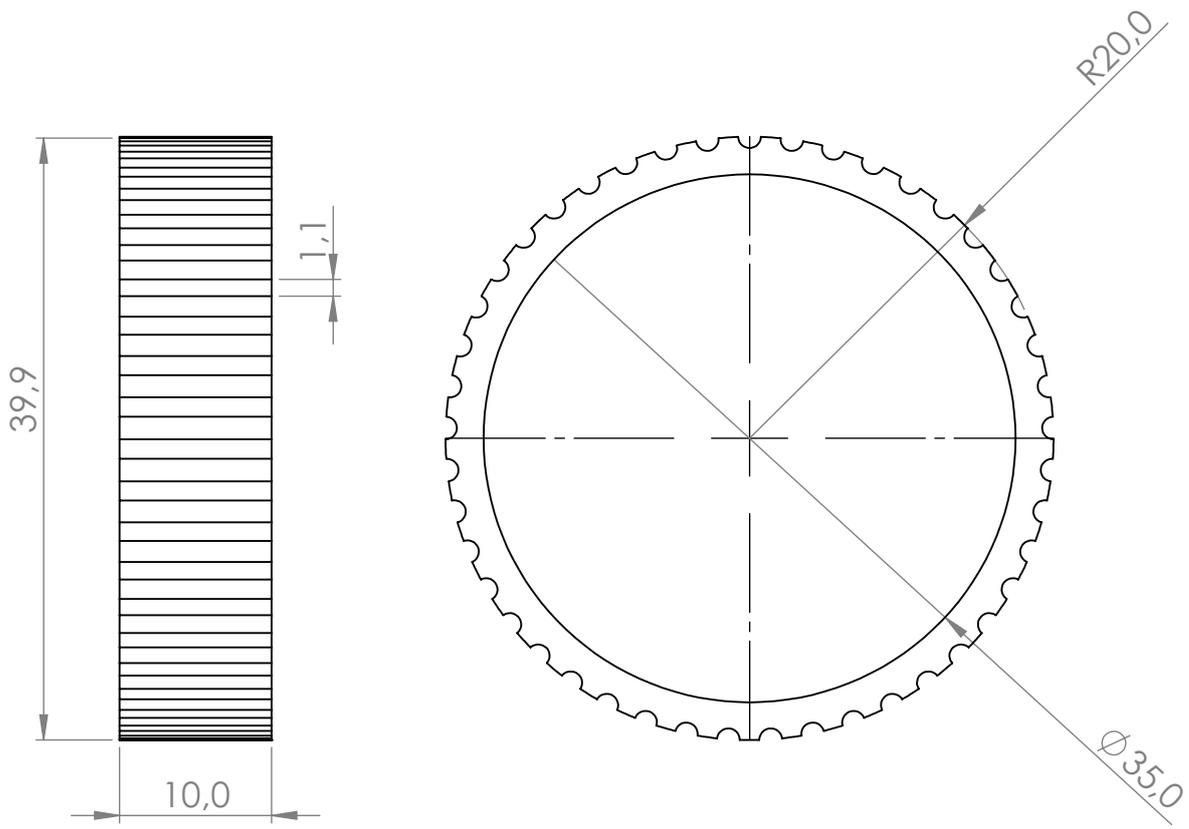
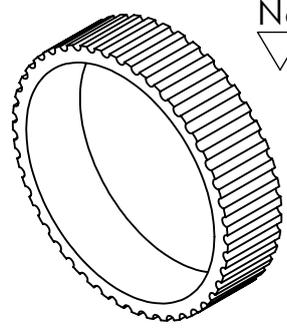


Tratamiento Térmico	NA	Material: Acero Inox.34	Dimensiones brutas: Ø35X700 mm	
Recubrimiento	NA			
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Rodillo delantero	Escala: 1:5	Código:	10.168744.01.03.06	Tol: ± 0.5



Tratamiento Térmico	NA	Material: Acero Inox.34	Dimensiones brutas: Ø8X50 mm	
Recubrimiento	NA		Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
		Eje conducido	Escala: 1:0.5	Código:

N6



Tratamiento Térmico	NA	Material: Plástico	Dimensiones brutas: Ø40X10 mm	
Recubrimiento	NA			
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA	U.P.S	Diseño:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Dibujó:	Chamorro Adrián, Morales Bryan	30/06/2024
		Revisó:	Ing. Quitiaquez Patricio	30/06/2024
Polea de transmisión del motor	Escala: 2:1	Código:	10.168744.01.03.08	Tol: ± 0.5

ANEXOS

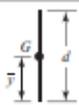
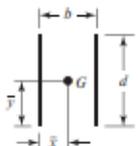
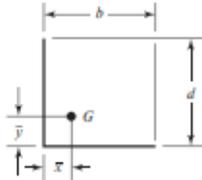
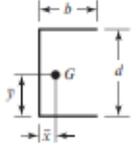
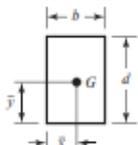
Anexo 1

Composición química del acero estructural [33].

