

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA ASISTIR EL PROCESO
DE TRANSICIÓN DE POSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y
VICEVERSA**

**Tesis para optar el título de Ingeniero Mecatrónico,
que presenta el bachiller**

MARCO EDUARDO GAMARRA RAMOS

ASESOR: Dr. Ing. Dante Ángel Elías Giordano

Lima, mayo del 2021

RESUMEN

En este documento se muestra el diseño de un dispositivo que asiste en el proceso de transición de posición sedente a bípeda y viceversa, el cual tiene como principal requisito garantizar la seguridad en todo momento y está enfocado hacia los adultos mayores de 60 años.

El desarrollo del dispositivo contempla una investigación previa sobre el proceso de bipedestación y los dispositivos de asistencia que tienen funciones similares en el ámbito comercial, en forma de patente o en artículos científicos. Posteriormente se elaboró un conjunto de alternativas de solución en base a una estructura de funciones definida previamente. Con estas alternativas, en base a una evaluación técnico-económica, se eligió la mejor alternativa para su diseño completo de forma detallada. Luego se realizó el diseño mecánico del sistema, para el cual primero se elaboró un modelo biomecánico de la persona para estudiar la cinemática y cinética del movimiento. Seguidamente se realizaron cálculos y simulaciones para seleccionar y validar los componentes que se propusieron usar. Después se realizó el diseño del sistema electrónico y de control, el cual se encarga de gobernar el sistema mecánico y establecer la interacción del usuario con el dispositivo a través de una interfaz.

Finalmente se realizó una estimación de todos los costos que contempla fabricar el dispositivo en su totalidad, es decir, desde su conceptualización hasta el ensamble y prueba final de su funcionamiento al 100%. El resultado total de esta estimación fue de S/. 12,142.51, el cual puede separarse en el costo de fabricación (S/. 7,142.51) y en el costo de diseño (S/. 5000).

ÍNDICE DEL CONTENIDO

ÍNDICE DE FIGURAS.....	iv
ÍNDICE DE TABLAS	vii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: ESTADO DEL ARTE.....	4
1.1 Situación actual de adultos mayores	4
1.2 Antecedentes fisiológicos	7
1.3 Estado de la tecnología de dispositivos de elevación.....	9
1.4 Estado de la tecnología de componentes para dispositivos de elevación.....	15
1.5 Técnicas de control para asistentes de parada.....	18
CAPÍTULO 2: DISEÑO CONCEPTUAL.....	21
2.1 Requerimientos del diseño	21
2.2 Estructura de funciones.....	24
2.3 Proyecto preliminar.....	26
CAPÍTULO 3: DISEÑO MECÁNICO.....	33
3.1 Consideraciones preliminares	34
3.2 Dinámica de la persona.....	36
3.3 Dinámica del dispositivo.....	41
3.4 Estimación de cargas y dimensiones.....	45
3.5 Selección de componentes	46
3.6 Análisis de resistencia y deformaciones	51
CAPÍTULO 4: DISEÑO ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	69
4.1 Funcionamiento general del dispositivo.....	69
4.2 Diagrama de bloques.....	70
4.3 Diagrama de flujo	71
4.4 Selección de componentes electrónicos.....	74
4.5 Tarjetas electrónicas.....	89
4.6 Carcasa para interfaz.....	90
CAPÍTULO 5: DISPOSITIVO FINAL, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS.....	93
5.1 Diseño final del dispositivo.....	93
5.2 Planos.....	95
5.3 Estimación de costos.....	96
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES.....	100
CONCLUSIONES	101
BIBLIOGRAFÍA	102
ANEXOS	104

ANEXO A :	104
ANEXO B :	117
ANEXO C :	126
ANEXO D :	135
ANEXO E :	138
ANEXO F :	153



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Población según el tipo de discapacidad [CRP, 2016].-----	5
Figura 1.2. Descripción del proceso de transición de posición sedente a posición bípeda [Campos, 2015].-----	8
Figura 1.3. Elevadores y transportadores eléctricos.-----	10
Figura 1.4. Funcionamiento del asistente de elevación y caminata.-----	10
Figura 1.5. Asientos de fácil elevación. (a) Asiento mecánico, (b) Asiento eléctrico.-----	11
Figura 1.6. Representación gráfica del wearable en posición sedente.-----	12
Figura 1.7. Efectos colaborativos del wearable [Noritsugu, 2007].-----	12
Figura 1.8. Dispositivo de elevación en la que se aprecia las posiciones que alcanza [Durst, 1971].-	13
Figura 1.9. Mecanismo que levanta la silla reclinable [Geisler, 1993].-----	14
Figura 1.10. Dispositivo de asistencia para sentarse sobre una silla en su máxima expansión [Stewart, 2000].-----	14
Figura 1.11. Cilindro electro-mecánico y sus principales partes.-----	15
Figura 1.12. Principales partes de un cilindro hidráulico.-----	16
Figura 1.13. Sensor piezoresistivo FlexiForce A201 (a) Carga puntual, (b) Carga distribuida.-----	16
Figura 1.14. Acelerómetro capacitivo MMA7361 biaxial.-----	17
Figura 1.15. Electrogoniómetro de un solo eje-----	17
Figura 1.16. Configuración del sistema para compensación de pesos [Sanada, 1999].-----	18
Figura 1.17. Configuración de sistema para la compensación de torque en la rodilla [Sanada, 1999].	19
Figura 1.18. Torque de la rodilla en el tiempo [Sanada, 1999].-----	19
Figura 1.19. Configuración del sistema para el control de rigidez. Curva típica de rigidez [Sanada, 1999].-----	20
Figura 2.1. Estructura de funciones.-----	25
Figura 2.2. Funcionamiento de la solución propuesta.-----	27
Figura 2.3. Estados del mecanismo (a) Cuando no hay carga (no hay contacto con el suelo), (b) Cuando hay carga por el peso de la persona (contacto con el suelo).-----	27
Figura 2.4. Esquema preliminar de la interfaz de usuario.-----	28
Figura 2.5. Modelo 3D del concepto solución óptimo.-----	29
Figura 2.6. Diagrama de operaciones.-----	30
Figura 2.7. Arquitectura de hardware.-----	31
Figura 2.8. Diagrama de flujo general.-----	32
Figura 3.1. Sistema mecánico.-----	33
Figura 3.2. Representación esquemática (a) del usuario. (b) del dispositivo.-----	34
Figura 3.3. Alineación de los puntos de referencia.-----	35
Figura 3.4. Traslación de cargas (de izquierda a derecha) para simplificación.-----	35
Figura 3.5. Variación el tiempo de variables cinemáticas. (a) Velocidad angular, (b) Ángulo de los muslos.-----	36
Figura 3.6. Dimensiones y sistemas de referencia del modelo de la persona.-----	37
Figura 3.7. DCL del modelo propuesto para la persona.-----	39
Figura 3.8. Diagramas de cuerpo libre de cada segmento corporal.-----	39
Figura 3.9. Modelo real (izquierda) y simplificación (derecha).-----	41
Figura 3.10. Dimensiones y sistema de referencia en el dispositivo.-----	42
Figura 3.11. Diagrama de cuerpo libre de los elementos del dispositivo.-----	43
Figura 3.12. Apoyo adicional para las pantorrillas.-----	44
Figura 3.13. Punto de aplicación de F_2 . (a) Cuando $F_2 < 0$, (b) Cuando $F_2 > 0$.-----	44
Figura 3.14. Esquema para calcular inercia.-----	45
Figura 3.15. Esquema y datos del mecanismo de adherencia.-----	47
Figura 3.16. Distribución de los resortes y pernos en la base.-----	47
Figura 3.17. Características de los resortes seleccionados.-----	48
Figura 3.18. Interacción del actuador lineal con el dispositivo.-----	49

Figura 3.19. Variación/ de rE en el tiempo. -----	49
Figura 3.20. Variación de la rapidez del actuador $ vact $ en el tiempo. -----	50
Figura 3.21. Variación de la fuerza axial en el actuador en el tiempo. -----	50
Figura 3.22. Características del actuador eléctrico seleccionado. -----	51
Figura 3.23. Esquema de simulación del marco fijo. -----	53
Figura 3.24. Variación de las cargas del marco fijo. -----	54
Figura 3.25. Valores críticos de resistencia en el marco fijo. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo. -----	55
Figura 3.26. Estructura de refuerzo del marco fijo. -----	55
Figura 3.27. Esquema de simulación del marco móvil (componente 2). -----	56
Figura 3.28. Momento generado por traslación de $Fr1$. -----	57
Figura 3.29. Variación de las cargas en el marco móvil en el tiempo. -----	57
Figura 3.30. Valores críticos de resistencia en el marco móvil. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo. -----	58
Figura 3.31. Tramos de referencia para deformación porcentual del marco móvil -----	58
Figura 3.32. Mejora de resistencia en el marco móvil. (a) Zona de concentración de esfuerzos, (b)Refuerzos añadidos. -----	59
Figura 3.33. Esquema de simulación del perfil de soporte (componente 3). -----	60
Figura 3.34. Variación de las cargas en el perfil de soporte. -----	60
Figura 3.35. Valores críticos de resistencia en el perfil de soporte. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo. -----	61
Figura 3.36. Estructura de refuerzo para el perfil de soporte. -----	62
Figura 3.37. Esquema de simulación de la base. -----	63
Figura 3.38. DCL del marco fijo (a) y del perfil de soporte(b). -----	64
Figura 3.39. Variación de los momentos en la placa base. -----	64
Figura 3.40. Variación de las fuerzas en la placa base. -----	65
Figura 3.41. Valores críticos de resistencia en la base. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo. -----	65
Figura 3.42. Ubicación de las articulaciones del dispositivo. -----	66
Figura 3.43. Variación de las cargas en las articulaciones. -----	67
Figura 3.44. Esquema de simulación del mecanismo horquilla-pin -----	67
Figura 3.45. Esfuerzo máximo (a) y desplazamiento máximo (b) en el elemento horquilla-pin. -----	68
Figura 4.1. Esquema general del funcionamiento del dispositivo. -----	70
Figura 4.2. Diagrama de bloques de la arquitectura de control. -----	71
Figura 4.3. Parámetros necesarios en el proceso de control del sistema mecánico. -----	71
Figura 4.4. Diferencia entre concurrencia y paralelismo -----	72
Figura 4.5. Diagrama de flujo general. -----	72
Figura 4.6. Diagramas de flujo. (a) Control del voltaje de la batería, (b) Control de alertas. -----	72
Figura 4.7. Diagrama de flujo del control del sistema mecánico. -----	73
Figura 4.8. Diagrama de flujo de encendido y apagado. -----	74
Figura 4.9. Arquitectura de hardware. -----	75
Figura 4.10. Circuito de encendido-apagado. -----	76
Figura 4.11. Tiristor SCR usado para enclavar el encendido. -----	76
Figura 4.12. Transistor utilizado para apagado del dispositivo. -----	77
Figura 4.13. Características de salida típica del transistor para el apagado del dispositivo. -----	77
Figura 4.14. Relé R_{LAY} usado para parada de emergencia -----	77
Figura 4.15. Funcionamiento de un circuito puente H con transistores. -----	78
Figura 4.16. Señal PWM que se enviará al controlador del actuador lineal. -----	79
Figura 4.17. Condiciones cinemáticas establecidas del mecanismo articulado. -----	79
Figura 4.18. Ilustración del sensor MPU-9250 -----	80
Figura 4.19. Ubicación de los sensores de fuerza y carga que medirán. -----	80
Figura 4.20. Celda de carga tipo S. -----	81
Figura 4.21. Variación de la fuerza entre las fajas y los muslos. -----	81
Figura 4.22. Sensor de fuerza CALT. -----	82
Figura 4.23. Amplificador de señales de celdas de carga -----	82
Figura 4.24. Ubicación de los sensores LDR en el dispositivo. -----	83

Figura 4.25. Montaje de sensores LDR (a) Fajas para los muslos, (b) Base para pies y (c) Manubrio.	84
Figura 4.26. Microcontrolador Arduino Mega 2560.	85
Figura 4.27. Circuitos de adaptación de señales PWM.	86
Figura 4.28. Batería seleccionada para el dispositivo.	88
Figura 4.29. Cargador seleccionado para la batería del dispositivo.	88
Figura 4.30. Ubicación y montaje de la batería.	89
Figura 4.31. Esquema general de conexiones de las tarjetas electrónicas.	89
Figura 4.32. Placas electrónicas (a) Circuito de potencia, (b) Circuito de control.	90
Figura 4.33. Ubicación de la carcasa en el dispositivo.	91
Figura 4.34. Carcasa del exterior interfaz de usuario (a) Vista isométrica, (b) Vista frontal y (c) Vista posterior.	91
Figura 4.35. Interior de la carcasa (a) Modelo 3D en explosión, (b) Vista frontal	92
Figura 5.1. Vista en isométrico del diseño final del dispositivo.	94
Figura 5.2. Diseño final del dispositivo. (a) Vista frontal, (b) Vista de perfil.	94
Figura 5.3. Fijación de almohadillas y tapas para los tubos	95



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Resumen de los requerimientos de diseño.....	24
Tabla 3.1. Dimensiones asumidas para los segmentos corporales.	45
Tabla 3.2. Componentes inerciales asumidas para los segmentos corporales.	45
Tabla 3.3. Dimensiones asumidas para los elementos del dispositivo.	46
Tabla 3.4. Componentes inerciales asumidas para los elementos del dispositivo.	46
Tabla 3.5. Resumen de los parámetros de selección.	51
Tabla 3.6. Características del mallado para la simulación por elementos finitos.	52
Tabla 3.7. Propiedades del material del elemento marco fijo.....	54
Tabla 3.8. Resultados de esfuerzos y deformaciones preliminares en el marco fijo.	55
Tabla 3.9. Resumen de los resultados finales obtenidos para el marco móvil.....	56
Tabla 3.10. Resultados de esfuerzos y deformaciones preliminares en el marco fijo.	58
Tabla 3.11. Resumen de los resultados obtenidos del marco móvil.	59
Tabla 3.12. Resultados de esfuerzos y deformaciones preliminares en el perfil de soporte.....	61
Tabla 3.13. Resumen de los resultados obtenidos para el perfil de soporte.	62
Tabla 3.14. Resumen de los resultados obtenidos del elemento base.....	66
Tabla 3.15. Resultados del análisis del mecanismo pin-horquilla.	68
Tabla 4.1. Características principales del tiristor para el encendido.	76
Tabla 4.2. Características principales del relé para la parada de emergencia.	78
Tabla 4.3. Características principales del sensor MPU-9250.	80
Tabla 4.4. Requerimientos de los periféricos.	85
Tabla 4.5. Análisis de energía requerida para la batería.....	87
Tabla 5.1. Referencias para los planos de ensamble.	95
Tabla 5.2. Referencias para los planos de despiece.....	95
Tabla 5.3. Costo estimado de componentes que requieren importación.	96
Tabla 5.4. Componentes locales del dominio mecánico.	97
Tabla 5.5. Componentes locales del dominio electrónico y de control.	97
Tabla 5.6. Costos de fabricación y procesamiento.	98
Tabla 5.7. Costos de ensamble y pruebas.....	99

INTRODUCCIÓN

Según el Informe Mundial de la Discapacidad publicado por la Organización Mundial de la Salud, el número de personas con discapacidad se encuentra en alza debido al incremento de los problemas crónicos de salud y al aumento de la población de personas mayores a 60 años, siendo este grupo con más tendencia a tener alguna discapacidad [OMS, 2011]. Particularmente en el Perú, según una publicación del Congreso de la República del Perú, el 52.6% de las personas con discapacidad son mayores a 60 años [CRP, 2016] el cual principalmente se ve afectado por dificultades motrices, que implica realizar movimientos con piernas y brazos.

Si se analizan las enfermedades más comunes que causan estos problemas motrices en los adultos mayores como artrosis, Parkinson, degradación muscular, se puede concluir que este grupo de personas, en su mayoría, tienen la capacidad de realizar sus actividades diarias, pero requieren un gran esfuerzo y tiempo debido a las condiciones que la enfermedad les impone.

Una de las actividades que un adulto mayor realiza durante el día de manera recurrente, que además involucra el uso de piernas y brazos, es la acción de pararse y sentarse. Existen diferentes dispositivos que pueden facilitar esta tarea; sin embargo, son en su mayoría pesados y difíciles de transportar de un ambiente a otro.

Ante la situación descrita, se propone diseñar un dispositivo portable que ayude a realizar de manera automática la acción de pararse y sentarse, y que pueda ser manipulado de forma simple por la misma persona o por un familiar dependiendo del grado de dificultad que tiene el adulto mayor para moverse. Con la finalidad de lograr

este propósito se propone realizar las siguientes tareas, las cuales siguen un lineamiento de acuerdo a la norma alemana de diseño VDI2206¹:

- Elaborar el estado del arte que incluya información estadística de la población beneficiada, tecnología existente y biomecánica del movimiento de transición de posición sedente a bípeda.
- Definir el diseño conceptual del dispositivo portable que ayude a realizar la acción de pararse y sentarse.
- Elaborar la ingeniería de detalle del dominio mecánico, electrónico y de control, lo que involucra proponer un sistema para cada dominio sustentado con cálculos o simulaciones.
- Elaborar planos de despiece y ensamble para el proceso de fabricación.
- Estimar costos de diseño y de fabricación.

El diseño del sistema mecánico contempla la estimación de las cargas principales y, mediante programas comerciales, la ejecución de simulaciones de resistencia, rigidez y cinemática para analizar los aspectos más críticos en el diseño. Asimismo, contempla la selección de los componentes que garantizan el funcionamiento del sistema y la transmisión de movimiento. En lo que se refiere al diseño del sistema de control, se abordará la lógica, estructura y selección de los componentes principales del sistema control, incluyendo la selección de los sensores. Además, se estimarán los parámetros para un funcionamiento estable, y se realizarán simulaciones para verificar el funcionamiento del controlador. La propuesta del sistema electrónico comprenderá la identificación de los componentes, circuitos y niveles de tensión y corriente para la integración del sistema de control con el sistema mecánico y el funcionamiento seguro del dispositivo.

Con la implementación de los resultados de este dispositivo, se espera que, los beneficios directos sobre los adultos mayores sean disminuir el riesgo de caída y aumentar su autonomía, lo cual concurre en una mejora del estado de ánimo reduciendo niveles de depresión. Asimismo, de manera indirecta, los cuidadores o

¹ Metodología de diseño para sistemas mecatrónicos.

asistidores de los adultos mayores podrían reducir lesiones por demasiado esfuerzo físico.



CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

En el siguiente capítulo se presentarán los principales problemas que atraviesan los adultos mayores relacionados con la motricidad. Asimismo, se mostrará una descripción de la biomecánica involucrada en la transición de la posición sedente a bípeda y viceversa. Adicionalmente, se expondrán los dispositivos existentes y sus principales componentes que pueden ayudar a este proceso. Finalmente se presentarán técnicas de control empleadas para este tipo de dispositivos.

1.1 Situación actual de adultos mayores

A continuación, se realiza una breve descripción de la situación actual que viven los adultos mayores con problemas motrices. En esta se muestran cifras estadísticas para delimitar el grupo objetivo, los adultos mayores; y el problema principal, dificultad para pararse y sentarse. De igual forma se presentan las causas que provocan este problema y las consecuencias que resultan perjudiciales para la persona.

1.1.1 Definición de problemática

Alrededor de 850,000 peruanos mayores de 60 años poseen algún tipo de discapacidad según un informe elaborado por la Comisión de Inclusión social y personas con

discapacidad [CRP, 2016]. Asimismo, se menciona que del total de personas que posee una discapacidad, el 17,3% padece de discapacidad motora, la cual no permite que la persona pueda desempeñar sus actividades diarias con normalidad. Ver Figura 1.1.



Figura 1.1. Población según el tipo de discapacidad [CRP, 2016].

Dentro de las actividades diarias que involucran movimiento, la acción de ponerse de pie desde una silla y volverse a sentar es una de las más repetidas. Se ha determinado que una persona puede llegar a pararse en promedio 45 veces [Bohannon, 1995]. Cabe mencionar que los adultos mayores realizan esta y las actividades con menor frecuencia; sin embargo, no deja de ser una cifra significativa.