Especificación	Composición química (% máximo)			
	C	Mn	P	S
JIS G 3141 SPCC	0.15	0.60	0.040	0.050
SAE J403 1006	0.08	0.45	0.030	0.050
SAE J403 1008	0.10	0.50	0.030	0.050
SAE J403 1010	0.08 - 0.13	0.30 - 0.60	0.030	0.050
SAE J403 1012	0.10 - 0.15	0.30 - 0.60	0.030	0.050
SAE J403 1018	0.15 - 0.20	0.60 - 0.90	0.030	0.050
SAE J403 1035	0.32 - 0.38	0.60 - 0.90	0.030	0.050
SAE J403 1527	0.22 - 0.29	1.20 - 1.50	0.030	0.050

Anexo 2

Propiedades torsionales presentes en la soldadura de tipo filete [27].

Soldadura	Área de la garganta	Ubicación de G	Segundo momento polar unitario del área
	$A = 0.707 hd$	$\bar{x} = 0$ $\bar{y} = d/2$	$J_u = d^3/12$
	$A = 1.414 hd$	$\bar{x} = b/2$ $\bar{y} = d/2$	$J_u = \frac{d(3b^2 + d^2)}{6}$
	$A = 0.707h(b + d)$	$\bar{x} = \frac{b^2}{2(b + d)}$ $\bar{y} = \frac{d^2}{2(b + d)}$	$J_u = \frac{(b + d)^4 - 6b^2d^2}{12(b + d)}$
	$A = 0.707h(2b + d)$	$\bar{x} = \frac{b^2}{2b + d}$ $\bar{y} = d/2$	$J_u = \frac{8b^3 + 6bd^2 + d^3}{12} - \frac{b^4}{2b + d}$
	$A = 1.414h(b + d)$	$\bar{x} = b/2$ $\bar{y} = d/2$	$J_u = \frac{(b + d)^3}{6}$
	$A = 1.414 \pi hr$		$J_u = 2\pi r^3$

* G es el centroide del grupo de soldaduras; h es el tamaño de la soldadura; el plano del par de torsión está en el plano de la página; todas las soldaduras son de ancho unitario.

Anexo 2

Tabla de esfuerzos permisibles considerados para el metal de aporte [27].

Tipo de carga	Tipo de soldadura	Esfuerzo permisible	n^*
Tensión	A tope	$0.60S_y$	1.67
Aplastamiento	A tope	$0.90S_y$	1.11
Flexión	A tope	$0.60-0.66S_y$	1.52-1.67
Compresión simple	A tope	$0.60S_y$	1.67
Cortante	A tope o de filete	$0.30S_{ut}^{\dagger}$	

Anexo 3

Especificaciones de tubos estructurales norma NTE INEN 2 415

TABLA 2. Clasificación y propiedades mecánicas.

Grado	Descripción	Límite de fluencia mín. (MPa)	Resistencia a la tracción mín. (MPa)	Elongación % mín.		
				< a 1,6 mm de espesor	$\geq 1,6$ mm $\leq 2,5$ mm de espesor	> 2,5 mm de espesor
A	Tubo Para usos generales	(170)	(270)	(25)	(25)	(25)
B	Tubos estructurales	180	270	25	25	25
C		205	340	21	24	25
D		250	365	17	21	22
E		345	450	11	16	17