1.1.2 Causas de problemas motrices

Con el objetivo de conocer mejor al grupo objetivo, se describen a continuación, las principales causas de los problemas que afectan a la motricidad de los adultos mayores y por consiguiente dificulta el proceso de la persona para ponerse de pie y sentarse. Estas se encuentran descritas en una nota publicada por la Biblioteca Nacional de Medicina de EE. UU [NLM, s.f.] y son:

- Cambios por el envejecimiento:
 - Pérdida de densidad ósea, los huesos se vuelven más delgados y frágiles, debido a la pérdida de minerales. Se traduce posteriormente en osteoporosis.

- Las articulaciones se vuelven más rígidas y menos flexibles por pérdida de líquido interno y cartílagos.
- La masa corporal magra disminuye, los músculos se encojen y son menos capaces de contraerse.
- Enfermedades degenerativas:
 - Artrosis y artritis: Inflamación progresiva de las articulaciones que disminuyen su funcionalidad y provocan dolor
 - Parkinson: Fallas en el sistema nervioso central que provocan rigidez, lentitud y temblores.

1.1.3 Consecuencias de la dificultad para pararse y sentarse

Dentro de los perjuicios que sufren los adultos mayores cuando tienen el impedimento de realizar esta actividad se encuentran:

- Caídas: Generadas especialmente por la pérdida de equilibrio. Un estudio realizado en el Hospital Geriátrico San José, registró que el 47.8% de los adultos mayores consultados refirió haber presentado una caída en los últimos doce meses y el 25.3% lo hizo de manera recurrente [Altamirano, 2014].
- Depresión: Este mal es desencadenado principalmente por la falta de autonomía de los adultos mayores. La depresión afecta a un 7% de la población de ancianos en general y representa un 5,7% de los años vividos con una discapacidad entre las personas de 60 años de edad y mayores [OMS, 2017].
- Lesiones en el cuidador: La mayoría de adultos mayores en América Latina viven con algún pariente [INEI, 2018], el cual cuida de ellos en caso de que lo requieran. Sin embargo, estos no están capacitados profesionalmente para atenderlos, es por eso que pueden llegar a sufrir lesiones cuando realizan esfuerzo físico para mover a los pacientes.

Cabe mencionar que tanto las causas como consecuencias están estrechamente relacionadas y pueden cambiar de rol, generando una especie de círculo perjudicial

para la persona. El ejemplo más claro se ve en la influencia de la depresión en el Parkinson, la cual, aumenta significativamente los efectos de esta enfermedad.

1.2 Antecedentes fisiológicos

En las siguientes líneas se describen los componentes fisiológicos del cuerpo humano que intervienen al momento de pararse y sentarse, así que como las fases principales que componen estos movimientos.

1.2.1 Componentes principales

El uso de estas partes es imprescindible para lograr el movimiento de transición de posición sedente a bípeda:

- **Huesos:** La función principal es servir de fijación para los músculos como el fémur, el peroné y los huesos de la zona pélvica; otros, se usan para soportar el peso del cuerpo como la tibia.
- **Articulaciones:** Las principales son la articulación de la cadera, que permite el movimiento relativo del tronco con respecto al fémur; la rodilla; y el tobillo.
- **Músculos esqueléticos:** Los que poseen una función importante son los gemelos, que sirven como impulso; los cuádriceps, que sirven de extensores de la rodilla; los aductores, que garantizan estabilidad; y los glúteos que sirven de soporte del tronco y de extensores de la cadera.

1.2.2 Componentes auxiliares

El uso de los brazos, que incluye huesos como el húmero y el cúbito; articulaciones como el hombro y el codo; y músculos como bíceps y tríceps sirve como apoyo para garantizar estabilidad y distribuir mejor el esfuerzo que se realiza. Los adultos mayores suelen usarlos casi siempre debido a que la cantidad de esfuerzo que pueden soportar sus músculos y huesos es muy baja.

1.2.3 Acción de pararse y sentarse

El movimiento de transición desde una posición sedente a una posición bípeda está compuesto principalmente por las fases mostradas en la Figura 1.2 [Campos, 2015].

Las fases son las siguientes:

- Sedestación: Posición de reposo en la que la persona está sentada sobre una superficie.
- Iniciación: Involucra el movimiento del tronco hacia adelante, la pelvis y apoyo de los brazos. Esto sirve como un impulso.
- Ascenso: La persona flexiona las extremidades bajas y levanta el cuerpo del asiento. En esta etapa se alcanza la máxima velocidad.
- Estabilización: Extensión de las extremidades bajas y el tronco, así como el frenado del impulso tomado en la iniciación y el ascenso.
- Bipedestación: Posición estática en la que la persona se encuentra de pie; es decir, apoyada en sobre sus dos piernas.

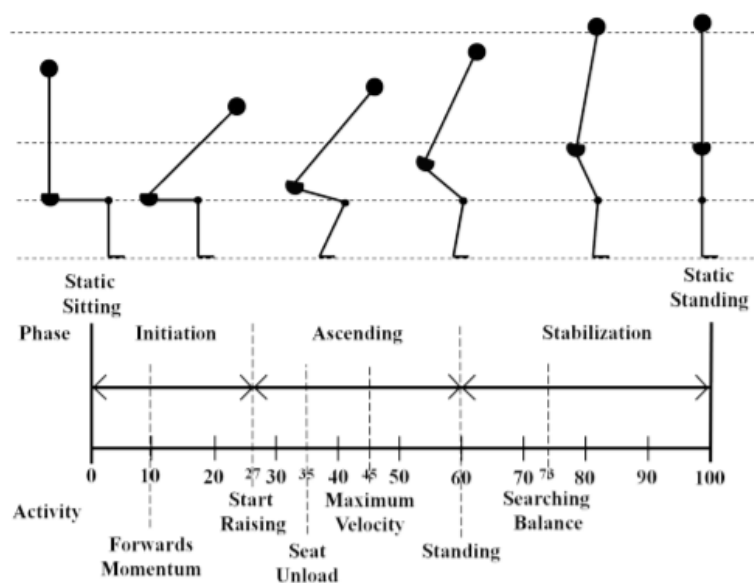


Figura 1.2. Descripción del proceso de transición de posición sedente a posición bípeda [Campos, 2015].

En el movimiento de transición desde una posición bípeda a una posición sedente el proceso es similar, pero en sentido inverso; es decir:

- Bipedestación.
- Descenso: La persona flexiona las extremidades bajas y el tronco mientras acerca su cuerpo al asiento. Colocando las manos como apoyo antes del contacto con el asiento se puede tener mayor estabilidad al descender.
- Estabilización o finalización: La persona frena el movimiento y endereza el tronco. En el caso de que el asiento cuente con un respaldo estable, no se requerirá mucho esfuerzo para frenar el movimiento.
- Sedestación.

1.3 Estado de la tecnología de dispositivos de elevación

A continuación, se muestran la tecnología que engloba a los dispositivos que pueden servir para lograr la tarea de pararse y sentarse. Se presentan aparatos diseñados para realizar esta u otra tarea similar, los cuales pueden ser encontrados en el ámbito comercial, académico y en patentes. Asimismo, se muestran sensores y actuadores que forman parte de estos dispositivos y resultan útiles para el aparato que se desea diseñar.

1.3.1 Elevadores y transportadores eléctricos

Estos dispositivos, como los mostrados en la Figura 1.3, están diseñados para levantar a pacientes desde una posición sedente, transportarlos en posición bípeda y luego sentarlos nuevamente. Se opera a través de un control y posee cilindros hidráulicos como actuadores, los cuales a través de un arnés y soporte en las piernas hacen posible la elevación del paciente. Las especificaciones que incluyen dimensiones, carga máxima, ergonomía y otros accesorios varían de acuerdo a la marca. Este tipo de dispositivos no es portable debido a su altura promedio de 160 cm y peso de 45 kg.



Figura 1.3. Elevadores y transportadores eléctricos.²

1.3.2 Asistente de elevación y caminata

Este dispositivo, perteneciente a Urise Products, posee un diseño simple sin un actuador propio. Tiene dos configuraciones, una de ellas sirve como apoyo para levantarse y la otra para caminar. Está dirigido a personas que tienen una capacidad motriz relativamente buena ya que deben usar su propia fuerza para levantarse y cambiar manualmente las configuraciones del dispositivo. Debido a la simpleza de este producto es fácil de transportar a cualquier lugar. Ver Figura 1.4.



Figura 1.4. Funcionamiento del asistente de elevación y caminata.³

² Elevador Apex Stella: <https://mobilitybasics.ca/patient-lifts/images/apexstandup.jpg>. Fecha de consulta: abril 2019.

³ Fases del StandUp Walker: https://cdn.shopify.com/s/files/1/1551/2213/files/Emilio_series_98ce25c9-b45e-412c-b9ff-f862c955a7a0.jpg?v=1483020926. Fecha de consulta: abril 2019.

1.3.3 Asiento de fácil elevación

Estos dispositivos, desarrollados por Carex, son asientos que mediante cilindros hidráulicos se elevan para ayudar al paciente a pararse, o se encogen para ayudar al paciente a sentarse. Los más simples funcionan de forma completamente mecánica y deben ser configurados previamente colocando el soporte en las ranuras correspondientes al peso de la persona. Adicionalmente se han desarrollado otros que operan de forma eléctrica y deben ser conectados a una toma fija; estos reciben la señal a través de un control para que los actuadores levanten el asiento o lo encojan. Estos dispositivos resaltan por ser portables y abarcan un público objetivo más grande comparado con el StandUp Walker; sin embargo, no ofrecen agarre para las manos ni apoyo en las piernas para garantizar una mejor estabilidad en la elevación. Ver Figura 1.5.



Figura 1.5. Asientos de fácil elevación. (a) Asiento mecánico, (b) Asiento eléctrico.⁴

1.3.4 Sillas portables

Estos dispositivos son un tipo de exoesqueletos portables desarrollados por Noonee cuyo propósito es brindar al usuario un asiento en cualquier lugar en el que se encuentre. Poseen dos configuraciones, una de posición sedente que permite que el usuario se sienta de forma segura y ergonómica; y otra de posición bípeda para que el usuario camine normalmente. Aunque este dispositivo posea cilindros hidráulicos que ayudan en el proceso de levantarse y sentarse, el sistema no está diseñado para pacientes con alguna discapacidad motora sino para empleados que necesiten moverse

⁴ Asiento Standard y Premium Power Carex:
<https://carex.com/wps/portal/c/products/lut/p/a1/hc6xDoIwEAbgZ2Fg5a4aibp1IFXAqJPQxYcPBOUIELj24vGySje9l--P3fAIQHeZEMpM1OqJquemfvnIF4dNxEjyA67GW5DFviERgT3OIJ0BPhjKP7>

dentro de una planta y sentarse para realizar alguna operación. Por lo tanto, requiere que el usuario aplique fuerza y mantenga cierta estabilidad. Ver Figura 1.6.



Figura 1.6. Representación gráfica del wearable en posición sedente.⁵

1.3.5 Asistente de parada portable usando músculos artificiales neumáticos

Conocido en inglés como “*Wearable Power Assist Device for Standig Up Motion Using Pneumatic Rubber Artificial Muscles*” [Noritsugu, 2007]. Este dispositivo en desarrollo describe un tipo de exoesqueleto que hace uso de músculos McKibben, los cuales son dispositivos contráctiles que operan con aire comprimido, el cual llena una especie de vejiga neumática. Sirven como una aproximación de los músculos humanos. En la Figura 1.7 se puede apreciar la colaboración que realiza el dispositivo al usuario.

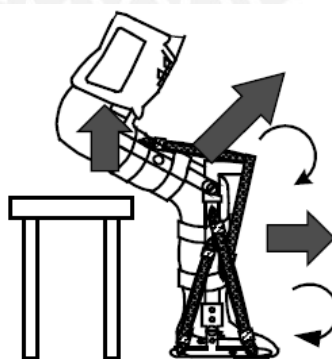


Figura 1.7. Efectos colaborativos del wearable [Noritsugu, 2007].

⁵ Silla portable Nonee: <https://img.newatlas.com/noonee-2018-wearable-chair-1.jpg?auto=format%2Ccompress&ch=Width%2CDPR&fit=crop&h=347&q=60&rect=0%2C0%2C1795%2C1010&w=616&s=8c69962a58876b91e815caa1a41ac4cf>. Fecha de consulta: abril 2019.

1.3.6 Dispositivo de elevación

Conocido en inglés como “Lifting Device” [Durst, 1971]. Esta patente describe un aparato que posee una forma de andador, el cual ayuda al usuario a levantarse y sentarse. Cuenta con dos apoyos laterales para los brazos y un respaldar. Este dispositivo es accionado por actuadores lineales, neumáticos o hidráulicos (Figura 1.8).

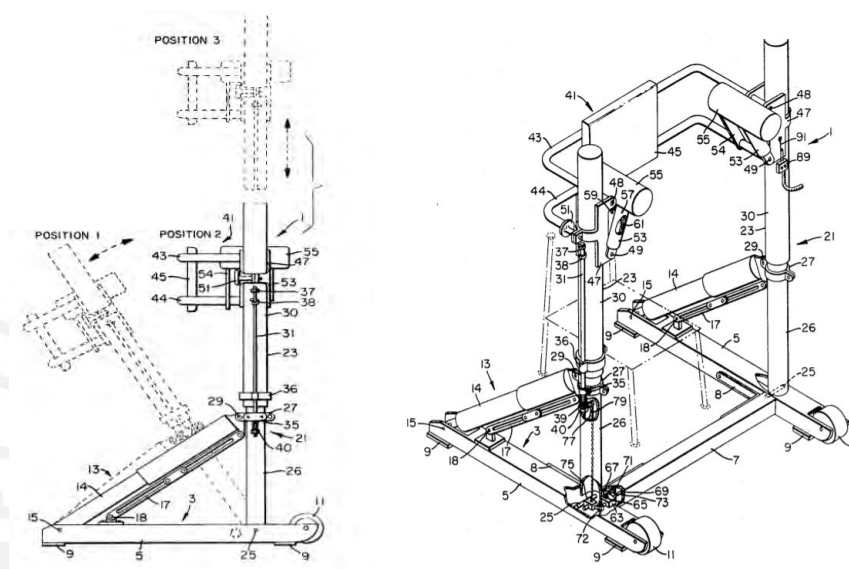


Figura 1.8. Dispositivo de elevación en la que se aprecia las posiciones que alcanza [Durst, 1971].

1.3.7 Silla reclinable asistente de parada

Conocido en inglés como “Stand-Assist Recliner Chair” [Geisler, 1993]. Esta patente describe a un sillón con una base que posee una estructura de tijeras, la cual es accionada con cilindros hidráulicos para levantar el asiento y ayudar al usuario a pararse. La persona puede controlar el movimiento con un mando con botones. El dispositivo tiene ruedas en la base y puede ser desplazado de forma manual. Ver Figura 1.9.

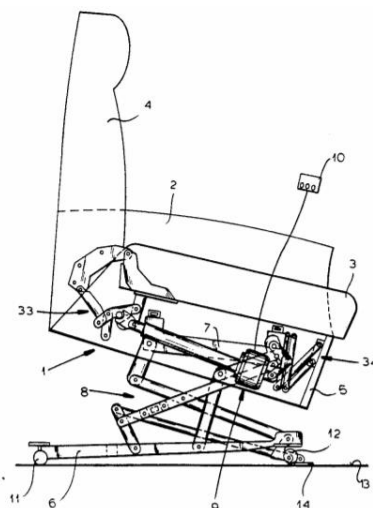


Figura 1.9. Mecanismo que levanta la silla reclinable [Geisler, 1993].

1.3.8 Dispositivo de asistencia para sentarse

Conocido en inglés como “*Portable Seating Assist Device*” [Stewart, 2000]. Esta patente describe a un asiento que posee una cámara de aire comprimido que se expande y contrae para levantar o encoger el asiento. El dispositivo posee un compresor pequeño accionado por una batería y resortes para facilitar el proceso. Además, este aparato es plegable y puede tomar la forma de un maletín. Ver Figura 1.10.

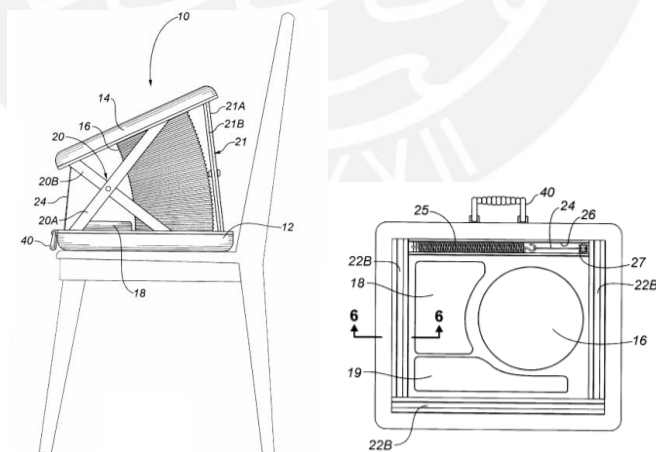


Figura 1.10. Dispositivo de asistencia para sentarse sobre una silla en su máxima expansión [Stewart, 2000].

1.4 Estado de la tecnología de componentes para dispositivos de elevación

A continuación, se muestran los componentes que forman parte de los dispositivos mencionados anteriormente y que sirven como soluciones para funciones específicas.

1.4.1 Actuadores lineales

Estos dispositivos pueden ser usados para levantar el asiento como si fuera a hacerse un volcado, lo que reemplazaría al impulso que se requiere de los músculos gemelos y los glúteos. Existen dos tipos principales de estos actuadores:

- **Eléctrico-mecánico:** Dispositivos que transforman el movimiento rotacional de un motor eléctrico en un movimiento lineal mediante un mecanismo tuerca-husillo. Ver Figura 1.11.

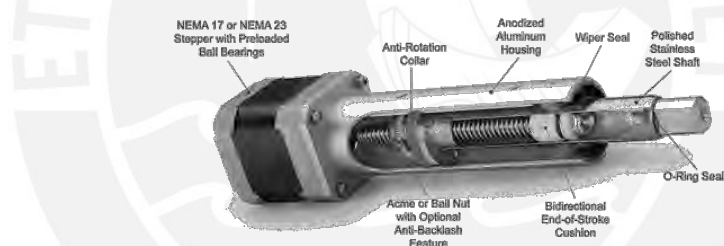


Figura 1.11. Cilindro electro-mecánico y sus principales partes.⁶

- **Hidráulicos:** Dispositivos que usan fluido hidráulico para generar presión en un elemento llamado pistón para desplazarlo linealmente dentro de un cilindro. En este caso sería útil usar un cilindro de simple efecto, que trabaja sólo en una dirección, lo que serviría para levantar el asiento. Para regresar el asiento a la posición original puede funcionar como amortiguador ya que la fuerza la ejerce el usuario con su propio peso. Ver Figura 1.12.

⁶ Actuador lineal eléctrico: <http://www.ultramotion.com/images/digitcut.gif>. Fecha de consulta: abril 2019.

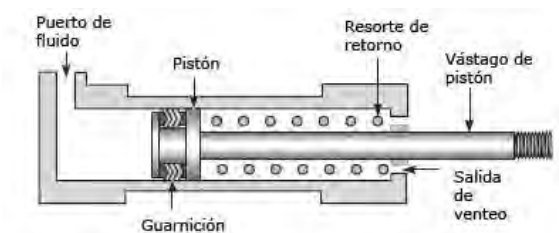


Figura 1.12. Principales partes de un cilindro hidráulico.⁷

1.4.2 Sensores piezoresistivos

Estos sensores mostrados en las Figura 1.13 varían su resistencia eléctrica en relación a la presión que se les aplica debido al contacto con una fuerza externa. Pueden ser usados para determinar el peso del usuario y regular la velocidad a la que debe operar el actuador.



Figura 1.13. Sensor piezoresistivo FlexiForce A201 (a) Carga puntual, (b) Carga distribuida.⁸

1.4.3 Acelerómetros capacitivos

Son dispositivos electrónicos que poseen un condensador compuesto de dos placas; una fija y otra flexible. Con el movimiento del circuito integrado, la placa flexible se mueve y genera un cambio en la capacitancia, el cual se traduce en una señal analógica en voltios, con la que se puede hallar una Ecuación característica para el ángulo de rotación de un eje. Estos dispositivos se pueden usar para medir la inclinación de las

⁷ Actuador lineal hidráulico: <http://www.sapiensman.com/neumatica/images/cilindro-neumatico.jpg>. Fecha de consulta: abril 2019.