() valores opcionales

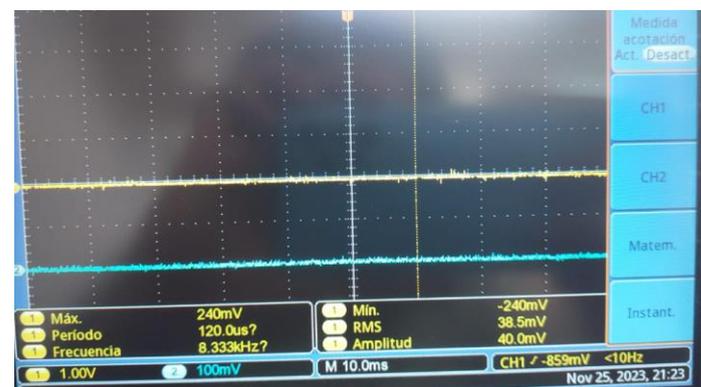
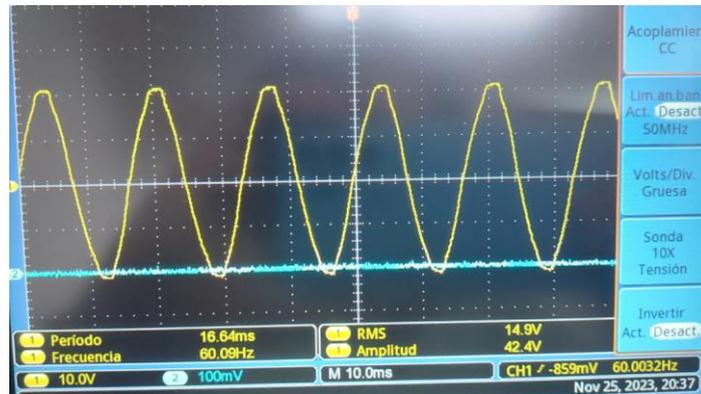
Anexo 4

Especificaciones del puente de diodo KBU2510

Type Number		KBU	KBU	KBU	KBU	KBU	KBU	UNIT		
		10005	1001	1002	1004	1006	1008			
		15005	1501	1502	1504	1506	1508			
		25005	2501	2502	2504	2506	2508			
	Maximum Repetitive Peak Reverse Voltage	V_{RRM}	50	100	200	400	600	800	1000	V
	Maximum RMS Voltage	V_{RMS}	35	70	140	280	420	560	700	V
	Maximum DC Blocking Voltage	V_{DC}	50	100	200	400	600	800	1000	V
	Maximum Average Forward (with heatsink Note 2) Rectified Current@ $T_c = 100^{\circ}C$ (without heatsink)	$I_{F(AV)}$	15.0 3.2						A	
	Peak Forward Surge Current 10A 8.3ms single half sine-wave super imposed on rated load (JEDEC Method) 15A 25A 35A	I_{FSM}	250 300 400 400						A	
	Maximum Instantaneous Forward Voltage Drop Per Leg@5.0A/7.5A/12.5A/17.5A	V_F	1.1						V	
	Maximum DC Reverse Current at Rated DC Blocking Voltage $T_J = 25^{\circ}C$ $T_J = 125^{\circ}C$	I_R	10 500						UA	

Anexo 5

Señal de onda senoidal rectificada mediante filtro RC



Anexo 6

Especificaciones del puente elevador de voltaje Step-up 1500W

Especificaciones:

Tipo: módulo de aceleración no aislado (BOOST)

Voltaje de entrada: CC 10 V a 60 V.

Máx. Corriente de entrada: 30 A (voltaje de entrada: 10 V a 30 V)

25 A (voltaje de entrada: 31 V a 60 V).

Corriente silenciosa: 15 mA (aumentará cuando se convierte 12 V a 20 V)

Voltaje de salida: 12 V a 90 V (ajustable, por defecto es de 19 V)

Máx. Corriente de salida: 20 A (relacionado con la diferencia de voltaje de entrada y salida, la diferencia de voltaje mayor es, la corriente de salida más pequeña será.

Mejorar la disipación del calor cuando la corriente es superior a 15 A.

Rango de corriente constante: 0,8 A a 20 A (+/-0,3 A).

Protección de entrada inversa: Sí (150 A MOS).

Protección de menor voltaje: sí (V8 a 50 V ajustable, autorecuperación).

Temperatura de funcionamiento: °F °F a +185.0 °F (si la temperatura es demasiado alta, por favor mejorar la disipación del calor).

Frecuencia: 150 kHz.

Eficiencia de conversión: 92% a 97% (La competencia está relacionada con la tensión de entrada/salida, la diferencia de corriente y voltaje. La diferencia más pequeña es la mayor eficiencia.

Protección contra sobrecorriente de entrada: sí (protege automáticamente cuando la entrada es de más de 35 A, y la tensión de la fuente de alimentación no aumentará).

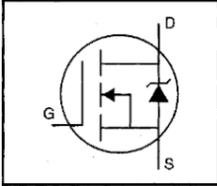
Protección contra cortocircuitos: sí (fusible de entrada de 30 A).

Método de cableado: terminales (por favor utilice alambre de cobre de corriente grande)

Máx. Potencia de salida = Voltaje de entrada: corriente máxima (si se entra 12 V, potencia de salida máxima = 12 V x 30 A = 360 W).]