⁸ Sensor FlexiForce A201: https://www.tekscan.com/sites/default/files/styles/product_image/public/a201-600_0.jpg?itok=vn4nXYoe. Fecha de consulta: abril 2019.

diferentes extremidades de la persona o en los elementos del dispositivo a diseñar. Ver Figura 1.14.



Figura 1.14. Acelerómetro capacitivo MMA7361 biaxial.⁹

1.4.4 Electrogoniómetros

Estos dispositivos precisos mostrados en la se pueden usar para medir la rotación en las articulaciones del cuerpo. En la Figura 1.15 se puede ver un ejemplo que está conformado por dos barras pequeñas, las cuales están unidas por galgas extensiométricas que varían su resistencia eléctrica de acuerdo a su deformación. Asimismo, pueden tener un potenciómetro en la unión de las dos barras para medir directamente la rotación.



Figura 1.15. Electrogoniómetro de un solo eje¹⁰

⁹ Acelerómetro MMA7361: <https://www.geekfactory.mx/tienda/sensores/mma7361-acelerometro-analogico-3-ejes/>. Fecha de consulta: abril 2019.

¹⁰Electrogoniómetro Biometrics: <http://www.biometricsltd.com/img/products/gonio3.jpg>. Fecha de consulta: abril 2019.

1.5 Técnicas de control para asistentes de parada

En esta sección se presentarán diferentes técnicas que se pueden aplicar para controlar el movimiento de la persona al momento de pararse, las cuales han sido propuestas en un artículo publicado por la Universidad Nacional de Yokohama [Sanada, 1999]. Para aplicar estas técnicas se tiene como elemento base a un cilindro hidráulico cuya presión puede ser controlada con una válvula proporcional.

1.5.1 Compensación de peso

Esta técnica consiste en aplicar una fuerza constante de magnitud igual o relativamente menor al peso del usuario, la cual no depende del ángulo de inclinación del asiento. Ver Figura 1.16.

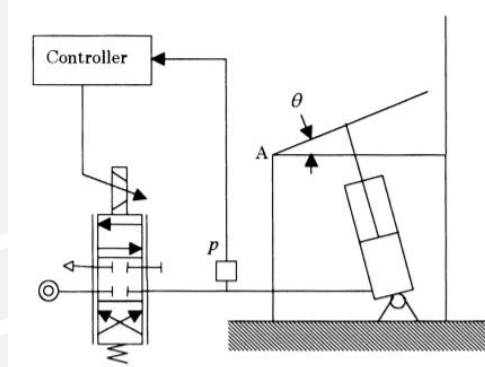


Figura 1.16. Configuración del sistema para compensación de pesos [Sanada, 1999].

El problema que se tiene al aplicar esta técnica es que la fuerza requerida al inicio es mucho mayor respecto a la que se aplica al final. Si el sistema es configurado para operar siempre con la fuerza de arranque, el mecanismo hará que la persona sea empujada hacia adelante y tenga gran dificultad para estabilizarse.

1.5.2 Compensación del torque en la rodilla

Como su nombre lo indica, esta técnica tiene como objetivo reducir el torque que se genera en la rodilla, que es el torque dominante en el movimiento al pararse. Debido a que esta magnitud es difícil de medir, debe ser estimada haciendo uso de las

Ecuaciones de Lagrange y de magnitudes que son más fáciles de medir. Para esto, se tiene dos sensores de fuerza, los cuales son colocados en el asiento y en los pies, además de un potenciómetro para medir el ángulo de inclinación del asiento. Ver Figura 1.17.

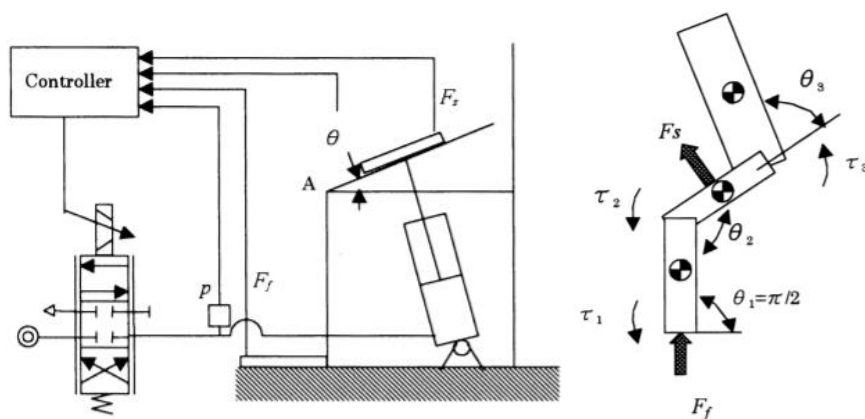


Figura 1.17. Configuración de sistema para la compensación de torque en la rodilla [Sanada, 1999].

Esta técnica garantiza un buen desempeño del dispositivo debido a que la variable de control está directamente relacionada con el esfuerzo que realiza el usuario al intentar pararse. En la Figura 1.18 se puede ver la reducción del torque en la rodilla usando esta técnica.

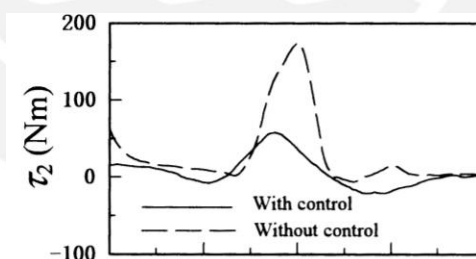


Figura 1.18. Torque de la rodilla en el tiempo [Sanada, 1999].

1.5.3 Control de rigidez

Esta técnica se basa en un controlador proporcional al error, el cual, se obtiene al restar el ángulo actual del ángulo deseado. La medida del ángulo puede ser estimada mediante una relación lineal con la presión en el cabezal del cilindro como lo muestra

la Figura 1.19. En este caso el peso del cuerpo del usuario actúa como una perturbación para el sistema.

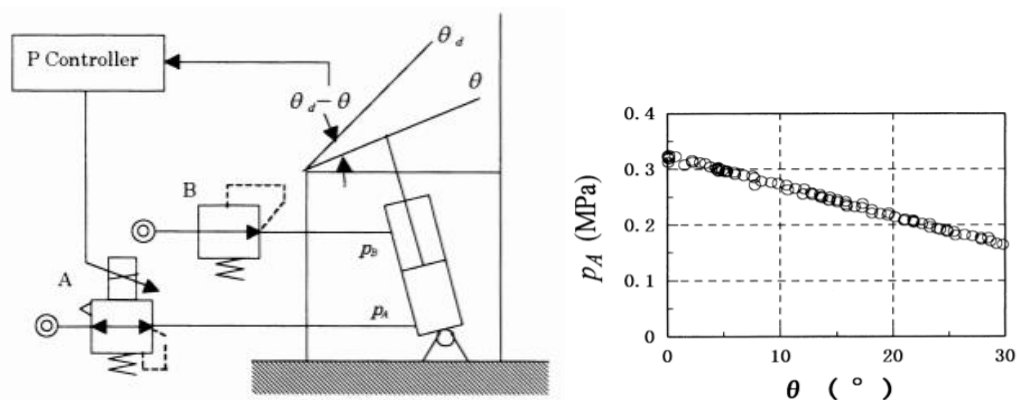


Figura 1.19. Configuración del sistema para el control de rigidez. Curva típica de rigidez [Sanada, 1999].

Esta técnica utiliza pocos recursos para lograr el objetivo principal, sin embargo, no está enfocada en el usuario, ya que no recibe ninguna señal de realimentación por parte de este durante todo el proceso de control.

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONEPTUAL

En este capítulo se expondrán los requerimientos del dispositivo a diseñar. De igual forma, se presentará una estructura de funciones que describe el funcionamiento general del dispositivo. Posteriormente se mostrará una matriz con las alternativas de solución para cada función, la cual se usará para encontrar diferentes diseños que resuelvan la problemática. Finalmente se realizará una evaluación técnico-económica de cada propuesta para hallar un concepto solución óptimo.

2.1 Requerimientos del diseño

El dispositivo tiene como función principal brindar asistencia a los adultos mayores en el proceso de ponerse de pie y sentarse. Para que el diseño funcione de una manera correcta, en el diseño se toman en cuenta aspectos de usuario, interfaz, dimensiones, energía, materiales, seguridad, ergonomía, portabilidad, ensamblaje, fabricación y mantenimiento.

2.1.1 Usuario

El dispositivo está destinado a personas mayores a 60 años que posean poca movilidad en miembros inferiores (zona debajo del tronco) pero que puedan mantenerse de pie con o sin apoyo de los brazos. No está contemplado para personas con amputaciones

a cualquier nivel, ni con restricciones graves de flexibilidad en miembros inferiores. El peso máximo del usuario debe ser de 95 kg y debe medir como máximo 1.70 m.

2.1.2 Interfaz de usuario

Debe funcionar de manera intuitiva para el usuario, teniendo en cuenta que éste es mayor de 60 años. La interfaz debe tener elementos de tamaño relativamente grande y con colores distinguibles unos de otros para personas que posean algún tipo de discapacidad visual parcial, tipo que abarca al segundo grupo más grande de personas con discapacidad [CRP, 2016]. Además, debe contar con indicadores del proceso en el que se encuentra y del nivel de carga de energía.

2.1.3 Dimensiones

Debido a que la talla promedio de la persona peruana es de 1.60 m, el dispositivo debe tener como máximo 1.65m , teniendo en cuenta a las personas que se encuentren por encima del promedio [Salazar, 2015]. El ancho y largo no deben exceder la longitud de los brazos ni en gran magnitud el ancho del cuerpo, es decir, debe medir como máximo 70 cm x 90 cm. Si no se cumple esto, el usuario no podrá alcanzar a apoyarse con los brazos y el dispositivo excederá el área del asiento.

2.1.4 Energía

Debe contar con una batería que energizará principalmente al sistema de potencia, la cual podrá ser recargada en una toma de corriente alterna convencional (220 V, 60 Hz). Se debe garantizar la duración para que el usuario pueda pararse y sentarse al menos 45 veces, número promedio de veces que se realiza esta actividad durante el día [Bohannon, 1995]. Las señales eléctricas que puedan estar en contacto con la persona no deben exceder el límite de corriente permitido que es de 5 mA. El sistema de control y sensores será energizado con una batería de menor corriente. Ambos sistemas estarán separados mediante componentes que amortigüen ruidos e interferencias.

2.1.5 Materiales

Los materiales en contacto con el usuario deben ser biocompatibles. Los demás en general debe ser livianos, resistentes, anticorrosivos. Los materiales de los elementos

estructurales no deben permitir deformaciones perceptibles ni que afecten el funcionamiento del dispositivo a largo plazo.

2.1.6 Seguridad

Las conexiones eléctricas no deben estar expuestas al exterior. Los elementos mecánicos que puedan dañar al usuario deben contar con una carcasa o un material protector. Debe haber mecanismos de sujeción y un sistema de seguridad que no permita que el dispositivo se mueva si la persona ha omitido algún punto de sujeción. Asimismo, debe haber un sistema de parada de emergencia en caso se corte la energía eléctrica o el usuario experimenta algún resultado adverso.

2.1.7 Ergonomía

El dispositivo no debe causar alta tensión muscular, presiones puntuales que generen lesiones, flexiones inadecuadas, ni movimientos bruscos. Materiales en contacto con el usuario deben ser suaves, no causar sudoración ni irritación, en general deben adaptarse a la forma del cuerpo con la que se encuentren en contacto. Luego del diseño final, estas características se validarán mediante pruebas del equipo en usuarios que no sean de alto riesgo (sin discapacidad motriz).

2.1.8 Portabilidad

El dispositivo debe ser diseñado para que pueda ser usado en la mayoría de los ambientes dentro del hogar. Para lograr esto, se deben colocar ruedas de ser pesado o voluminoso.

2.1.9 Ensamblaje y fabricación

El dispositivo debe ser ensamblado en su mayoría con elementos de uso comercial en el sector nacional. Las piezas que requieran ser fabricadas serán hechas mediante procesos tradicionales de manufactura, en el caso de ser muy complejas, se usarán máquinas de prototipado rápido.

2.1.10 Mantenimiento

Se debe incluir información técnica de los sensores, actuadores, así como recomendaciones en la guía de usuario para saber cuándo se debe realizar cambio o mantenimiento de los componentes que lo requieran. Estas piezas deben ser fáciles de desmontar. El mantenimiento debe ser realizado por un profesional que tenga conocimientos en mecánica y electrónica.

Finalmente, en la Tabla 2.1, se muestra un resumen de los requerimientos más relevantes.

Tabla 2.1. Resumen de los requerimientos de diseño.

Aspecto	Requerimiento
Usuario	Mayor de 60 años, peso y altura máxima en 83 kg. y 1.70 m.
Interfaz de usuario	Elementos de tamaño considerable
Dimensiones	Dimensiones máximas: 60x70x160 cm (largo x ancho x alto)
Energía	Duración para 45 ciclos (carga de 220VAC, 60Hz)
Materiales	Anticorrosivos, de tener contacto humano biocompatibles
Seguridad	Sistema de freno mecánico, alertas, conexiones eléctricas aisladas
Ergonomía	Adaptación de zonas en contacto al cuerpo y no debe causar presiones, irritación, sudoración.
Portabilidad	Uso de ruedas de ser pesado
Ensamblaje y fabricación	Piezas comerciales, en su mayoría nacional

2.2 Estructura de funciones

A continuación, se presenta en la Figura 2.1 las funciones generales que el dispositivo debe cumplir con el objetivo de cumplir los requerimientos descritos anteriormente. Posteriormente se describe el contenido de cada bloque de función de manera más específica.

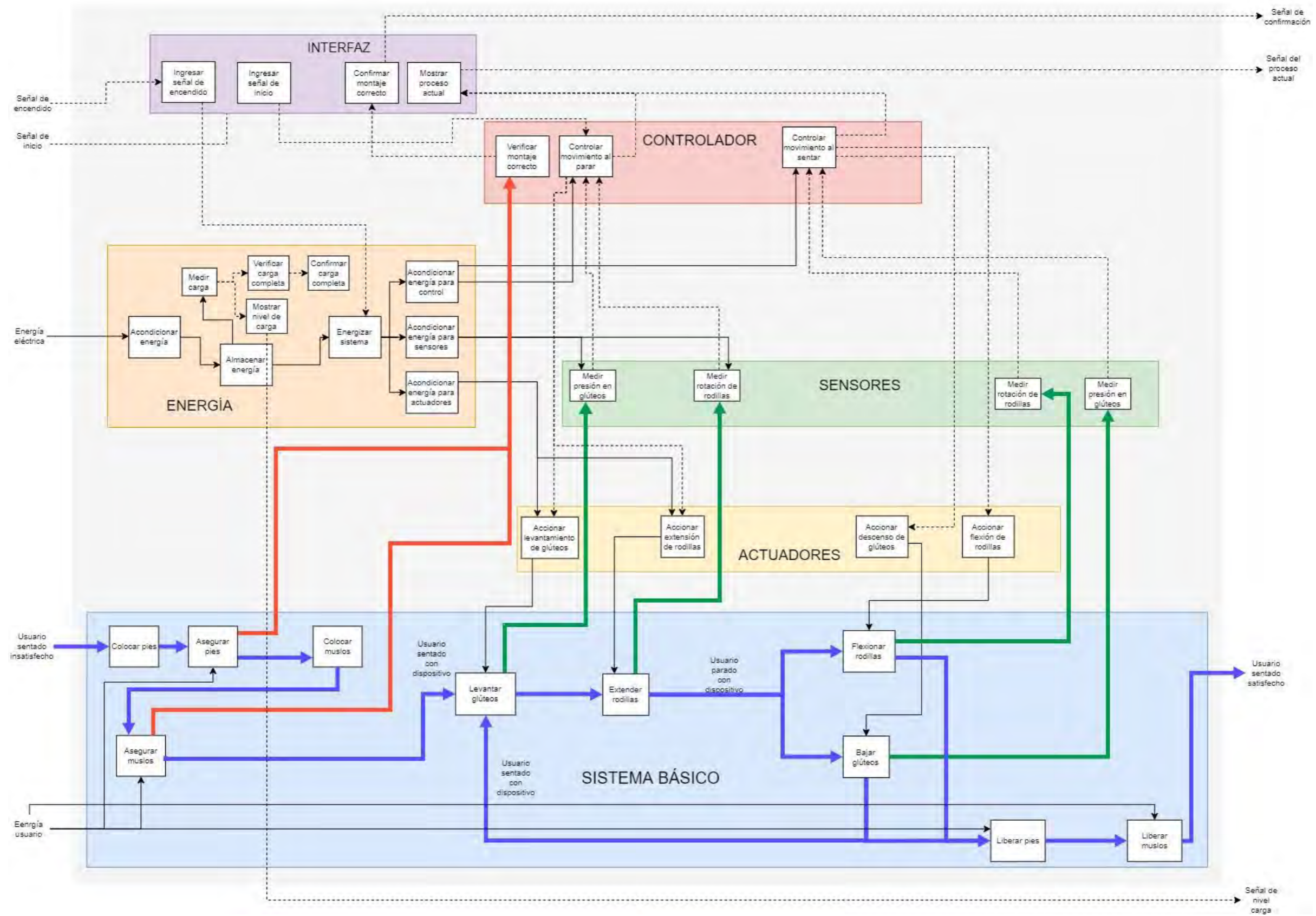


Figura 2.1. Estructura de funciones.

2.3 Proyecto preliminar

Siguiendo con la metodología del diseño y a partir de la estructura de funciones, se realizó una matriz de soluciones para cada función. Con la combinación de las alternativas se obtienen diferentes propuestas de solución, las cuales fueron evaluadas según sus aspectos técnicos y económicos. Los aspectos evaluados incluyen seguridad, operatividad, fabricación, mantenimiento, tiempo de vida, entre otros. A cada aspecto se le asignó un peso determinado y se obtuvo una valoración estandarizada para cada alternativa, con la cual se pudo elegir la alternativa más adecuada. En el Anexo A se puede ver información más detallada sobre el proceso seguido para determinar esta alternativa.

A continuación, se describirá la alternativa de mayor puntuación, con algunas modificaciones respecto a la mostrada en el Anexo A, que se ajustan mejor a los requerimientos y mejoran las ventajas. Asimismo, se mostrará un diagrama de operaciones de los procesos, la forma como están interconectados los dispositivos de hardware y un diagrama de flujo del sistema general.

2.3.1 Descripción del dispositivo

El dispositivo consta de un mecanismo articulado que busca imitar el movimiento de las extremidades inferiores de la persona, el cual se mueve gracias a un actuador lineal y posee una estructura fija que sirve de apoyo para la persona, la cual está formada por perfiles tubulares de sección cuadrada, que se pueden regular mediante un mecanismo telescópico. En la Figura 2.2 se muestra el funcionamiento del dispositivo, considerando que este tiene tres puntos de sujeción; en los muslos, los pies y las manos.

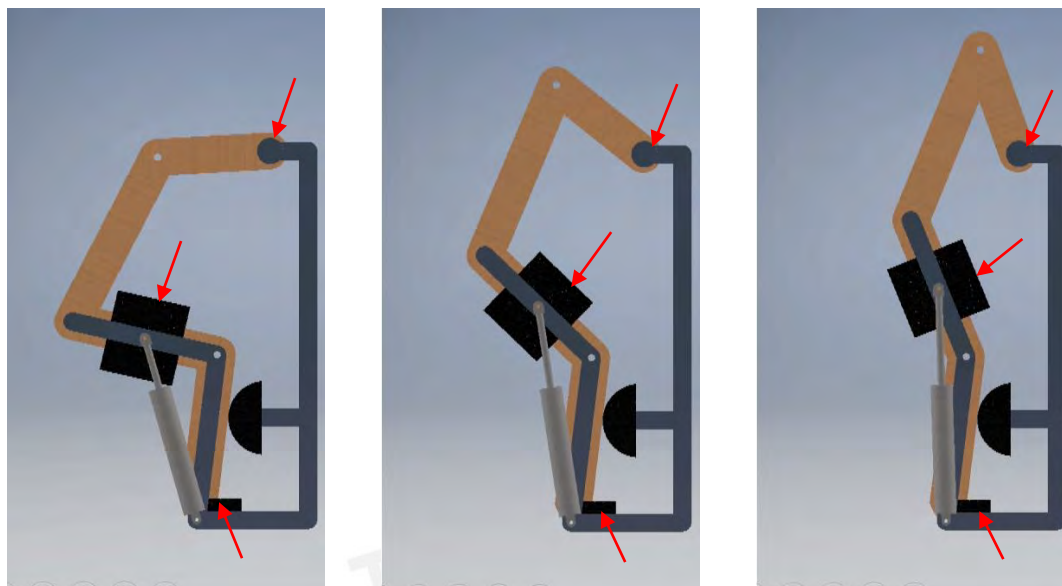


Figura 2.2. Funcionamiento de la solución propuesta.