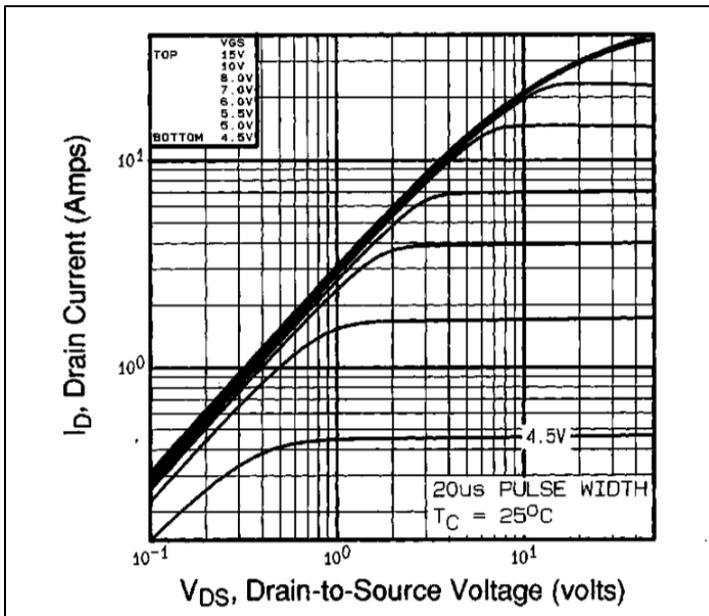
Anexo 7

Especificaciones del mofset

International IR Rectifier	PD-9.476C
IRF634	
HEXFET® Power MOSFET	
<ul style="list-style-type: none">• Dynamic dv/dt Rating• Repetitive Avalanche Rated• Fast Switching• Ease of Paralleling• Simple Drive Requirements	
Description	
$V_{DSS} = 250V$	
$R_{DS(on)} = 0.45\Omega$	
$I_D = 8.1A$	

Absolute Maximum Ratings

	Parameter	Max.	Units
$I_D @ T_C = 25^\circ\text{C}$	Continuous Drain Current, $V_{GS} @ 10\text{ V}$	8.1	A
$I_D @ T_C = 100^\circ\text{C}$	Continuous Drain Current, $V_{GS} @ 10\text{ V}$	5.1	
I_{DM}	Pulsed Drain Current ①	32	
$P_D @ T_C = 25^\circ\text{C}$	Power Dissipation	74	W
	Linear Derating Factor	0.59	W/°C
V_{GS}	Gate-to-Source Voltage	± 20	V
E_{AS}	Single Pulse Avalanche Energy ②	300	mJ
I_{AR}	Avalanche Current ①	8.1	A
E_{AR}	Repetitive Avalanche Energy ①	7.4	mJ
dv/dt	Peak Diode Recovery dv/dt ③	4.8	V/ns
T_J	Operating Junction and Storage Temperature Range	-55 to +150	°C
T_{STG}			
	Mounting Torque, 6-32 or M3 screw	10 lbf•in (1.1 N•m)	



Anexo 8

Especificaciones del diodo 1N4007

	1N4001	1N4002	1N4003	1N4004	1N4005	1N4006	1N4007	UNITS
Maximum Recurrent Peak Reverse Voltage	50	100	200	400	600	800	1000	V
Maximum RMS Voltage	35	75	140	280	420	560	700	V
Maximum DC Blocking Voltage	50	100	200	400	600	800	1000	V
Maximum Average Forward Rectified Current .375"(9.5mm) Lead Length at $T_A = 75^\circ\text{C}$	1.0							A
Peak Forward Surge Current 8.3ms single half sine-wave superimposed on rated load (JEDEC method)	30							A
Maximum Forward Voltage at 1.0A DC and 25 $^\circ\text{C}$	1.1							V
Maximum Full Load Reverse Current Full Cycle Average at 75 $^\circ\text{C}$ Ambient	30							$\mu\text{g A}$

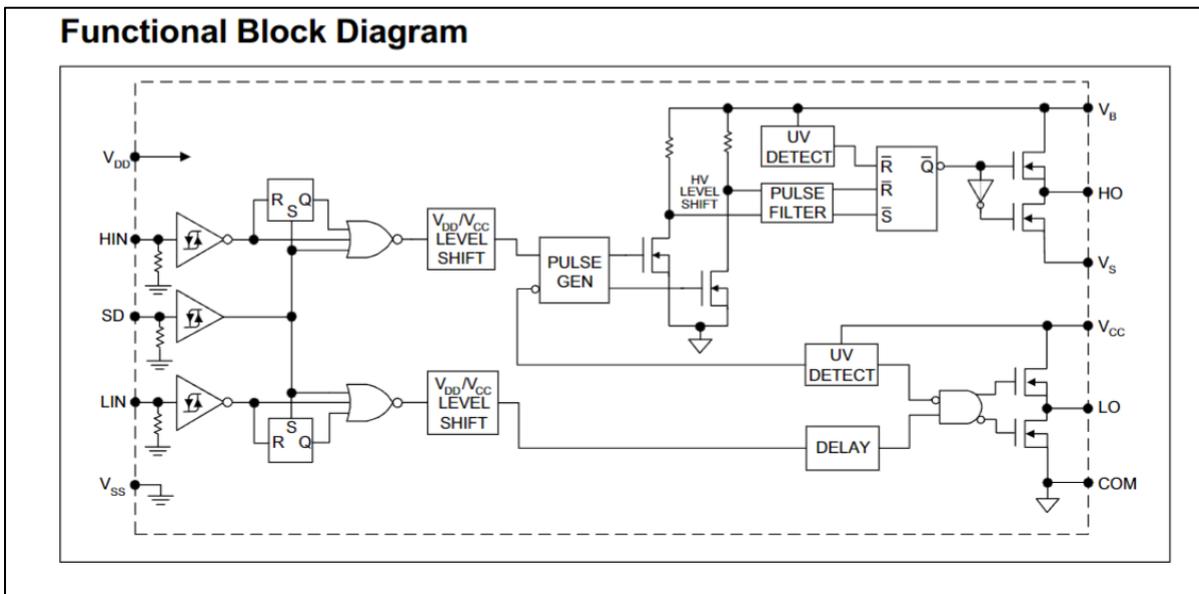
Anexo 9

Especificaciones del integrado IR2110

<p>International Rectifier</p> <p style="text-align: right;">IR2110(-1-2)(S)PbF/IR2113(-1-2)(S)PbF</p>	<p>Data Sheet No. PD60147 rev.U</p> <p style="text-align: center;">HIGH AND LOW SIDE DRIVER</p>														
<p>Features</p> <ul style="list-style-type: none"> • Floating channel designed for bootstrap operation • Fully operational to +500V or +600V • Tolerant to negative transient voltage • dV/dt immune • Gate drive supply range from 10 to 20V • Undervoltage lockout for both channels • 3.3V logic compatible • Separate logic supply range from 3.3V to 20V • Logic and power ground $\pm 5V$ offset • CMOS Schmitt-triggered inputs with pull-down • Cycle by cycle edge-triggered shutdown logic • Matched propagation delay for both channels 	<p>Product Summary</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td>V_{OFFSET} (IR2110)</td> <td>500V max.</td> </tr> <tr> <td>(IR2113)</td> <td>600V max.</td> </tr> <tr> <td>$I_{O+/-}$</td> <td>2A / 2A</td> </tr> <tr> <td>V_{OUT}</td> <td>10 - 20V</td> </tr> <tr> <td>$t_{on/off}$ (typ.)</td> <td>120 & 94 ns</td> </tr> <tr> <td>Delay Matching (IR2110)</td> <td>10 ns max.</td> </tr> <tr> <td>(IR2113)</td> <td>20ns max.</td> </tr> </table>	V_{OFFSET} (IR2110)	500V max.	(IR2113)	600V max.	$I_{O+/-}$	2A / 2A	V_{OUT}	10 - 20V	$t_{on/off}$ (typ.)	120 & 94 ns	Delay Matching (IR2110)	10 ns max.	(IR2113)	20ns max.
V_{OFFSET} (IR2110)	500V max.														
(IR2113)	600V max.														
$I_{O+/-}$	2A / 2A														
V_{OUT}	10 - 20V														
$t_{on/off}$ (typ.)	120 & 94 ns														
Delay Matching (IR2110)	10 ns max.														
(IR2113)	20ns max.														