La base del dispositivo cuenta con ruedas para un transporte más fácil y posee un mecanismo de adherencia al piso para mejorar la estabilidad. Este mecanismo consta de dos placas separadas por resortes, los cuales se encontrarán distribuidos de manera simétrica en la base. Cuando la persona no coloque su peso sobre el dispositivo, la fricción será menor debido a que sólo las ruedas estarán en contacto con el suelo, mientras que cuando la persona ejerza una carga sobre la placa superior, los resortes se deformarán lo suficiente para que las patas unidas a esta placa (las cuales tendrán una superficie más rugosa) entren en contacto con el suelo. Los pernos además de servir de guía para los resortes, se usarán para regular la distancia entre las patas y el suelo. La Figura 2.3 ilustra el funcionamiento de este mecanismo.

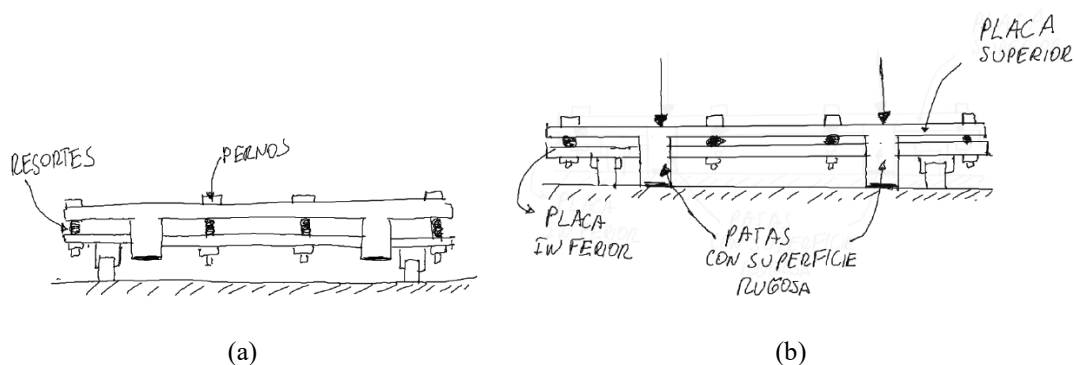


Figura 2.3. Estados del mecanismo (a) Cuando no hay carga (no hay contacto con el suelo), (b) Cuando hay carga por el peso de la persona (contacto con el suelo).

El dispositivo además contará con sensores para medir la fuerza ejercida por los muslos sobre las fajas de sujeción, así como un acelerómetro para medir la rotación de la articulación de la rodilla. La interfaz de usuario estará compuesta por leds y botones y se ubicará en el apoyo de las manos. En la Figura 2.4 se puede ver la propuesta de la interfaz.



Figura 2.4. Esquema preliminar de la interfaz de usuario.

El dispositivo además contará con sensores foto resistivos, que servirán como sensores de seguridad para verificar que el usuario siempre esté sujetado en los puntos que se mencionaron anteriormente. En caso de que uno de estos puntos no esté asegurado o el usuario presione el botón de emergencia, el dispositivo contará con un mecanismo de autobloqueo, que detendrá el dispositivo de forma inmediata.

En la Figura 2.5 se puede observar el modelo elaborado con Inventor, en el cual se pueden apreciar de manera más detallada los componentes principales y su ubicación. Este modelo se realizó tomando en cuenta las dimensiones antropométricas de los adultos entre 60 y 90 años de América Latina [Ávila,2007].

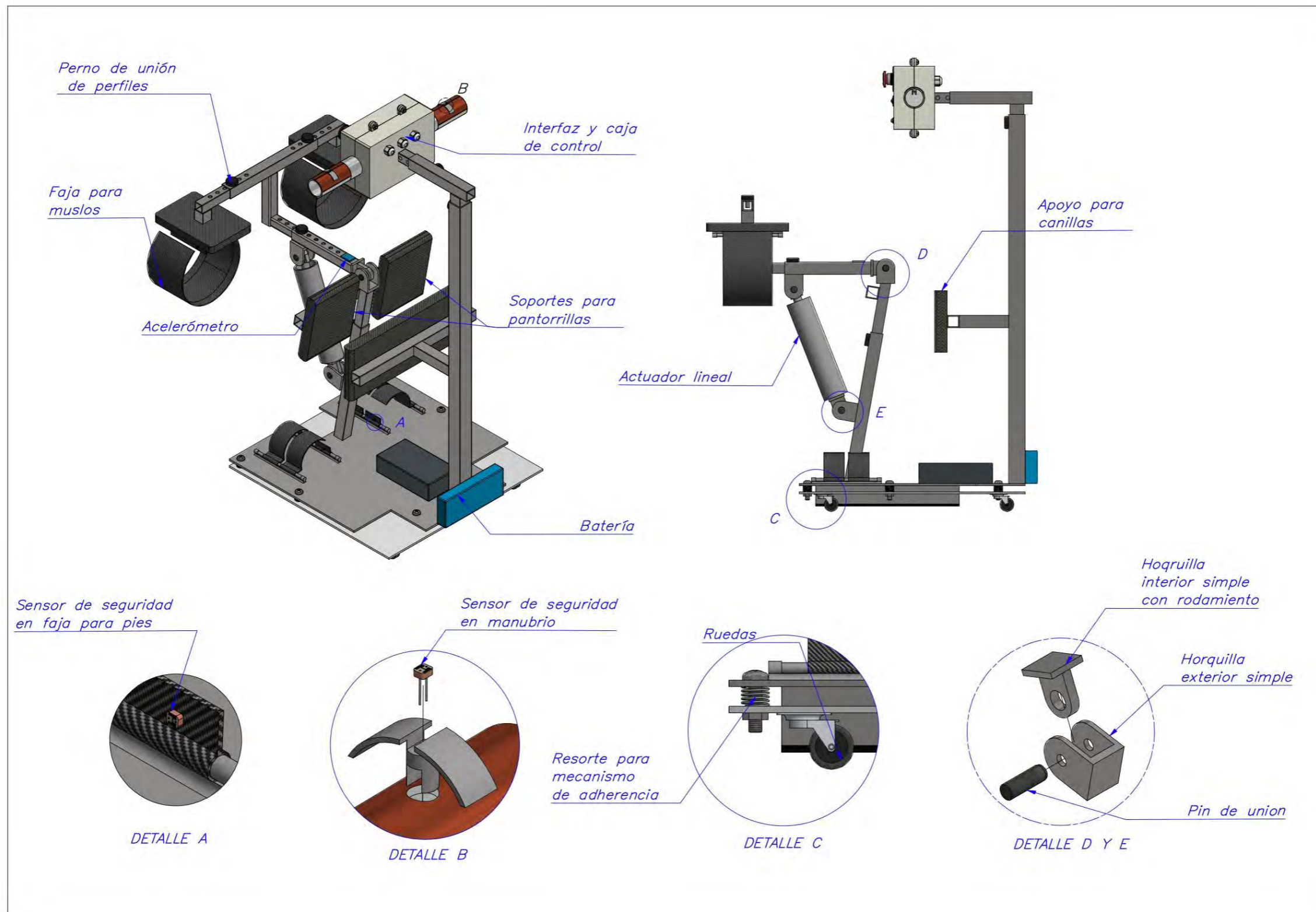


Figura 2.5. Modelo 3D del concepto solución óptimo.

2.3.2 Lógica de operación del dispositivo

A continuación, en la Figura 2.6 se muestra una descripción del orden con el cual el usuario debe operar el dispositivo para que tenga un funcionamiento correcto.

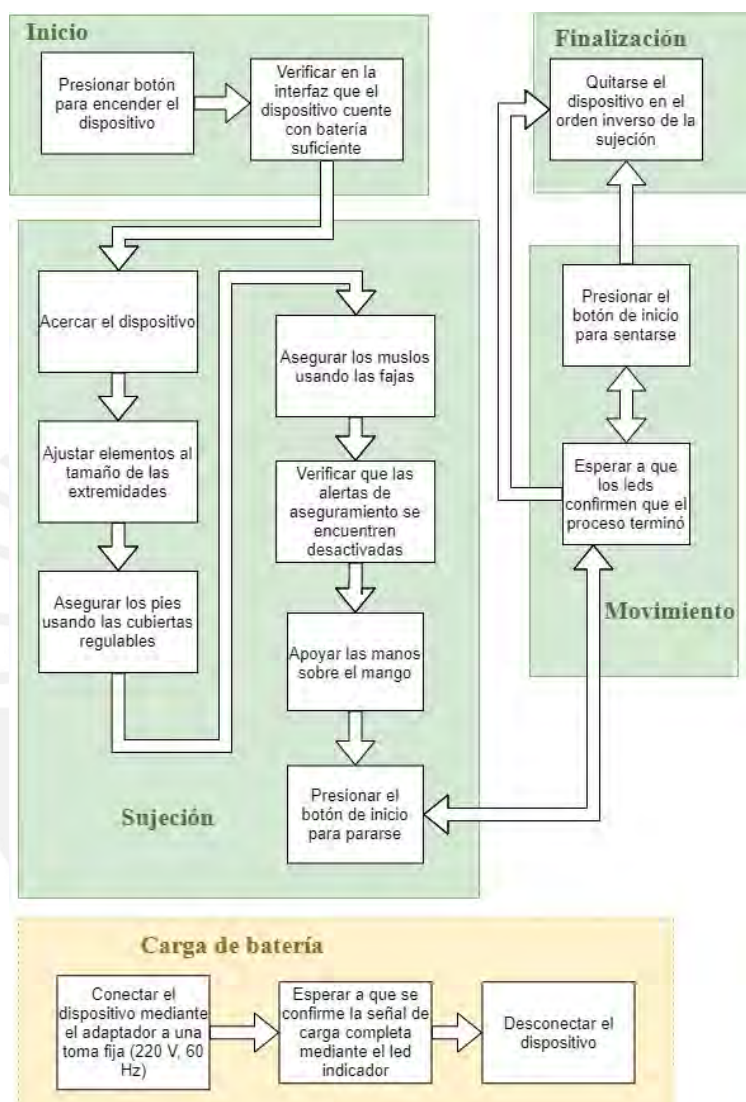


Figura 2.6. Diagrama de operaciones.

2.3.3 Arquitectura preliminar de hardware

En la Figura 2.7 se muestran las diferentes conexiones entre los componentes pertenecientes al hardware del sistema, en el cual se puede apreciar el flujo de energía y de señales.

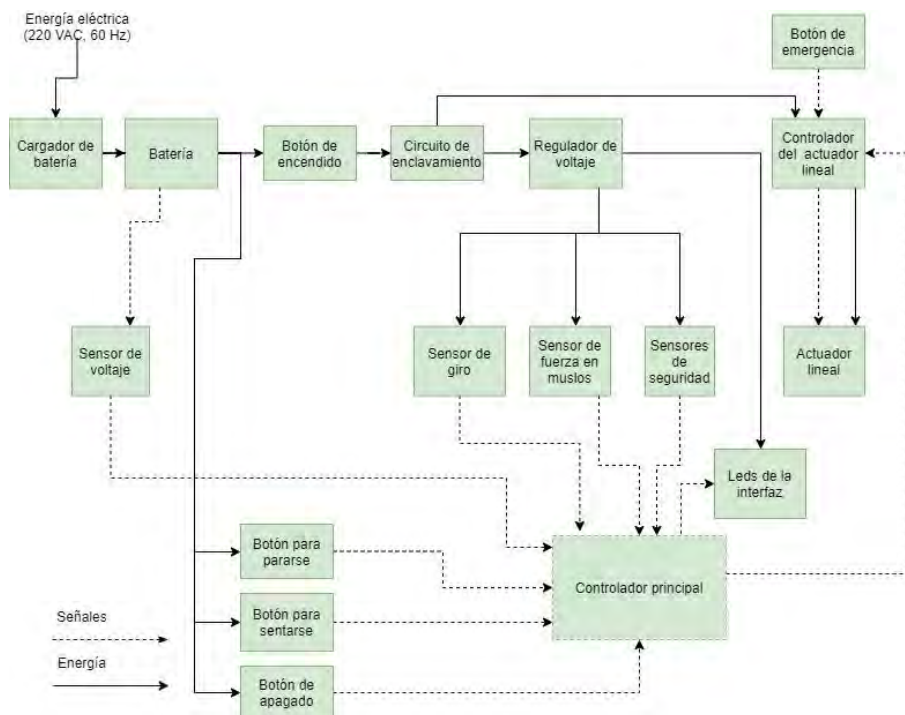


Figura 2.7. Arquitectura de hardware.

2.3.4 Lógica preliminar de funcionamiento del dispositivo

Seguidamente, en la Figura 2.8 se presenta un esquema que describe la lógica general que debe ser programada en el controlador. Se ha propuesto el uso de sistema en tiempo real de forma que el código general pueda ser dividido en tareas específicas, las cuales pueden ser ejecutadas de manera concurrente, es decir, se ejecutan constantemente por determinados periodos de tiempo.

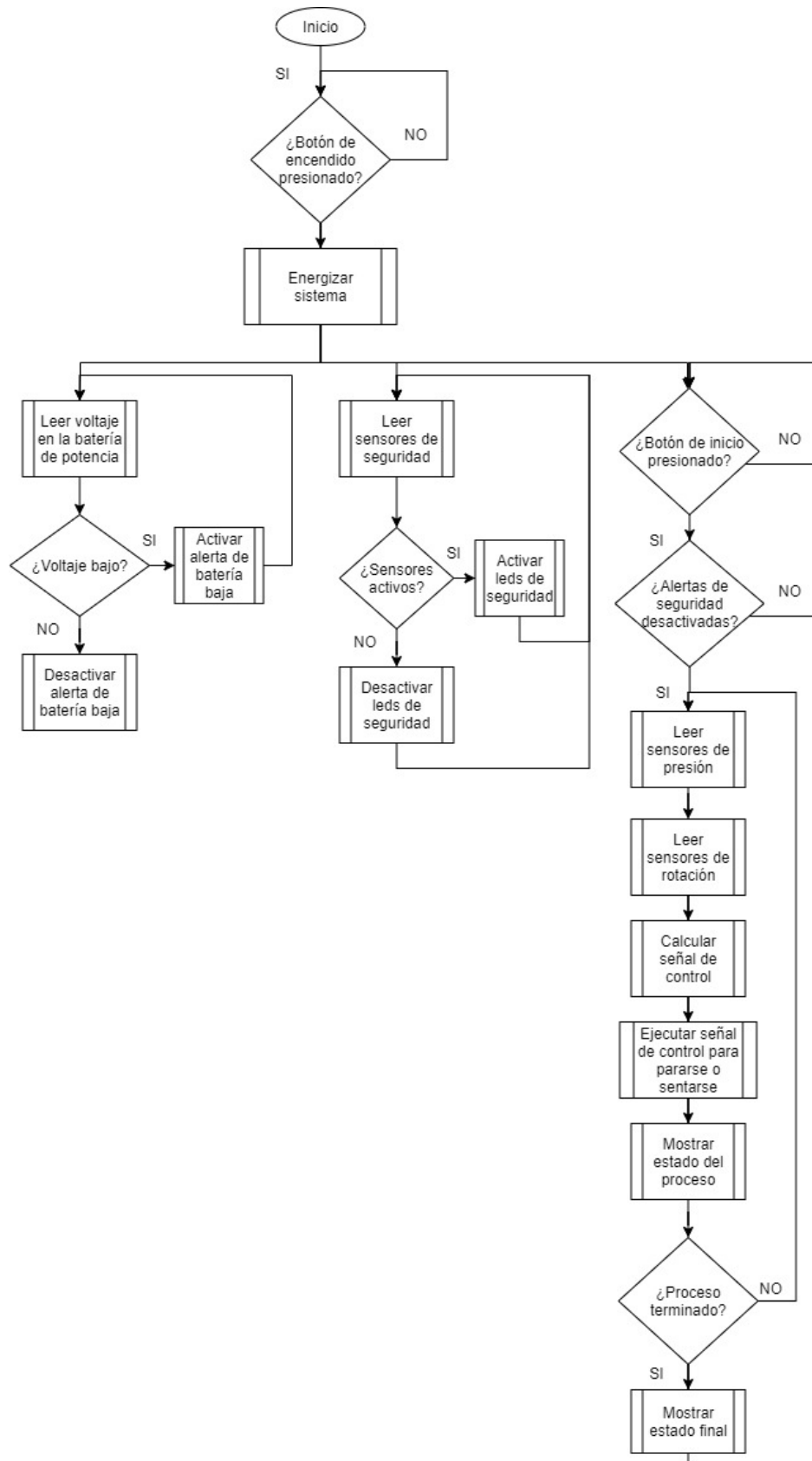


Figura 2.8. Diagrama de flujo general.

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECÁNICO

En el siguiente capítulo se realizará un análisis cinético y cinemático del usuario y del dispositivo con cargas estimadas, lo cual permitirá diseñar y seleccionar los componentes del sistema mecánico, incluyendo la selección de los actuadores para el funcionamiento del dispositivo. El diseño contempla el análisis de resistencia y deformaciones mediante cálculos y simulaciones para dimensionar los componentes principales y sus respectivos materiales. En la Figura 3.1 se muestran los detalles del sistema mecánico.

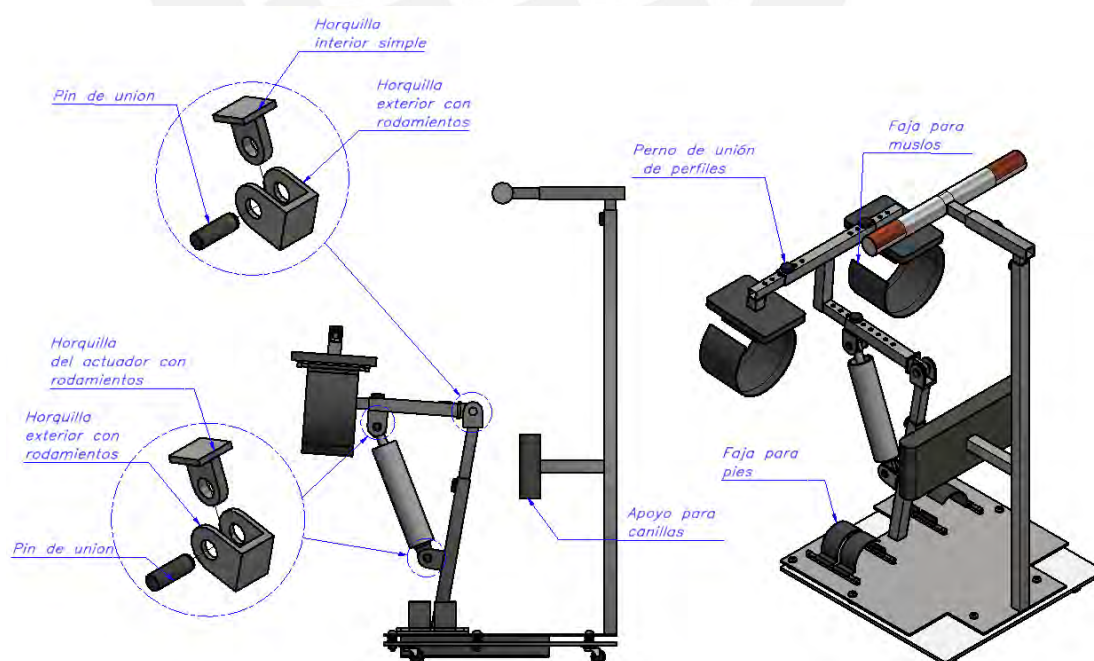


Figura 3.1. Sistema mecánico.