Symbol	Definition	Min.	Max.	Units
V_B	High side floating supply absolute voltage	$V_S + 10$	$V_S + 20$	V
V_S	High side floating supply offset voltage	Note 1	500	
	(IR2113)	Note 1	600	
V_{HO}	High side floating output voltage	V_S	V_B	
V_{CC}	Low side fixed supply voltage	10	20	
V_{LO}	Low side output voltage	0	V_{CC}	
V_{DD}	Logic supply voltage	$V_{SS} + 3$	$V_{SS} + 20$	
V_{SS}	Logic supply offset voltage	-5 (Note 2)	5	
V_{IN}	Logic input voltage (HIN, LIN & SD)	V_{SS}	V_{DD}	
T_A	Ambient temperature	-40	125	$^{\circ}C$

Note 1: Logic operational for V_S of -4 to +500V. Logic state held for V_S of -4V to $-V_B$. (Please refer to the Design Tip)



Anexo 10

Especificaciones del Step-down LM2596

GENERAL DESCRIPTION

The LM2596 Series are step-down switching regulators with all required active functions. It is capable of driving 3A load with excellent line and load regulations. These devices are available in fixed output voltages of 3.3V, 5V, and an adjustable output version.

The LM2596 series operates at a switching frequency of 150kHz thus allowing smaller sized filter components than what would be needed with lower frequency switching regulators. It substantially not only reduces the area of board size but also the size of heat sink, and in some cases no heat sink is required. The $\pm 4\%$ tolerance on output voltage within specified input voltages and output load conditions is guaranteed. Also, the oscillator frequency accuracy is within $\pm 10\%$. External shutdown is included. Featuring 100 μ A (typical) standby current. The output switch includes cycle-by-cycle current limiting, as well as thermal shutdown for full protection under fault conditions.

Features

- Output voltage: 3.3V, 5V & adjustable version
- Adjustable output voltage range 1.23V~38.5V
- 150kHz fixed switching frequency
- Voltage mode Non-synchronous PWM control
- Thermal shutdown and current limit protection
- ON/OFF shutdown control input
- Short circuit protect (SCP)
- Operating voltage can be up to 40V
- Output load current 3A

Applications

- Simple High-efficiency Step down Regulator
- On-Card Switching Regulators
- Positive to Negative Converter

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

PARAMETER	SYMBOL	LIMIT	UNIT
Maximum Supply Voltage	V_{CC}	+45	V
Recommend Operating Supply Voltage	V_{OP}	+4.5 to +40	V
SW, EN Pin Input Voltage	V_{SW}, V_{EN}	-0.3 to +40	V
Feedback Pin Voltage	V_{FB}	-0.3 to +12	V
Power Dissipation	P_D	Internally Limited	W
Output Voltage to Ground	V_{OUT}	-1	V
Storage Temperature Range	T_{ST}	-65 ~ +150	$^{\circ}$ C
Operating Temperature Range	T_{OP}	-40 ~ +125	$^{\circ}$ C
ESD Susceptibility (HBM)		2	kV

Anexo 11

Código de control para el motor

```
Control3
1 const int pwmPin1 = 3;    // Pin PWM para controlar los MOSFET superiores.
2 const int pwmPin2 = 5;    // Pin PWM para controlar los MOSFET inferiores.
3 const int buttonPin1 = 1; // Pin para el primer pulsador.
4 const int buttonPin2 = 7; // Pin para el segundo pulsador.
5 const int buttonPin3 = 6; // Pin para el pulsador de detencion de giro.
6 const int buttonPin4 = 8; // Pin para el pulsador de aumento de velocidad.
7 const int buttonPin5 = 9; // Pin para el pulsador de disminucion de velocidad.
8 const int buttonPin6 = 10; // Pin de inicio de programa.
9 int deadTime = 500;      // Tiempo muerto en microsegundos.
10 int contador=0;
11 int contador2=0;
12 int contador3=0;
13 int contador4=0;
14 int motorSpeed = 0;     // Inicializamos la velocidad en cero.
15
16 unsigned long startMillis;
17 unsigned long currentMillis;
18 const unsigned long waitTime = 5000; // Tiempo de espera en milisegundos (10 segundos).
19
20 int A = 2;              //variable A a pin digital 2 (DT en modulo)
21 int B = 4;              //variable B a pin digital 4 (CLK en modulo)
22
23 int ANTERIOR = 0;      // almacena valor anterior de la variable POSICION
24 volatile int VUELTA = 0;
25
26 volatile int POSICION = 0; // variable POSICION con valor inicial de 0 y definida
27     // como global al ser usada en loop e ISR (encoder)
28
29
30
31
32 void setup() {
33     pinMode(pwmPin1, OUTPUT);
34     pinMode(pwmPin2, OUTPUT);
35     digitalWrite(pwmPin1, LOW); // PWM desactivado al inicio.
36     digitalWrite(pwmPin2, LOW);
37     pinMode(buttonPin1, INPUT_PULLUP); // Configura el primer pulsador con resistencia pull-up.
38     pinMode(buttonPin2, INPUT_PULLUP); // Configura el segundo pulsador con resistencia pull-up.
39     pinMode(buttonPin3, INPUT_PULLUP); // Configura el segundo pulsador con resistencia pull-up.
40     pinMode(buttonPin4, INPUT_PULLUP); // Configura el segundo pulsador con resistencia pull-up.
41     pinMode(buttonPin5, INPUT_PULLUP); // Configura el segundo pulsador con resistencia pull-up.
42     pinMode(buttonPin6, INPUT_PULLUP); // Configura pulsador con resistencia pull-down
```

```

startMillis = millis(); // Guarda el tiempo inicial.

pinMode(A, INPUT); // A como entrada
pinMode(B, INPUT); // B como entrada

Serial.begin(9600); // inicializacion de comunicacion serie a 9600 bps

attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(A), encoder, LOW); // interrupcion sobre pin A con
// funcion ISR encoder y modo LOW
Serial.println("Listo"); // imprime en monitor serial Listo
}

void loop() {

currentMillis = millis(); // Actualiza el tiempo actual.

// Espera durante 5 segundos antes de ejecutar el programa.
if (currentMillis - startMillis < waitTime) {
return; // Espera hasta que hayan pasado 10 segundos.
}

// Comprueba el estado del primer pulsador.
if (digitalRead(buttonPin1) == LOW) {

contador=1;
contador2=0;
contador3=0;
detenerMotorPorAlgunosSegundosSiEsNecesario();
}
if (contador == 1) {

// Activa el PWM para el sentido hacia adelante.
analogWrite(pwmPin1, motorSpeed); // Máxima velocidad hacia adelante.
delayMicroseconds(deadTime); // Tiempo muerto.
analogWrite(pwmPin2, 0);
analogWrite(pwmPin1, motorSpeed); // Actualiza la velocidad.

} if (digitalRead(buttonPin2) == LOW) {