3.1 Consideraciones preliminares

Como se puede observar en la Figura 3.1, el dispositivo claramente tiene cargas y componentes en distintos puntos en el espacio; sin embargo, debido a que el movimiento de bipedestación es cuasi simétrico respecto al plano sagital de la persona, es posible realizar todo el análisis como si todas las cargas estuvieran en este plano. De esta forma, el usuario será representado con 4 segmentos unidos a tres articulaciones, el hombro, la cadera y la rodilla. A causa de que el movimiento de los segmentos desde la rodilla hacia abajo (extremidades inferiores) es muy pequeño se considerarán como estáticos (sin desplazamiento de los segmentos corporales). Por otro lado, la parte superior será móvil, teniendo como restricción que el punto donde se apoyan las manos será una articulación fija. De esta forma, los puntos A , B y C mostrados en la Figura 3.2a permanecerán fijos durante todo el movimiento del cuerpo, manteniendo a θ_1 constante y otorgando sólo un grado de libertad a todo el sistema.

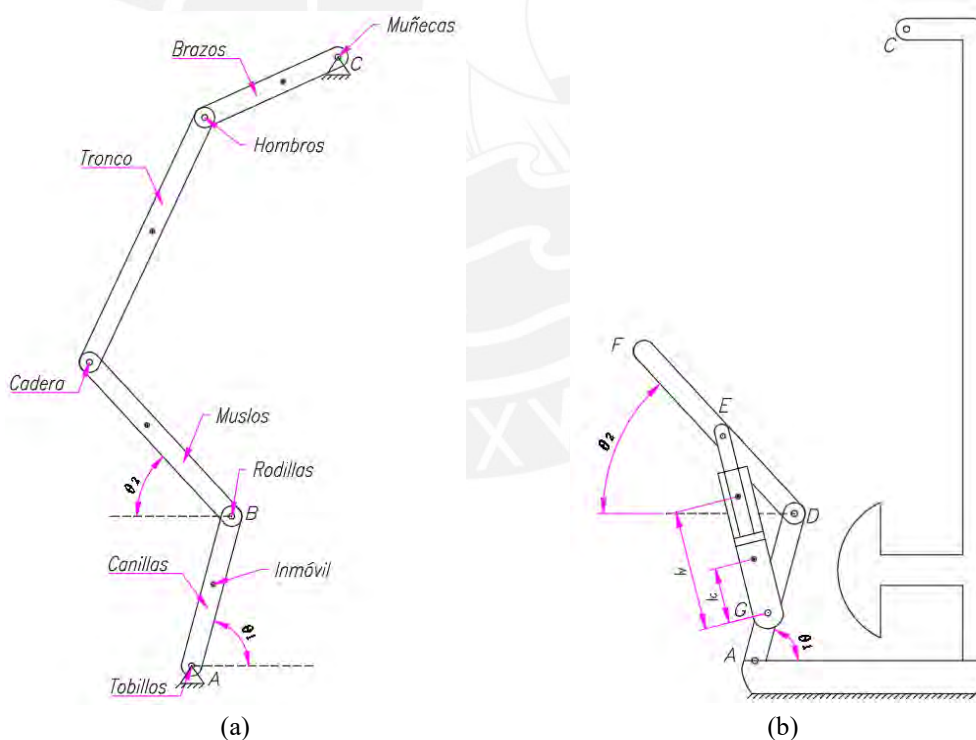


Figura 3.2. Representación esquemática (a) del usuario. (b) del dispositivo.

De manera similar, el dispositivo de asistencia será representado en dos dimensiones, como se muestra en la Figura 3.2b. La representación cuenta con 3 elementos, una estructura fija, el eslabón móvil DF y el actuador lineal GE . En este caso los puntos

D, E, F, G se encuentran en un mismo plano mientras que A y C en otro, sin embargo, el punto D estará siempre alineado con el punto B , por lo que se puede considerar que el eslabón DF y el eslabón que representa al muslo mostrado en la Figura 3.1 tienen el mismo ángulo con respecto a la horizontal θ_2 . Esta aclaración se puede observar mejor en la Figura 3.3.

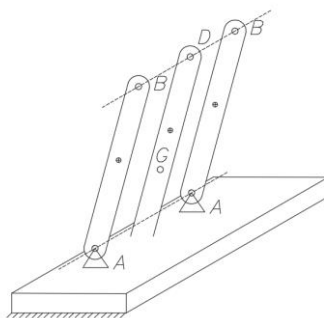


Figura 3.3. Alineación de los puntos de referencia.

Asimismo, en el modelo simplificado, se puede ver que no se han considerado las fajas de los muslos ni el marco que las une, mostrado en el modelo real. Esto debido a que al trasladar estas cargas al elemento DF no se generan momentos adicionales, debido a la simetría y configuración geométrica con la que se diseñó el dispositivo. En la Figura 3.4 se muestra una aclaración sobre esta consideración.

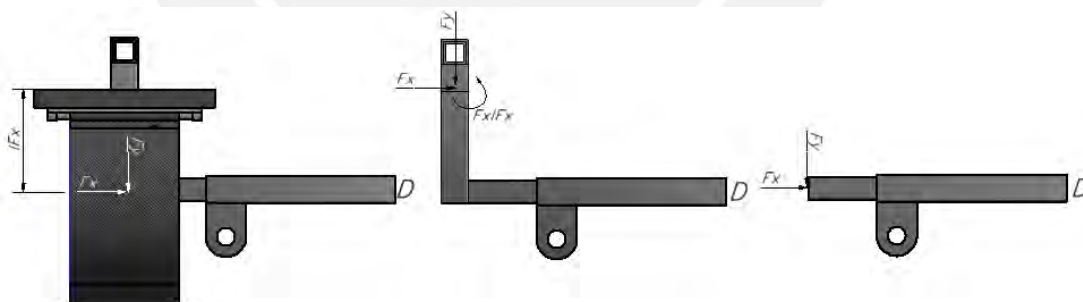


Figura 3.4. Traslación de cargas (de izquierda a derecha) para simplificación.

El tiempo con el que este tipo de dispositivos comerciales logra colocar en posición bípeda a una persona, desde la posición sentada, es de aproximadamente 25 segundos¹¹. Sin embargo, como el objetivo es emular lo mejor posible el proceso de pasar de la posición sentada a la bípeda y viceversa de forma natural, el cual suele durar 3s, se asumirán para el dispositivo propuesto un tiempo de 18s para el proceso

¹¹ Valor se estimó tomando el tiempo en distintos videos que demuestran cómo operan estos dispositivos.

de total. Básicamente este es el tiempo en el que la articulación de la rodilla (θ_2) alcanza un desplazamiento de 80° aproximadamente.

El proceso se desarrollará, en su mayoría, a velocidad angular (ω_2) constante, con pequeños tramos acelerados de forma constante, con tramos de 2.5 segundos de duración en sus fases de inicio (iniciar movimiento) y fin (terminar movimiento). En la Figura 3.5 se puede observar cómo varían ω_2 y θ_2 con respecto al tiempo.

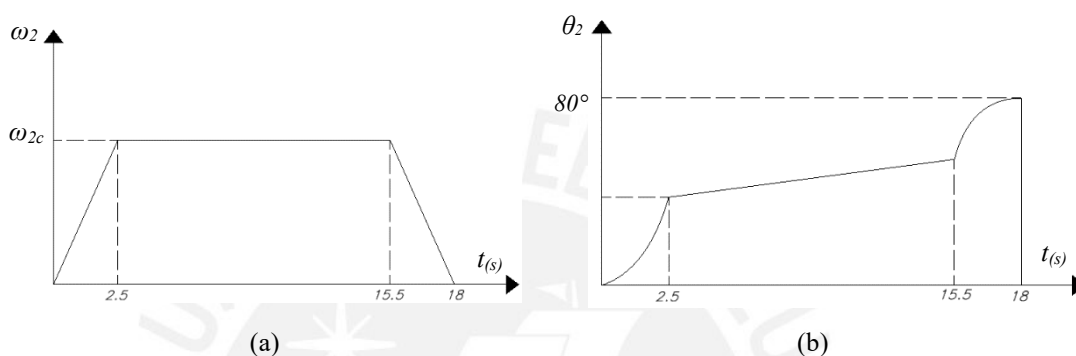


Figura 3.5. Variación el tiempo de variables cinemáticas. (a) Velocidad angular, (b) Ángulo de los muslos.

Con estas condiciones, considerando que θ_2 es la integración de ω_2 , es posible encontrar un valor para la aceleración angular (α_2) y para la velocidad angular constante a la que operará el dispositivo (ω_{2c}), los cuales son 2.064 deg/s^2 y 5.16 deg/s respectivamente.

3.2 Dinámica de la persona

A continuación, se desarrollará un modelo dinámico de la parte móvil de la persona que permita relacionar los valores de las fuerzas de reacción con el dispositivo con la única coordenada libre (θ_2 , ω_2 y α_2).

Primero, se debe encontrar el vector de aceleración del centro de masa de cada elemento. Para ello, se debe definir los vectores de posición del centro de masa respecto a un sistema de referencia que no se mueva, que en este caso puede ser ubicado en el punto B o C según convenga, como se muestra en la Figura 3.6. Cabe

mencionar que no es necesario establecer el vector posición del primer elemento debido a que este no se mueve.

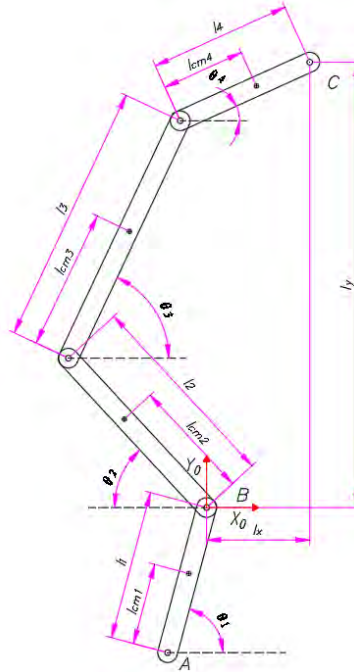


Figura 3.6. Dimensiones y sistemas de referencia del modelo de la persona.

En la Ecuación 3.1 se pueden observar los vectores posición del centro de masa de cada elemento, en función de las dimensiones mostradas en la Figura 3.6 y del sistema de referencia X_0-Y_0 .

$$\vec{r}_{cm2} = \begin{bmatrix} -l_{cm2} \cos(\theta_2) \\ l_{cm2} \sin(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix}_B ; \vec{r}_{cm3} = \begin{bmatrix} l_{cm3} \cos(\theta_3) - l_2 \cos(\theta_2) \\ l_{cm3} \sin(\theta_3) + l_2 \sin(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix}_B ; \vec{r}_{cm4} = \begin{bmatrix} lx - (l_4 - l_{cm4}) \cos(\theta_4) \\ ly - (l_4 - l_{cm4}) \sin(\theta_4) \\ 0 \end{bmatrix}_B \quad (3.1)$$

Posteriormente, al derivar respecto al tiempo se hallan los vectores de velocidad y aceleración del centro de masa de cada elemento, que se muestran en las Ecuaciones 3.2 y 3.3 respectivamente.

$$\vec{v}_{cm2} = \begin{bmatrix} \omega_2 l_{cm2} \sin(\theta_2) \\ \omega_2 l_{cm2} \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} ; \vec{v}_{cm3} = \begin{bmatrix} -\omega_3 l_{cm3} \sin(\theta_3) + \omega_2 l_2 \sin(\theta_2) \\ \omega_3 l_{cm3} \cos(\theta_3) + \omega_2 l_2 \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} ; \vec{v}_{cm4} = \begin{bmatrix} \omega_4 (l_4 - l_{cm4}) \sin(\theta_4) \\ -\omega_4 (l_4 - l_{cm4}) \cos(\theta_4) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$\begin{aligned}
\bar{a}_{cm2} &= \begin{bmatrix} \omega_2^2 l_{cm2} \cos(\theta_2) + \alpha_2 l_{cm2} \sin(\theta_2) \\ -\omega_2^2 l_{cm2} \sin(\theta_2) + \alpha_2 l_{cm2} \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \\
\bar{a}_{cm3} &= \begin{bmatrix} -\omega_3^2 l_{cm3} \cos(\theta_3) - \alpha_3 l_{cm3} \sin(\theta_3) + \omega_2^2 l_2 \cos(\theta_2) + \alpha_2 l_2 \sin(\theta_2) \\ -\omega_3^2 l_{cm3} \sin(\theta_3) + \alpha_3 l_{cm3} \cos(\theta_3) - \omega_2^2 l_2 \sin(\theta_2) + \alpha_2 l_2 \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \\
\bar{a}_{cm4} &= \begin{bmatrix} \omega_4^2 (l_4 - l_{cm4}) \cos(\theta_4) + \alpha_4 (l_4 - l_{cm4}) \sin(\theta_4) \\ \omega_4^2 (l_4 - l_{cm4}) \sin(\theta_4) - \alpha_4 (l_4 - l_{cm4}) \cos(\theta_4) \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{3.3}$$

Cabe mencionar que debido a las restricciones del sistema que se describieron anteriormente los ángulos θ_4 y θ_3 dependen de θ_2 y se pueden expresar mediante las Ecuaciones 3.4 y 3.5 que se obtiene de la geometría mostrada en la Figura 3.6.

$$\begin{aligned}
0 &= -2l_2 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) - 2l_3 l_y \sin(\theta_3) - 2l_3 l_x \cos(\theta_3) \\
&\quad - 2l_2 l_y \sin(\theta_2) + 2l_2 l_x \cos(\theta_2) + l_y^2 + l_x^2 - l_4^2 + l_3^2 + l_2^2
\end{aligned} \tag{3.4}$$

$$\begin{aligned}
0 &= -2l_2 l_4 \cos(\theta_2 + \theta_4) - 2l_4 l_y \sin(\theta_4) - 2l_4 l_x \cos(\theta_4) \\
&\quad - 2l_2 l_y \sin(\theta_2) + 2l_2 l_x \cos(\theta_2) + l_y^2 + l_x^2 - l_3^2 + l_4^2 + l_2^2
\end{aligned} \tag{3.5}$$

Al derivar estas Ecuaciones con respecto al tiempo se pueden obtener valores para ω_3 , ω_4 , α_3 y α_4 , que dependen de θ_2 , ω_2 y α_2 , de manera que se puedan reemplazar en las Ecuaciones 3.2 y 3.3.

A continuación, se presenta el análisis cinético del sistema, para ello, en la Figura 3.7 se muestra el diagrama de cuerpo libre del sistema propuesto, donde F_1 representa la fuerza que ejerce el dispositivo a través de la faja que sujeta los muslos, F_2 representa la fuerza que ejerce el dispositivo sobre las canillas de la persona a través de la almohadilla que sirve de apoyo. Asimismo, F_{r1} representa la fuerza de fricción estática entre el muslo de la persona y la faja que los sujeta, esto debido a que no habrá deslizamiento relativo entre estos componentes. Finalmente, W_1 , W_2 , W_3 y W_4 representan los pesos de cada elemento.

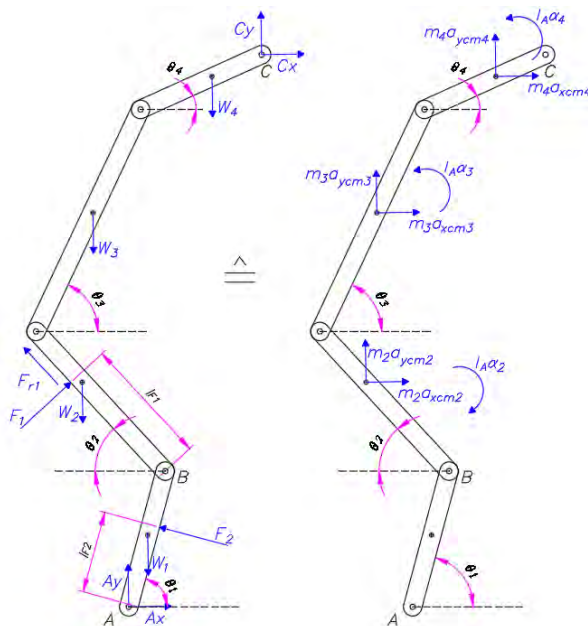
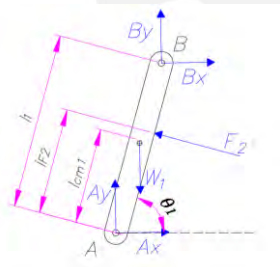
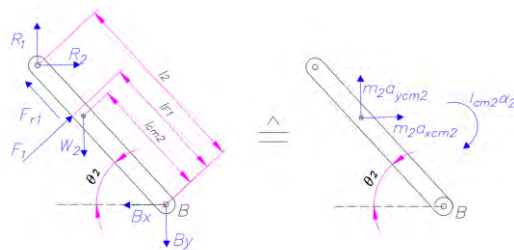


Figura 3.7. DCL del modelo propuesto para la persona.

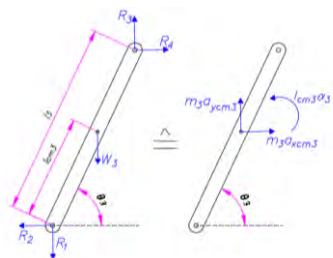
Debido a que es necesario determinar las reacciones en C y A, es necesario analizar cada elemento por separado. En la Figura 3.8 se puede apreciar el diagrama de cuerpo libre de cada segmento.



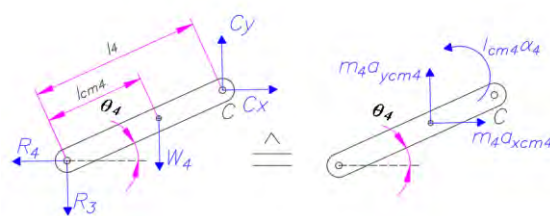
a. Primer elemento de la persona (canillas).



b. Segundo elemento de la persona (muslos).



c. Tercer elemento de la persona (tronco).



d. Cuarto elemento de la persona (brazos).

Figura 3.8. Diagramas de cuerpo libre de cada segmento corporal.

Aplicando equilibrio estático en el primer segmento (inmóvil), se obtienen las Ecuaciones 3.6 a 3.8, y aplicando equilibrio dinámico en el resto de segmentos, se obtienen las Ecuaciones 3.9 a 3.17.

$$A_x + B_x - F_2 \sin(\theta_1) = 0 \quad (3.6)$$

$$A_y + B_y + F_2 \cos(\theta_1) - W_1 = 0 \quad (3.7)$$

$$-W_1 l_{cm1} \cos(\theta_1) - B_x l_1 \sin(\theta_1) + B_y l_1 \cos(\theta_1) + F_2 l_{F2} = 0 \quad (3.8)$$

$$R_2 - B_x + F_1 \sin(\theta_2) - F_{r1} \cos(\theta_2) = m_2 a_{xcm2} \quad (3.9)$$

$$R_1 - B_y - W_2 + F_1 \cos(\theta_2) + F_{r1} \sin(\theta_2) = m_2 a_{ycm2} \quad (3.10)$$

$$F_1(l_{F1} - l_{cm2}) + R_2(l_2 - l_{cm2}) \sin(\theta_2) + R_1(l_2 - l_{cm2}) \cos(\theta_2) + B_x l_{cm2} \sin(\theta_2) + B_y l_{cm2} \cos(\theta_2) = I_{cm2} \alpha_2 \quad (3.11)$$

$$R_4 - R_2 = m_3 a_{xcm3} \quad (3.12)$$

$$R_3 - R_1 - W_3 = m_3 a_{ycm3} \quad (3.13)$$

$$R_1 l_{cm3} \cos(\theta_3) - R_2 l_{cm3} \sin(\theta_3) + R_3(l_3 - l_{cm3}) \cos(\theta_3) - R_4(l_3 - l_{cm3}) \sin(\theta_3) = I_{cm3} \alpha_3 \quad (3.14)$$

$$C_x - R_4 = m_4 a_{xcm4} \quad (3.15)$$

$$C_y - R_3 - W_4 = m_4 a_{ycm4} \quad (3.16)$$

$$R_3 l_{cm4} \cos(\theta_4) - R_4 l_{cm4} \sin(\theta_4) + C_y(l_4 - l_{cm4}) \cos(\theta_4) - C_x(l_4 - l_{cm4}) \sin(\theta_4) = m_4 a_{ycm4} \quad (3.17)$$

Se debe aclarar que la línea de acción de la fricción F_{r1} debería pasar ligeramente debajo del segmento que representa al muslo, ya que lo que interactúa con la persona son las fajas y no el elemento DF ; sin embargo, el momento que genera debido a esta distancia no es relevante por lo que se considera que el efecto de la fuerza de fricción pasa a lo largo del elemento DF . En la Figura 3.9 se muestra la situación real y la aproximación.