```

```

} if (digitalRead(buttonPin2) == LOW) {

    contador2=1;
    contador=0;
    contador3=0;
    detenerMotorPorAlgunosSegundosSiEsNecesario();
}
if (contador2 == 1) {

    // Activa el PWM para el sentido hacia atrás.
    analogWrite(pwmPin1, 0);
    delayMicroseconds(deadTime); // Tiempo muerto.
    analogWrite(pwmPin2, motorSpeed); // Máxima velocidad hacia atrás.

    analogWrite(pwmPin2, motorSpeed); // Actualiza la velocidad.

}
// Control de velocidad (botones de aumento y disminución de velocidad).
if (digitalRead(buttonPin4) == LOW && (contador==1 || contador2==1) ) {
    if (motorSpeed < 210) {
        motorSpeed += 20; // Incremento la velocidad.
    }
}
if (digitalRead(buttonPin5) == LOW && (contador==1 || contador2==1) ) {
    if (motorSpeed > 0) {
        motorSpeed -= 20; // Disminuyo la velocidad.
    }
}

delay(100); // Pequeño retraso para evitar rebotes de botón.

// Boton de paro de giro y velocidad
if (digitalRead(buttonPin3) == LOW) {
    contador=0;
    contador2=0;
    motorSpeed=0;
    analogWrite(pwmPin1, 0); // Minima velocidad hacia adelante.
    //delayMicroseconds(deadTime); // Tiempo muerto.
    analogWrite(pwmPin2, 0); // Minima velocidad hacia atrás.
}

```

```

}

// Control de velocidad (botones de aumento y disminución de velocidad).
if (digitalRead(buttonPin4) == LOW && (contador3==1) ) {
  if (motorSpeed < 210) {
    motorSpeed += 20; // Incremento la velocidad.
  }
}
if (digitalRead(buttonPin5) == LOW && (contador3==1) ) {
  if (motorSpeed > 0) {
    motorSpeed -= 20; // Disminuyo la velocidad.
  }
}

delay(100); // Pequeño retraso para evitar rebotes de botón.
}

void encoder() {
  static unsigned long ultimaInterrupcion = 0; // variable static con ultimo valor de
  // tiempo de interrupcion
  unsigned long tiempoInterrupcion = millis(); // variable almacena valor de func. millis

  if (tiempoInterrupcion - ultimaInterrupcion > 5) { // rutina antirebote desestima
    // pulsos menores a 5 mseg.
    if (digitalRead(B) == HIGH) // si B es HIGH, sentido horario
    {
      POSICION++; // incrementa POSICION en 1
    }
    else { // si B es LOW, senti anti horario
      POSICION--; // decrementa POSICION en 1
    }

    POSICION = min(200, max(-200, POSICION)); // establece limite inferior de 0 y
    // superior de 100 para POSICION
    ultimaInterrupcion = tiempoInterrupcion; // guarda valor actualizado del tiempo
  } // de la interrupcion en variable static
}

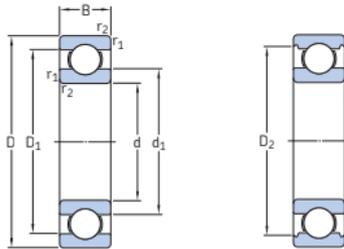
```

Anexo 12

Dimensiones y características del rodamiento 6202.