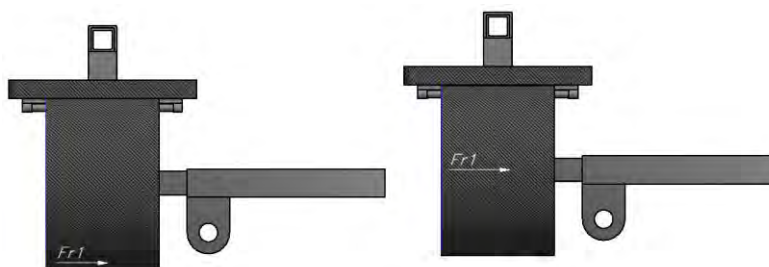


Figura 3.9. Modelo real (izquierda) y simplificación (derecha).

Asimismo, debido a la indeterminación del sistema (más incógnitas que Ecuaciones), se considerará la fricción estática F_{r1} como una función del ángulo de inclinación θ_2 y el peso del cuerpo desde la rodilla hacia arriba, según la Ecuación 3.42. Esto parte del modelo simple de un bloque sobre un plano inclinado.

$$F_{r1} = (W_2 + W_3 + W_4) \sin(\theta_2) \quad (3.18)$$

Con el objetivo de reducir complejidad a la resolución de las Ecuaciones, se trabajará el sistema como si estuviera en equilibrio estático. Esto debido a que se verificó que el valor máximo que pueden alcanzar los términos $I\alpha$, es de aproximadamente 8 N.mm , el cual no afectará en gran magnitud a la resolución de las Ecuaciones ya que los términos que se encuentran en el lado izquierdo de las Ecuaciones son del orden de los $100\,000 \text{ N.mm}$.

3.3 Dinámica del dispositivo

De manera similar, se desarrollará un modelo dinámico de la parte móvil del dispositivo, por lo que primero será necesario definir la cinemática de cada elemento móvil, es decir, del actuador lineal y el elemento DF , cuyo centro de masa se encuentra en el punto J . El actuador lineal será considerado como una biela, ya que el peso de este elemento es muy pequeño comparado con la fuerza que este soporta en la dirección axial. Luego de seleccionar el actuador se comprobará esta suposición.

De esta forma, en las Ecuaciones 3.18 a 3.19 se definirán los vectores de posición del punto E y J respecto al punto G , en función de los parámetros mostrados en la Figura 3.10. Los valores de θ_2 y θ_5 son variables en el tiempo, mientras que el resto de los parámetros son constantes.

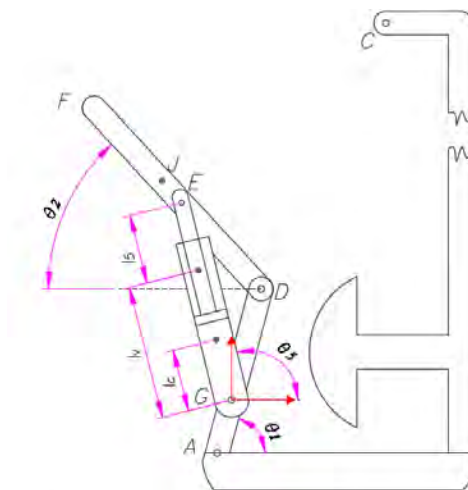


Figura 3.10. Dimensiones y sistema de referencia en el dispositivo.

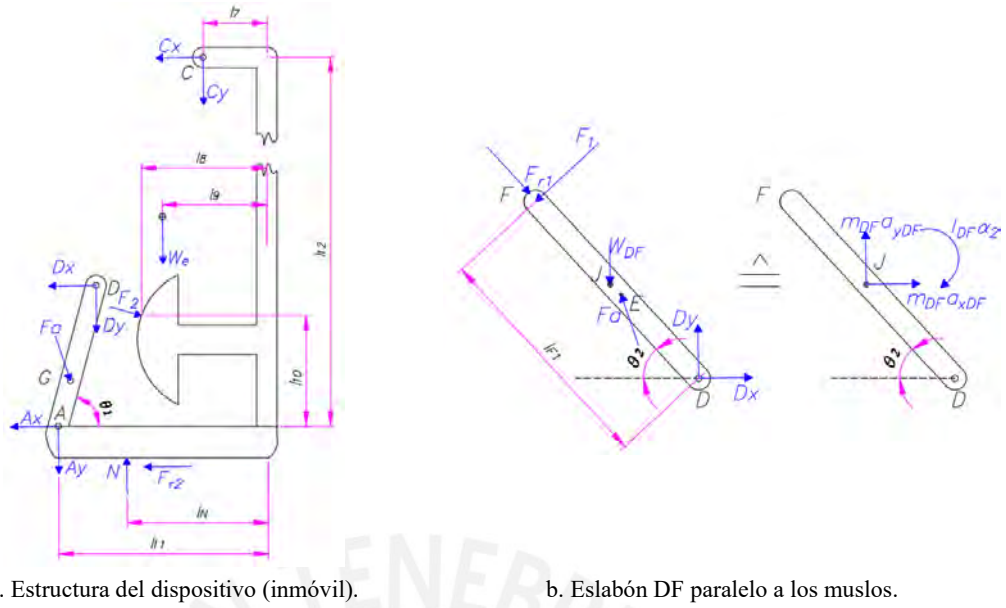
$$\vec{r}_E = \begin{bmatrix} l_{DG} \cos(\theta_1) - l_{DE} \cos(\theta_2) \\ l_{DG} \sin(\theta_1) + l_{DE} \sin(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix}_G \quad \vec{v}_E = \begin{bmatrix} \omega_2 l_{DE} \sin(\theta_2) \\ \omega_2 l_{DE} \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

$$\vec{a}_E = \begin{bmatrix} \omega_2^2 l_{DE} \cos(\theta_2) + \alpha_2 l_{DE} \sin(\theta_2) \\ -\omega_2^2 l_{DE} \sin(\theta_2) + \alpha_2 l_{DE} \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$\vec{r}_J = \begin{bmatrix} l_{DH} \cos(\theta_1) - l_{DH} \cos(\theta_2) \\ l_{DH} \sin(\theta_1) + l_{DH} \sin(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix}_G \quad \vec{v}_J = \begin{bmatrix} \omega_2 l_{DH} \sin(\theta_2) \\ \omega_2 l_{DH} \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

$$\vec{a}_J = \begin{bmatrix} \omega_2^2 l_{DH} \cos(\theta_2) + \alpha_2 l_{DH} \sin(\theta_2) \\ -\omega_2^2 l_{DH} \sin(\theta_2) + \alpha_2 l_{DH} \cos(\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix}$$

De forma análoga que, con el modelo de la persona, se analiza la cinética de cada elemento del dispositivo por separado, como se muestra en la Figura 3.11.



a. Estructura del dispositivo (inmóvil). b. Eslabón DF paralelo a los muslos.

Figura 3.11. Diagrama de cuerpo libre de los elementos del dispositivo.

Luego de aplicar equilibrio estático a la estructura y equilibrio en el elemento DF , se deducen las Ecuaciones 3.23 a 3.34, donde F_1 , F_2 y F_{r1} son las fuerzas que ejerce la persona y F_a es la fuerza axial en el actuador.

$$-F_a \cos(\theta_5) + F_2 \sin(\theta_1) - A_x - C_x - D_x - F_{r2} = 0 \quad (3.21)$$

$$-F_a \sin(\theta_5) + N - F_2 \cos(\theta_1) - A_y - C_y - D_y - W_e = 0 \quad (3.22)$$

$$D_x l_{AD} \sin(\theta_1) + C_x l_{12} + N(l_{11} - l_N) - F_a \sin(\theta_5) l_{AG} \cos(\theta_1) - F_2(l_{11} - l_8) \sin(\theta_1) - F_2 l_{10} \cos(\theta_1) - D_y l_{AD} \cos(\theta_1) - C_y(l_{11} - l_7) + F_a \cos(\theta_5) l_{AG} \sin(\theta_1) - W_e(l_{11} - l_9) = 0 \quad (3.23)$$

$$D_x + F_{r1} \cos(\theta_2) - F_1 \sin(\theta_2) + F_a \cos(\theta_5) = m_{DF} a_{xH} \quad (3.24)$$

$$D_y - F_{r1} \sin(\theta_2) - F_1 \cos(\theta_2) + F_a \sin(\theta_5) - W_{DF} = m_{DF} a_{yH} \quad (3.25)$$

$$-D_x(l_{DJ} - l_{DE}) \sin(\theta_2) - D_y(l_{DJ} - l_{DE}) \cos(\theta_2) - F_1(l_{F1} - l_{DJ}) = I_H \alpha_2 \quad (3.26)$$

Se debe considerar que, debido a las restricciones del sistema, el ángulo θ_5 guarda una relación con θ_2 según la Ecuación 3.27, la cual se obtiene de la geometría mostrada en la Figura 3.10.

$$\left(l_{DE} \frac{\sin(\theta_2 + \theta_1)}{\sin(\theta_5 - \theta_1)} \right)^2 = l_{DG}^2 + l_{DE}^2 - 2l_{DG}l_{DE} \cos(\theta_2 + \theta_1) \quad (3.27)$$

Asimismo, debido a que inicialmente el centro de gravedad de todo el sistema se encuentra sobre el lado izquierdo, es muy probable que la fuerza F_2 resulte negativa en un tramo, lo cual resulta imposible, ya que esta es una fuerza de contacto normal. Es por ello, que se propone el uso de un apoyo adicional para las pantorrillas mostrado en la Figura 3.12.

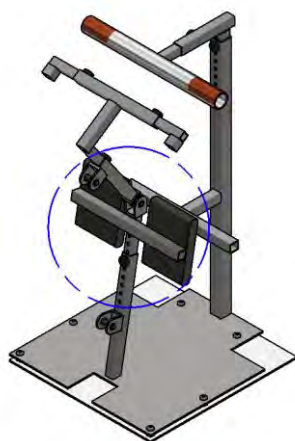


Figura 3.12. Apoyo adicional para las pantorrillas.

Es así que, en el instante en el que el valor de F_2 se vuelve cero, la fuerza cambiará de punto de aplicación, como se muestra en la Figura 3.13.

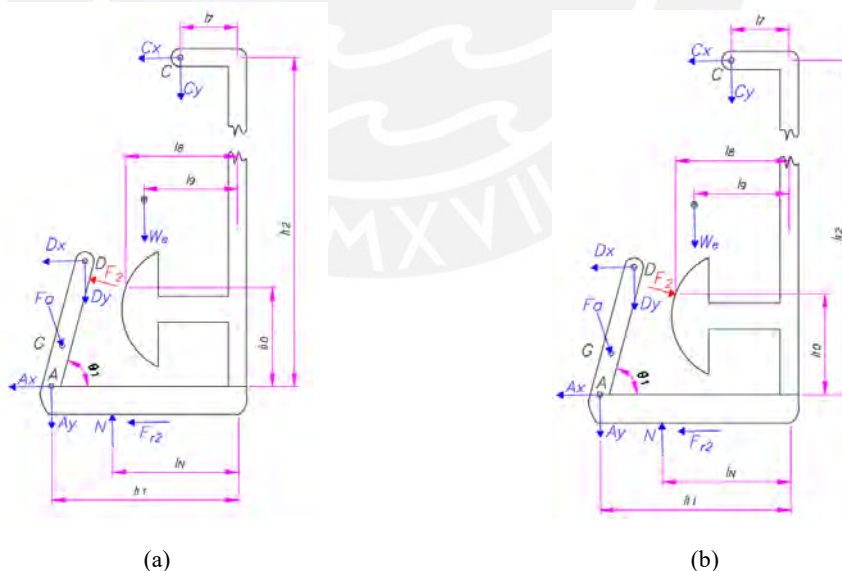


Figura 3.13. Punto de aplicación de F_2 . (a) Cuando $F_2 < 0$, (b) Cuando $F_2 > 0$.

De manera similar que, con la persona, se trabajará el sistema como si estuviera en equilibrio estático, ya que, debido a la baja aceleración del sistema, los términos que se encuentran en el lado derecho de las Ecuaciones 3.21 a 3.26, son despreciables.

3.4 Estimación de cargas y dimensiones

Debido a que el análisis debe contemplar la situación más crítica, la estimación se realizará considerando a una persona de 83 kg, y con los valores mayores de los segmentos corporales, los cuales se obtienen de la antropometría de las personas Latinoamérica [Ávila, 2007]. Asimismo, usando estos valores se puede encontrar la ubicación de los centroides de cada segmento [Drillis,1996]. En la Tabla 3.1 se presentan estas dimensiones.

Tabla 3.1. Dimensiones asumidas para los segmentos corporales.

Canillas	Muslos	Tronco	Brazos
$l_1=505 \text{ mm}$	$l_2=550 \text{ mm}$	$l_3=435 \text{ mm}$	$l_4=460 \text{ mm}$
$l_{cm1}=224.5 \text{ mm}^2$	$l_{cm2}=313.5 \text{ mm}$	$l_{cm3}=217.5 \text{ mm}$	$l_{cm4}=262.2 \text{ mm}$

Los valores de los pesos de los segmentos, se determinan a partir de la distribución de masas que existe en el cuerpo humano [Salazar, 2015], mientras que las inercias de cada segmento respecto a su centro de masa se calcularán dividiendo el segmento en dos partes, como se muestra en la Figura 3.14 y aplicando la Ecuación 3.28, donde m_i es la masa total del segmento. Los valores obtenidos se muestran en la Tabla 3.2.

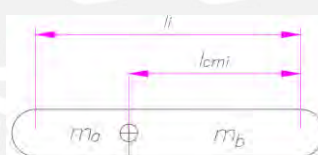


Figura 3.14. Esquema para calcular inercia.

$$I_{cmi} = \frac{m_a(l_i - l_{cmi})^2 + m_b l_{cmi}^2}{4} = \frac{m_i(l_{cmi} l_i - l_i l_{cmi}^2)}{4l_i} \quad (3.28)$$

Tabla 3.2. Componentes inerciales asumidas para los segmentos corporales.

Canillas	Muslos	Tronco	Brazos
$W_1=71.65 \text{ N}$	$W_2=182.39 \text{ N}$	$W_3=433.17 \text{ N}$	$W_4=95.26 \text{ N}$
$I_{cm1}=114987 \text{ kg.mm}^2$	$I_{cm2}=344615 \text{ kg.mm}^2$	$I_{cm3}=520250 \text{ kg.mm}^2$	$I_{cm4}=125910 \text{ kg.mm}^2$

Con respecto a los datos del dispositivo, se realizó un modelo 3D en el programa Autodesk Inventor con materiales y dimensiones preliminares de acuerdo a la

antropometría de la persona con el objetivo de obtener los pesos, momentos de inercia y ubicación de los centros de masa de manera sencilla. En las Tabla 3.3 y Tabla 3.4 se muestran las dimensiones y los componentes inerciales necesarios para resolver las Ecuaciones planteadas anteriormente.

Tabla 3.3. Dimensiones asumidas para los elementos del dispositivo.

l_x	l_y	l_7	l_8	l_9	l_{10}	l_{11}	l_{12}
57 mm	552 mm	230 mm	200 mm	215 mm	395 mm	410 mm	1115 mm
l_{DF}		l_{DE}		l_{DA}		l_{GA}	
430 mm		215 mm		550 mm		100 mm	

Tabla 3.4. Componentes inerciales asumidas para los elementos del dispositivo.

W_e	W_{DF}	I_{DF}
245.25 N	26.16 N	8549.7 N.mm

3.5 Selección de componentes

Con la dinámica establecida, es posible encontrar las situaciones críticas a los que están sometidos los diferentes componentes, lo que serán útiles para su selección. A continuación, se muestra el análisis para la selección de los componentes. Cabe mencionar que la confección de las fajas para los muslos también debe ser detallada, sin embargo, como estas son consideradas como accesorios, las consideraciones para la confección se muestran en el anexo E.

3.5.1 Selección de resortes para el mecanismo de adherencia

El diseño de este mecanismo se realiza tomando en cuenta la masa mínima que puede tener el usuario (se asumirá en 60 kg), ya que la fuerza que ejerza a través de su peso debe ser la suficiente para que las patas entren en contacto con el suelo. Si el usuario pesa más, ejercerá más fuerza, por lo que el mecanismo funcionará adecuadamente.

Los resortes deben ser determinados según su constante de elasticidad, longitud inicial, altura sólida y diámetro interno. Respecto al modelo 3D elaborado anteriormente, en

la Figura 3.15 se muestran las dimensiones asumidas para este análisis. Estos parámetros, además del peso de la estructura, que ya se estableció en el acápite anterior, serán necesarios para el análisis mostrado a continuación. Se propuso el uso de seis resortes distribuidos simétricamente en la base. En la Figura 3.16 se pueden ver la distribución de los pernos, que son los que contienen a los resortes.

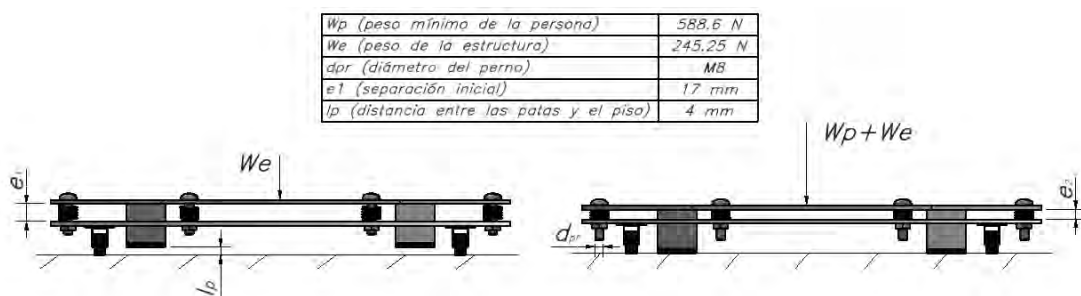


Figura 3.15. Esquema y datos del mecanismo de adherencia.

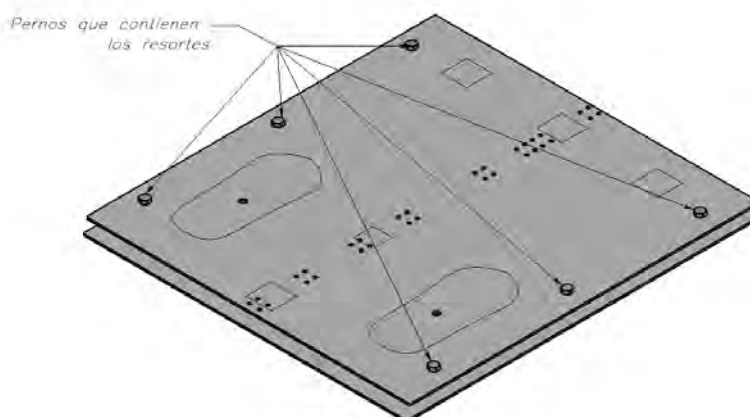


Figura 3.16. Distribución de los resortes y pernos en la base.

Considerando que las cargas se distribuirán uniformemente sobre las placas, se tomarán en cuenta los dos instantes mostrados en la Figura 3.15. De esta forma, para el primer instante, se usará la Ecuación 3.29, donde K es la constante de rigidez de cada resorte, n el número de resortes, l_{r0} la longitud de los resortes sin deformar y l_{r1} la longitud de los resortes luego de deformarse por el peso de la estructura W_e (este peso ya incluye el peso de la placa superior). Para el segundo instante se usará la Ecuación 3.30, donde l_{r2} es la longitud final de los resortes luego de deformarse por el peso de la estructura y el peso de la persona W_p .

$$W_e = nK(l_{r0} - l_{r1}) \quad (3.29)$$

$$W_e + W_p = nK(l_{r0} - l_{r2}) \quad (3.30)$$

Como se observa en la Figura 3.15, l_{r1} corresponde a la separación inicial de las placas e_1 , mientras que l_{r2} corresponde a la separación final de las placas e_2 , la cual se obtiene de restar la distancia de las patas al piso l_p a e_1 . Luego de resolver las dos Ecuaciones se obtiene una constante K de 24.525 N/mm y una longitud l_{r0} de 18.67 mm para cada resorte.

La altura sólida de un resorte es la longitud en el momento en que se le ha aplicado suficiente carga para poner todas sus espiras en contacto, es decir, cuando ya no puede deformarse más. En este caso la altura sólida máxima que debe tener el resorte corresponde a e_2 , la separación final de las placas. Asimismo, el diámetro interno del resorte debe ser mayor al diámetro de perno d_{pr} que se propuso. De esta manera, en la Figura 3.17 se muestran los resortes de compresión LC 085J 0 M que se seleccionarán, los cuales son de la marca Lee Spring.