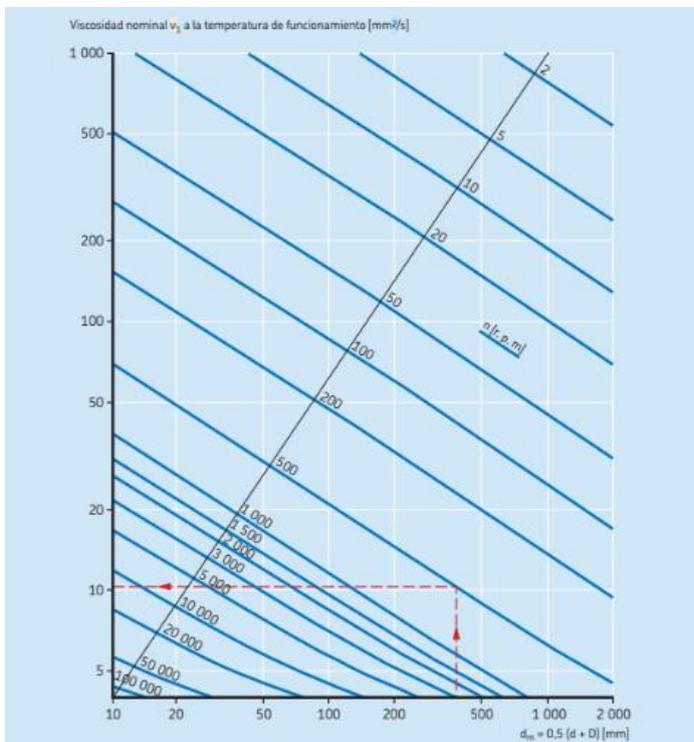
Dimensiones principales			Capacidad de carga básica		Carga límite de fatiga	Velocidades nominales		Masa	Designación
d	D	B	dinámica C	estática C ₀	P _u	Velocidad de referencia	Velocidad límite		
mm			kN		kN	r. p. m.		kg	-
12	21	5	1,74	0,915	0,039	70 000	43 000	0,0063	61801
	24	6	2,91	1,46	0,062	67 000	40 000	0,011	61901
	28	8	5,4	2,36	0,1	60 000	38 000	0,021	6001
	30	8	5,07	2,36	0,1	60 000	38 000	0,026	16101
	32	10	7,28	3,1	0,132	50 000	32 000	0,037	6201
	37	12	10,1	4,15	0,176	45 000	28 000	0,06	6301
15	24	5	1,9	1,1	0,048	60 000	38 000	0,0065	61802
	28	7	4,36	2,24	0,095	56 000	34 000	0,016	61902
	32	8	5,85	2,85	0,12	50 000	32 000	0,03	16002
	32	9	5,85	2,85	0,12	50 000	32 000	0,03	6002
	35	11	8,06	3,75	0,16	43 000	28 000	0,045	6202
	42	13	11,9	5,4	0,228	38 000	24 000	0,082	6302

1.1 Rodamientos rígidos de una hilera de bolas d 12 – 22 mm



Anexo 13

Esquema de viscosidad nominal según la temperatura de funcionamiento.



Anexo 14

Especificaciones técnicas de la caminadora Tecnofitness TP840

Descripción

- Motor de 1.0 hp
 - Control de velocidad digital de 0 a 14 km/h
 - 36 programas preestablecidos de rutinas de ejercicio
 - Inclinación manual de dos posiciones
 - Monitor de pulso tipo Handgrip
 - Monitor LCD que indica velocidad, tiempo de ejercicio, distancia recorrida, calorías quemadas y pulsaciones
 - Amortiguación con 6 tacos de goma
 - Dimensión de la banda: An 42 x L 120 cm
 - Uso recomendado de 35 a 45 minutos por sesión, 3 sesiones por día
 - Usuarios de hasta 264 libras
 - Color: azul con blanco
- Incluye:
- Manual en español

Anexo 14

Procesos de implementación y construcción de la máquina