Part Number	Outside Diameter (mm)	Hole Diameter (mm)	Rod Diameter (mm)	Free Length (mm)	Rate (N/mm)	Solid Height (mm)	Wire Diameter (mm)	Material	Compare
LHP 056D 03S	7.62	7.94	3.97	19.05	24.871	12.17	1.42	17-7	<input type="checkbox"/>
LC 075G 03 S	12.19	12.7	8.1	19.05	24.679	12.22	1.91	SS	<input type="checkbox"/>
LC 075G 03 S316	12.19	12.7	8.1	19.05	24.679	12.22	1.91	SS316	<input type="checkbox"/>
LC 085J 0 M	18.29	19.05	13.44	19.05	24.343	9.07	2.16	MW	<input type="checkbox"/>

Figura 3.17. Características de los resortes seleccionados.¹²

Como se puede observar, las características varían ligeramente respecto a las determinadas, por lo que es necesario usar las Ecuaciones 3.29 y 3.30 con el objetivo de recalcular las longitudes e_1 y e_2 del dispositivo. Con los nuevos datos, se obtienen los valores de 17.37 mm y 13.34 mm para e_1 y e_2 respectivamente, concluyendo que la distancia inicial de las placas al piso l_p debe ser 4.03 mm ($e_1 - e_2$) como máximo.

Debido a que se ha tomado la consideración de que la carga se distribuye de manera uniforme sobre la placa, se debe definir un valor menor para l_p , de forma que exista un margen de seguridad. Así, l_p se establecerá en 3 mm .

¹² Compression springs. <https://www.leespring.com/compression-springs>. Consulta: mayo del 2020

3.5.2 Selección de actuador

La selección del actuador lineal se realiza en base a la carrera, la velocidad máxima con la que se desplaza el husillo y la carga axial máxima que este soporta. En la Figura 3.18 se puede ver la interacción de este componente con el dispositivo

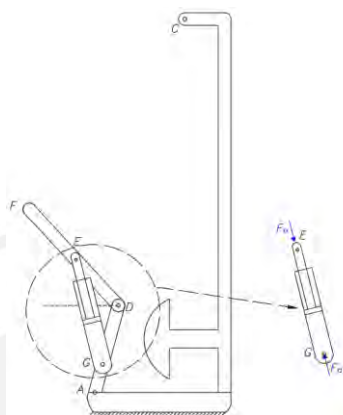


Figura 3.18. Interacción del actuador lineal con el dispositivo.

La carrera se determina con la variación total de la magnitud de \vec{r}_E . Usando la Ecuación 3.18 se pueden encontrar los valores de $|\vec{r}_E|$ para todo instante de tiempo, teniendo en cuenta que los valores de θ_2 varían de acuerdo a lo establecido anteriormente en la Figura 3.2b. En la Figura 3.19 se muestra la variación de $|\vec{r}_E|$ en el tiempo.

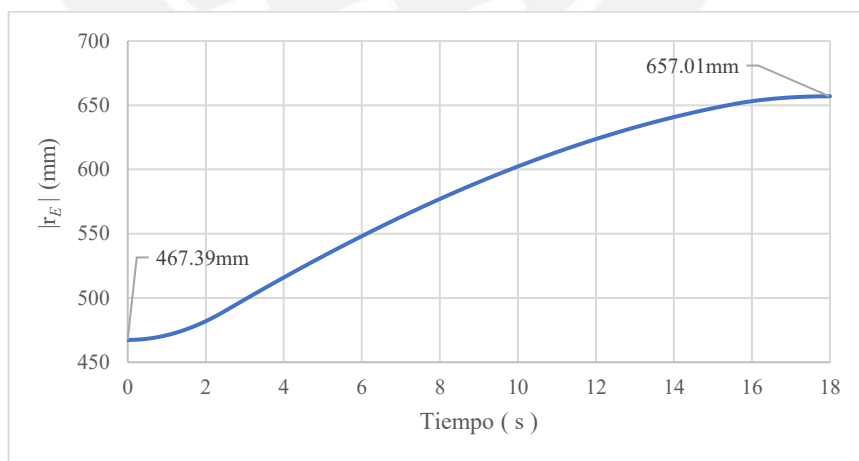


Figura 3.19. Variación/ de $|\vec{r}_E|$ en el tiempo.

La rapidez del actuador lineal corresponde a la magnitud de la proyección ortogonal del vector velocidad del punto E (\vec{v}_E) sobre la línea de acción del actuador \vec{r}_E . Este valor se puede expresar según la Ecuación 3.31 y en la Figura 3.20 se puede ver cómo varía en el tiempo.

$$|\vec{v}_{act}| = |\vec{v}_E| \frac{l_{DG}}{|\vec{r}_E|} \sin(\theta_2 + \theta_1) \quad (3.31)$$

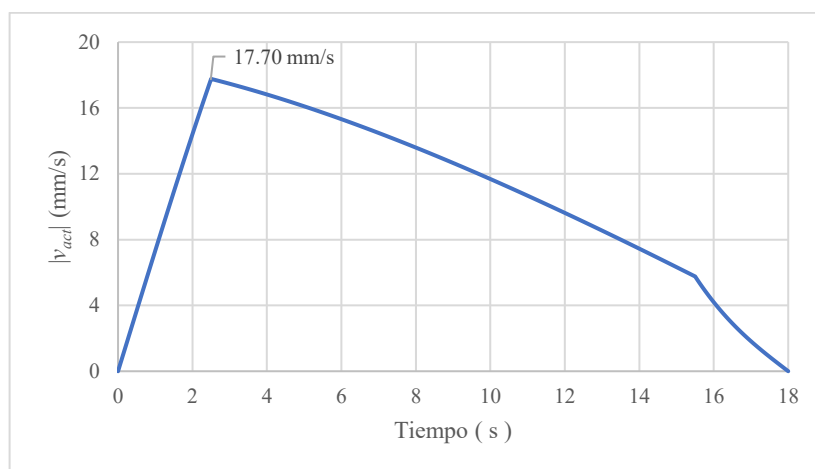


Figura 3.20. Variación de la rapidez del actuador $|\vec{v}_{act}|$ en el tiempo.

La carga máxima del actuador lineal corresponde al valor máximo de F_a durante el movimiento. Usando las Ecuaciones 3.1 a 3.27, se determina el valor de F_a en función de θ_2 , el cual depende del tiempo según lo establecido anteriormente en la Figura 3.2b. En la Figura 3.21, se puede ver el valor de F_a para todo instante de tiempo, donde se observa que tiene un máximo absoluto durante todo el movimiento.

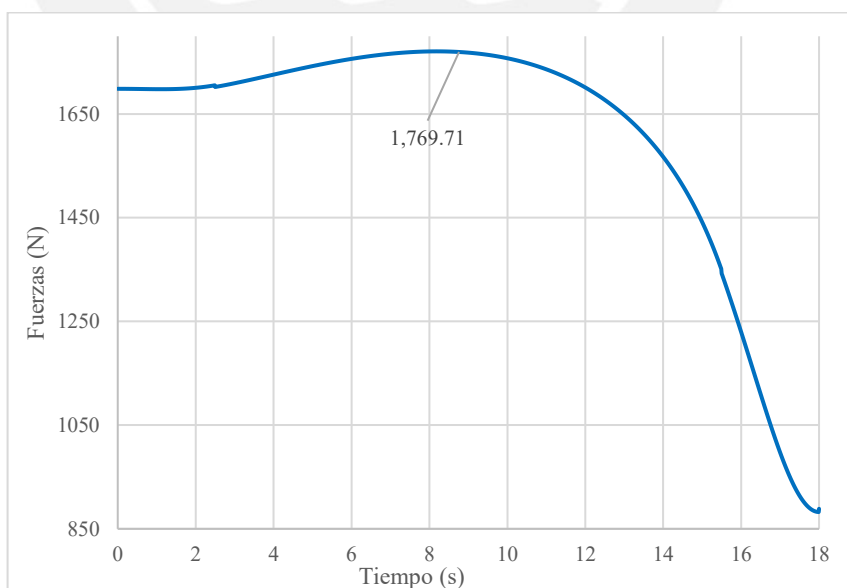


Figura 3.21. Variación de la fuerza axial en el actuador en el tiempo.


Con los datos mostrados en la Tabla 3.5 se procede a seleccionar el actuador eléctrico LA33 de la marca LINAK mostrado en la Figura 3.22, el cual además cuenta con un mecanismo de autobloqueo¹³, que se activa al cortocircuitar el motor. Esto permite una parada de emergencia cuando se requiera.

Tabla 3.5. Resumen de los parámetros de selección.

Carrera	Velocidad máxima	Carga máxima
190 mm	17.7 mm/s	1769.71 N

LA33

The actuator LA33 is a true mid-size actuator that combines compact design and high power in one solution. It is for use in the most extreme environments. A thorough and demanding testing programme forms the basis for the maintenance free and long lasting performance of this solid and high-quality actuator.



Type	Thrust max. Push/Pull (N)	Self-lock max. Push (N)	Self-lock max. Pull (N)	Spindle Pitch (mm) / Gear	*Typical speed (mm/s)		Stroke length (mm) in steps of 50mm			*Typical Amp. (A)	
					No load	Full load	Min.	Max.	No load	Full load	
33090xxxxxxxxxA...	5000	5000	5000	9 / A	9	6	50	-	300**	2.8	10
33150xxxxxxxxxA...	3500	3500	3500	15 / A	15	9	50	-	400**	2.8	10
33150xxxxxxxxxA...	2250	2250	2250	15 / B	25	21	50	-	500**	2.8	10
33200xxxxxxxxxA...	1500	1500	1500	20 / B	34	24	50	-	600	2.0	10

Figura 3.22. Características del actuador eléctrico seleccionado¹⁴.

3.6 Análisis de resistencia y deformaciones

A continuación, se realiza el análisis de esfuerzos y deformaciones de los principales componentes del sistema, el cual se realizó mediante el método de elementos finitos usando el programa Autodesk Inventor. Adicionalmente, en el Anexo C se muestra el análisis de los elementos de unión, como soldaduras y pernos de unión para los perfiles telescópicos.

Las condiciones de simulación que se establecerán para cada elemento serán las cargas externas (además del peso), las restricciones o apoyos y los datos del material que lo compone. Las características del mallado que se usará para todos los elementos serán las mostradas en la Tabla 3.6.

¹³ Funcionamiento de autobloqueo en actuadores eléctricos Linak: <https://www.linak.com/segments/techline/actuator-academy/industrial-actuators/how-a-brake-works-in-an-industrial-actuator/>. Consulta: mayo del 2020

¹⁴ Linear actuator LA33 datasheet: <https://paper.ipapercms.dk/Linak/ENGLISH/DATASHEET/linear-actuatorla33datasheeteng/?page=1>. Consulta: mayo del 2020.

Tabla 3.6. Características del mallado para la simulación por elementos finitos.

Característica	Valor
Tamaño medio de elemento	0.1
Tamaño mínimo. de elemento	0.2
Factor de modificación	1.5
Ángulo máximo de giro	60°
Elementos de malla curvos	Si

Cabe aclarar que no se considerará un análisis por fatiga debido a que el número de ciclos de repeticiones no es significativo, ya que considerando que la persona use el dispositivo 15 veces al día, se tendría menos de 4000 ciclos al año. Este valor resulta bajo si se compara con otros dispositivos que trabajan con altas velocidades de rotación.

Se debe menciona además que todos los perfiles son de la norma ISO 10799-2. Los perfiles internos poseen secciones de 30x30x2.5 y los externos, 40x40x3.

A continuación, se mostrarán las consideraciones que se tomaron para cada elemento y un resumen de los resultados.

3.6.1 Marco fijo

El primer elemento es el marco fijo, el cual tendrá como cargas externas las fuerzas que ejerce el usuario con las manos sobre el apoyo en C y la carga que este mismo ejerce a través de las canillas F_2 . Gracias a la simetría del movimiento respecto al plano sagital, se puede considerar que las cargas en C se reparten de forma equitativa en cada extremo del manubrio, de manera que represente el apoyo de cada mano. De igual manera, la fuerza F_2 , la cual está contenida en el plano sagital, puede ser repartida de manera equitativa en cada extremo del perfil mostrado, de forma que represente el apoyo de cada canilla. La única restricción que se colocará será un empotramiento en la parte inferior del perfil, de manera que represente la unión con la placa base. En la Figura 3.23 se puede ver el esquema previo a la simulación.

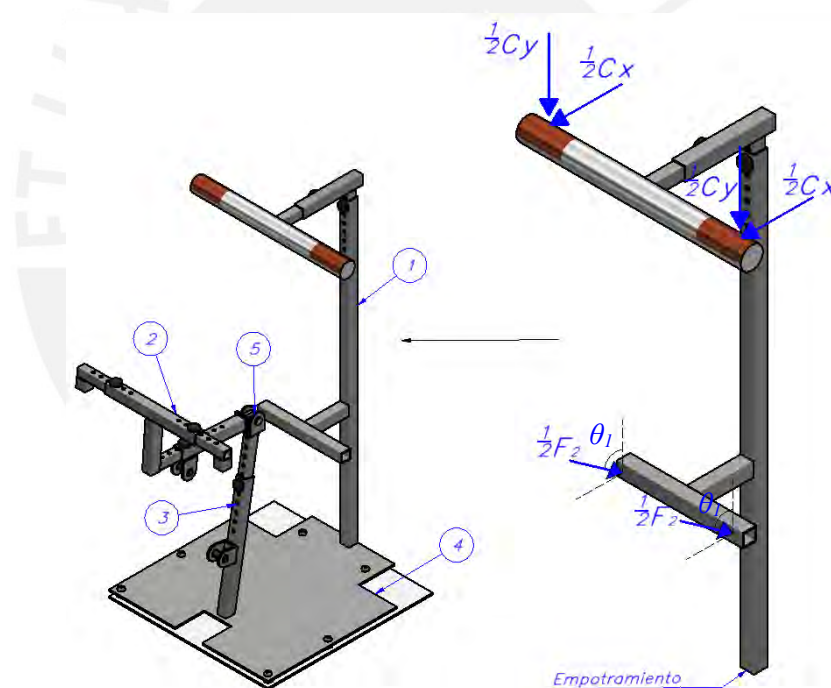


Figura 3.23. Esquema de simulación del marco fijo.

El valor de las cargas mostradas en la Figura 3.22, que varían en el tiempo, se hallan usando las Ecuaciones 3.1 a 3.18. Como se puede ver en el gráfico, la fuerza F_2 , resulta negativa en un tramo, como se había previsto anteriormente en el subcapítulo 3.3. Entonces, para el análisis de este elemento, sólo se considerará el intervalo en el que F_2 es positiva, mientras que para el análisis del elemento 3, el cual se detallará más adelante, se tomará en cuenta el intervalo negativo de F_2 .

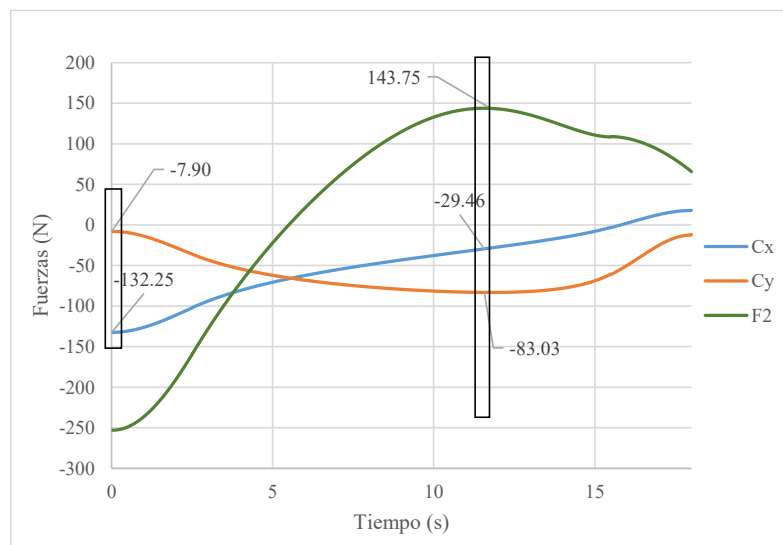


Figura 3.24. Variación de las cargas del marco fijo.

Los instantes críticos son cuando cada carga alcanza su máximo valor en magnitud, sin embargo, para este caso, en lugar de tres instantes, se tomarán solo dos instantes (mostrados en la Figura 3.24), ya que F_2 y C_y alcanzan su máximo casi al mismo tiempo.

En relación al material de los perfiles, este posee las propiedades mecánicas mostradas en la Tabla 3.7.

Tabla 3.7. Propiedades del material del elemento marco fijo.

Aluminio 6063 T6	
Densidad	8 g/cm^3
Esfuerzo de fluencia	214 MPa
Esfuerzo último de tracción	241 MPa
Módulo de elasticidad	68.9 GPa
Radio de Poisson	0.33
Módulo de corte	25.8 GPa

En la Figura 3.25 se pueden ver los resultados obtenidos usando el software luego de la simulación, donde se aprecian las zonas de esfuerzos y deformaciones máximas para el primer instante crítico. Los resultados para cada instante, los cuales se detallan en el Anexo B, se muestran resumidos en la Tabla 3.8, considerando que el esfuerzo máximo es el esfuerzo equivalente Von Mises, y el desplazamiento porcentual se

determinó respecto a la altura total del perfil, ya que el punto más alto es el que se deforma más.

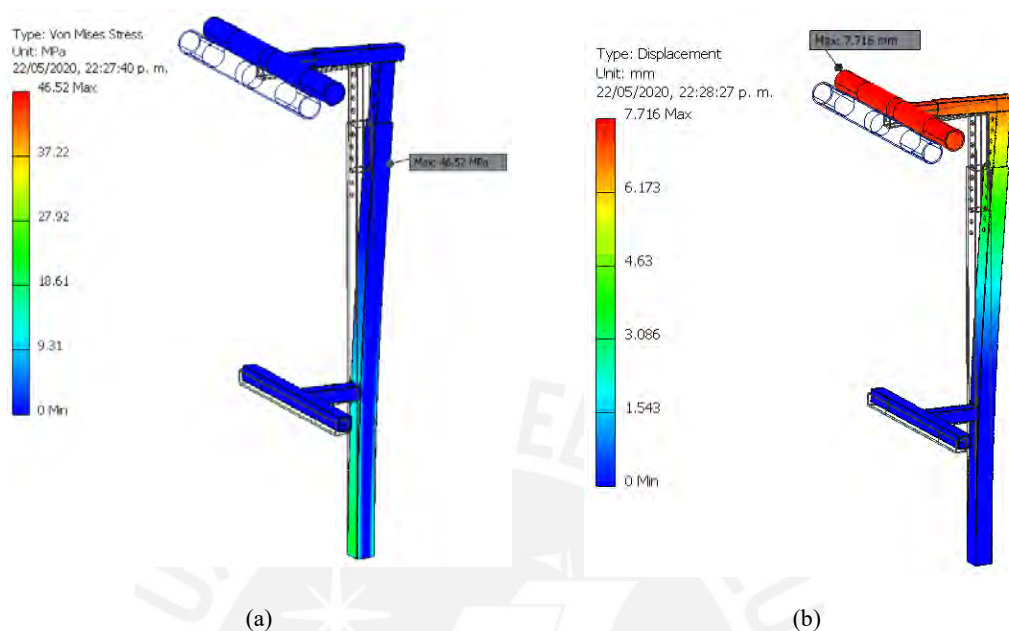


Figura 3.25. Valores críticos de resistencia en el marco fijo. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo.

Tabla 3.8. Resultados de esfuerzos y deformaciones preliminares en el marco fijo.

Instantes	Esfuerzo máximo	Deformación unitaria máxima	Factor de seguridad
Instante crítico 1	46.52 MPa	0.75%	4.6
Instante crítico 2	25.89 MPa	0.44%	8.27

Los esfuerzos obtenidos tienen un amplio factor de seguridad. Sin embargo, las deformaciones en el extremo superior son excesivas, por lo que se decidió añadir una estructura adicional, la cual se muestra en la Figura 3.26.

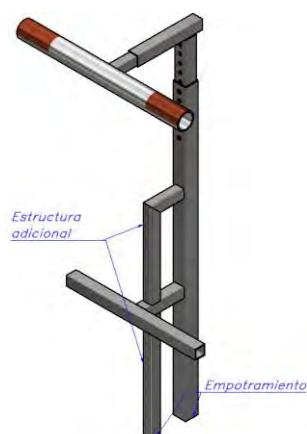


Figura 3.26. Estructura de refuerzo del marco fijo.

Finalmente, en la Tabla 3.9, se pueden ver los resultados obtenidos luego de añadir la estructura adicional, los cuales resultan aceptables debido a que la deformación se encuentra por debajo del 0.15% y a pesar de que el esfuerzo máximo ha aumentado, se encuentra muy por encima de 1.5. Las ilustraciones de estos resultados se muestran en el Anexo B.

Tabla 3.9. Resumen de los resultados finales obtenidos para el marco móvil.

Instantes	Esfuerzo máximo	Deformación unitaria máxima	Factor de seguridad
Instante crítico 1	59.14 MPa	0.12%	3.62
Instante crítico 2	25.21 MPa	0.09%	8.49

3.6.2 Marco móvil

El segundo elemento es el marco móvil, el cual tendrá como cargas externas la fuerza en el actuador F_a , la carga que ejerce la persona a través de los muslos F_l y la fricción F_{r1} . De igual forma que en el caso anterior, las fuerzas se reparten de manera simétrica con respecto al plano sagital. La única restricción se será un apoyo articulado con que representa la articulación en D. En la Figura 3.27 se muestra un esquema previo a la simulación.

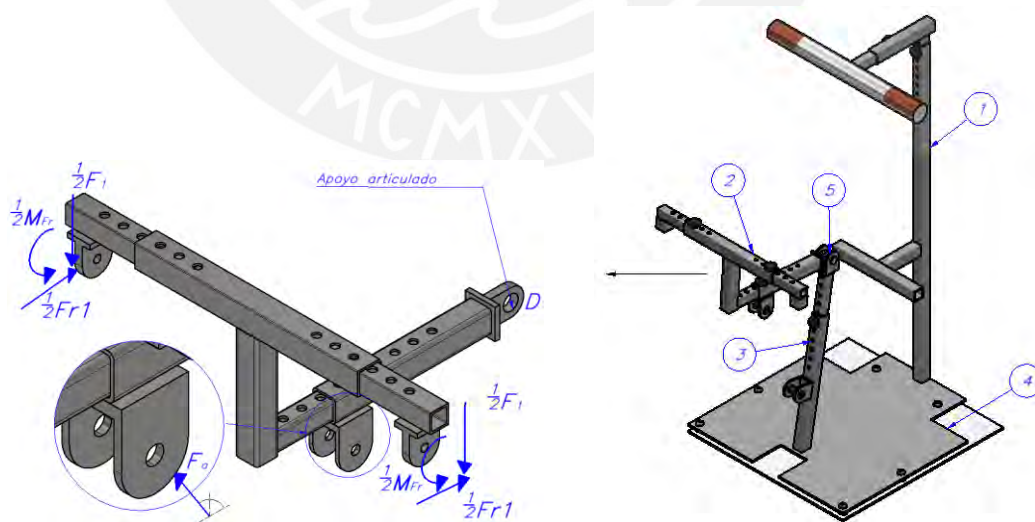


Figura 3.27. Esquema de simulación del marco móvil (componente 2).

El momento M_{Fr} representa una carga adicional que generará la fricción F_{r1} , ya que esta debe trasladarse al punto de unión del perfil con las fajas, como se muestra en la Figura 3.28. La distancia a trasladar se extrae del modelo 3D elaborado anteriormente y es 111 mm .

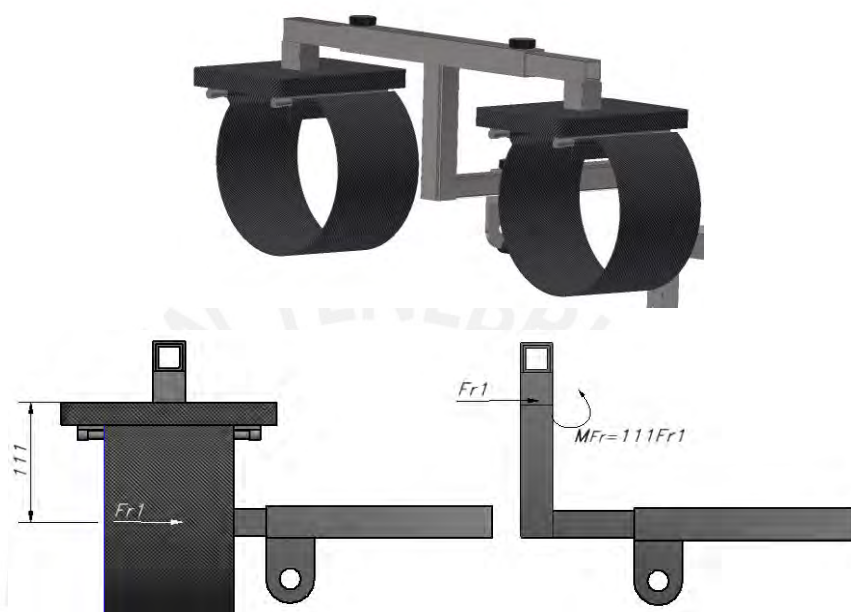


Figura 3.28. Momento generado por traslación de F_{r1} .

Los valores de F_l y F_{r1} para todo instante de tiempo se determinaron usando las Ecuaciones 3.1 a 3.18, mientras que el valor de F_a ya había sido obtenido para la selección del actuador. En la Figura 3.29 se puede ver cómo varían estas fuerzas en el tiempo, en la que además se muestran los tres instantes críticos para el análisis, que son básicamente cuando cada carga llega a su valor máximo.

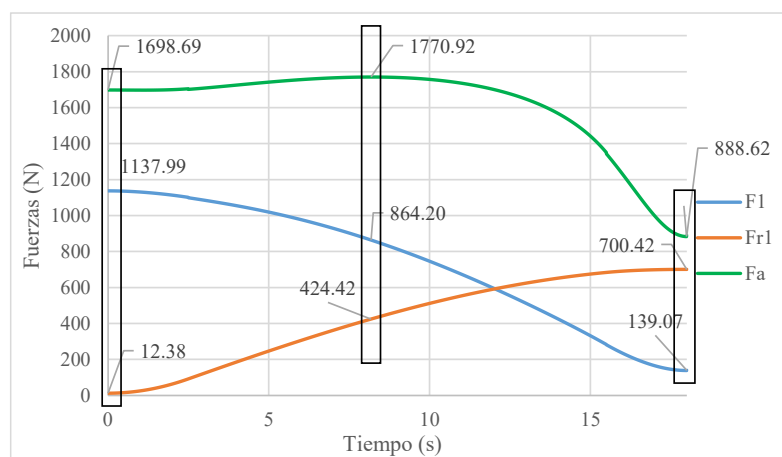


Figura 3.29. Variación de las cargas en el marco móvil en el tiempo.

En la Figura 3.30, se pueden ver los resultados entregados por el software luego de la simulación, donde se aprecian las zonas de esfuerzos y deformaciones máximas para el tercer instante crítico.

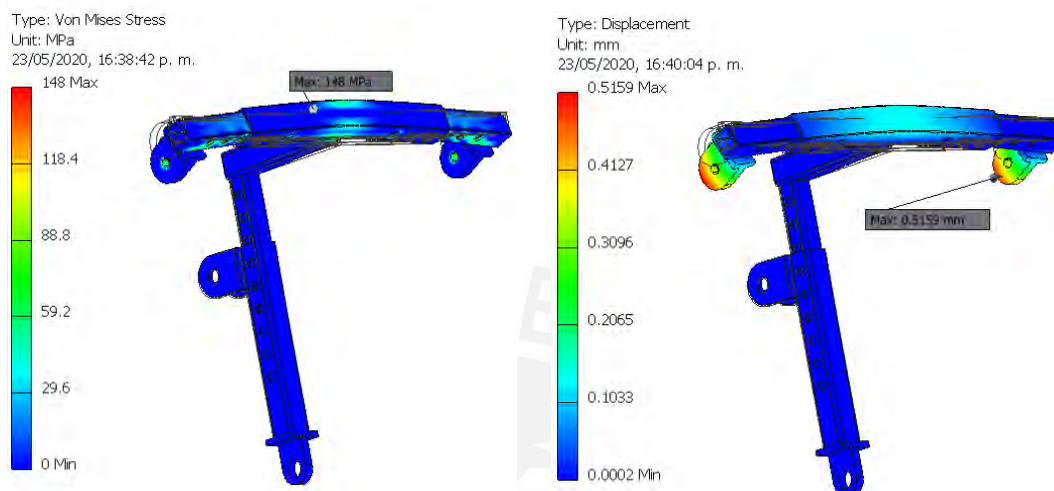


Figura 3.30. Valores críticos de resistencia en el marco móvil. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo.

Los resultados para cada instante, detallados en el Anexo B, se muestran resumidos en la Tabla 3.10, considerando que este elemento es del mismo material que el elemento anterior y el esfuerzo máximo es el esfuerzo equivalente según Von Misses. Las deformaciones unitarias porcentuales han sido determinadas respecto a la longitud del tramo en el que se encuentra el punto crítico, los que se muestran en la Figura 3.31.

Tabla 3.10. Resultados de esfuerzos y deformaciones preliminares en el marco fijo.

Instantes	Esfuerzo máximo	Deformación unitaria máxima	Factor de seguridad
Instante crítico 1	94.9 MPa	0.15%	2.26
Instante crítico 2	145.1 MPa	0.18%	1.47
Instante crítico 3	148 MPa	0.1%	1.45

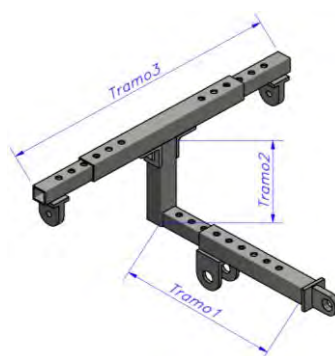


Figura 3.31. Tramos de referencia para deformación porcentual del marco móvil

Luego de haber realizado la simulación, se puede ver que, para el segundo instante crítico, en la zona mostrada en la Figura 3.32a, se produce una concentración de esfuerzos. Es así que, se decidió colocar los refuerzos angulares que se muestran en la Figura 3.32b.

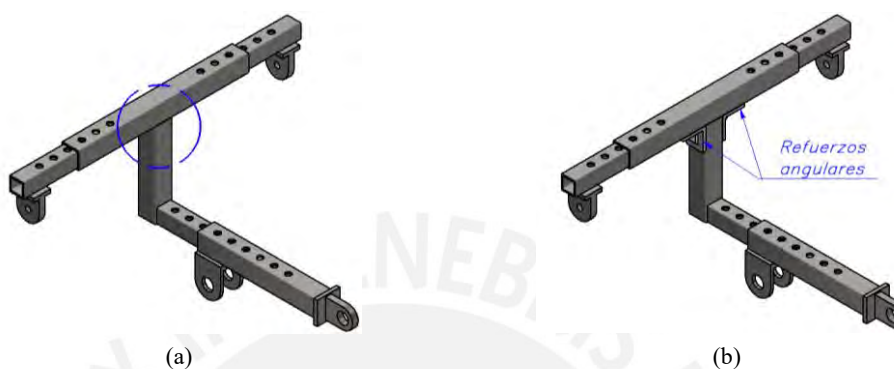


Figura 3.32. Mejora de resistencia en el marco móvil. (a) Zona de concentración de esfuerzos, (b) Refuerzos añadidos.

En la Tabla 3.11 se muestra un resumen de los resultados finales obtenidos, luego de añadir los refuerzos angulares. Estos resultados son aceptables debido a que la deformación se encuentra por debajo del 0.2% y el factor de seguridad más bajo supera las 2 unidades. Las ilustraciones de estos resultados se muestran en el anexo B.

Tabla 3.11. Resumen de los resultados obtenidos del marco móvil.

Instantes	Esfuerzo máximo	Deformación unitaria máxima	Factor de seguridad
Instante crítico 1	93.48 MPa	0.15%	2.29
Instante crítico 2	96.5 MPa	0.18%	2.22
Instante crítico 3	99.8 MPa	0.1%	2.14

3.6.3 Perfil de soporte

El tercer elemento es el perfil de soporte, el cual tendrá como cargas externas la fuerza en el actuador F_a , la carga que ejercen las reacciones en la articulación D y la fuerza F_2 que ejerce la persona a través de las pantorrillas, que en este caso sólo se considerará el intervalo de tiempo en el que es negativa. De igual forma que en el caso anterior y las fuerzas se reparten de manera simétrica con respecto al plano sagital. La única restricción que se colocará será un empotramiento en la parte inferior del perfil, que

representará la unión con la placa base. En la Figura 3.33 se muestra un esquema previo a la simulación.

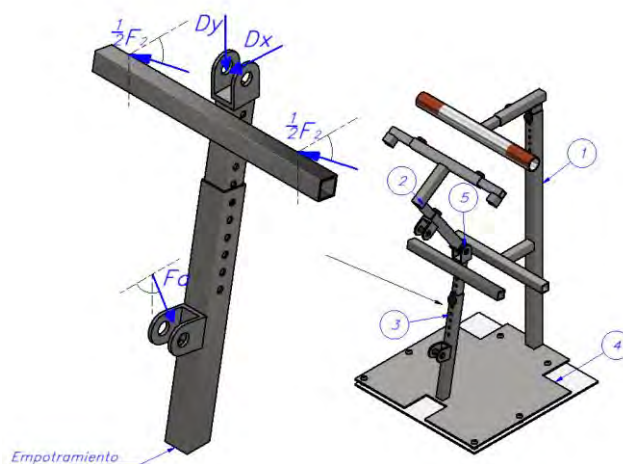


Figura 3.33. Esquema de simulación del perfil de soporte (componente 3).

Los valores de las reacciones en D para todo instante de tiempo fueron determinados usando las Ecuaciones 3.1 a 3.27. En la Figura 3.34, se puede ver cómo varían las cargas externas en el tiempo; se considerarán como instantes críticos cuando cada carga llega a su máximo valor en magnitud.

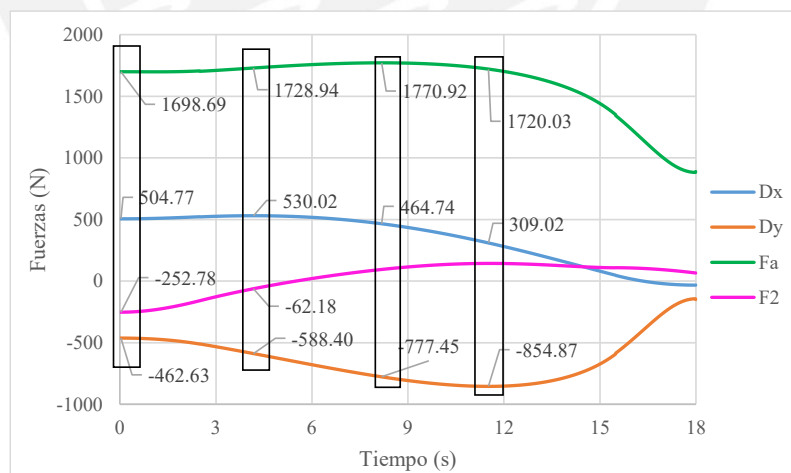


Figura 3.34. Variación de las cargas en el perfil de soporte.

En la Figura 3.35, se pueden ver los resultados obtenidos usando el software luego de la simulación, donde se aprecian las zonas de esfuerzos y deformaciones máximas para el primer instante crítico.

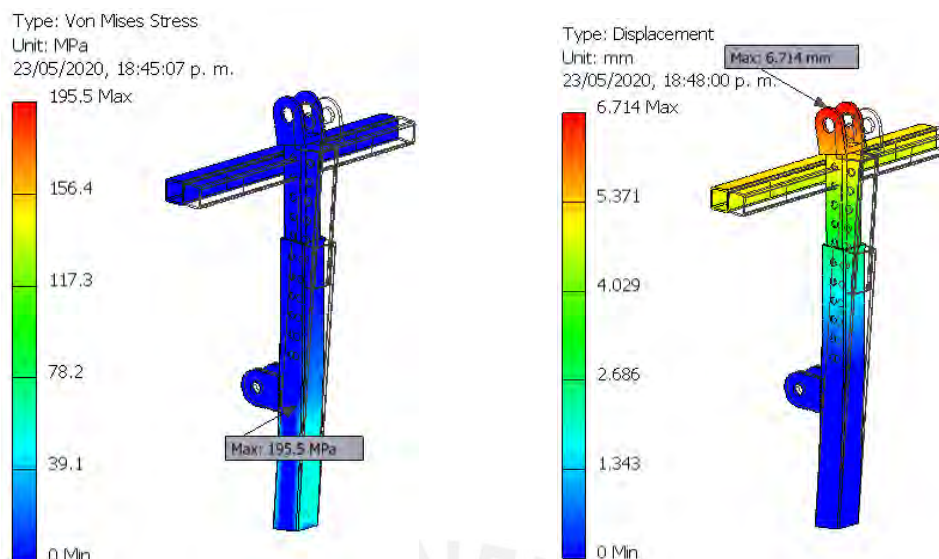


Figura 3.35. Valores críticos de resistencia en el perfil de soporte. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo.

Los resultados para cada instante, detallados en el Anexo B, se muestran resumidos en la Tabla 3.12, considerando que este elemento es del mismo material que el elemento anterior. El esfuerzo máximo es el esfuerzo equivalente según Von Mises y la deformación porcentual se determinó respecto a la altura total del perfil, ya que el punto más alto es el que se deforma más.

Tabla 3.12. Resultados de esfuerzos y deformaciones preliminares en el perfil de soporte.

Instantes	Esfuerzo máximo	Deformación unitaria máxima	Factor de seguridad
Instante crítico 1	195.5 MPa	1.26%	1.09
Instante crítico 2	180.5 MPa	1.11%	1.19
Instante crítico 3	170.9 MPa	1.01%	1.25
Instante crítico 4	147.78 MPa	0.83%	1.45

Como se observa en los resultados, hay una deformación excesiva en el extremo superior del elemento, la cual resultaría perjudicial para el funcionamiento del dispositivo, debido a que es un punto de unión con otro elemento. Asimismo, el factor de seguridad mínimo se encuentra cercano a la unidad. Por lo tanto, se optó por agregar la estructura adicional mostrada en la Figura 3.36.

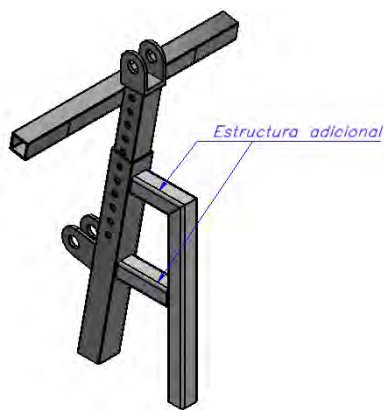


Figura 3.36. Estructura de refuerzo para el perfil de soporte.

En la Tabla 3.13 se muestra un resumen de los resultados finales obtenidos luego de añadir la estructura adicional, los cuales resultan aceptables debido a que la deformación se encuentra por debajo del 0.2% y el factor de seguridad más bajo se encuentra por encima de 2 unidades. Las ilustraciones de estos resultados se muestran en el Anexo B.

Tabla 3.13. Resumen de los resultados obtenidos para el perfil de soporte.

Instantes	Esfuerzo máximo	Desplazamiento máximo	Factor de seguridad
Instante crítico 1	96.14 MPa	0.12%	2.23
Instante crítico 2	81.18 MPa	0.14%	2.64
Instante crítico 3	81.1 MPa	0.12%	2.64
Instante crítico 4	76.39 -MPa	0.09%	2.8

3.6.4 Placa base

El cuarto elemento es la placa base. Este elemento es una plancha de aluminio de 3mm de espesor que posee perfiles soldados que aumentan su inercia. La placa tendrá como cargas externas las fuerzas que ejerce la persona a través de los pies en *A* y las fuerzas trasladadas por acción-reacción del marco fijo (punto *H*) y el perfil de soporte (punto *I*). De igual forma que los casos anteriores, las fuerzas en *A* se reparten de manera simétrica con respecto al plano sagital representando el apoyo de cada pie y la única restricción será un empotramiento en la base de las patas, las cuales están en contacto con el suelo. En la Figura 3.37 se muestra un esquema previo a la simulación.

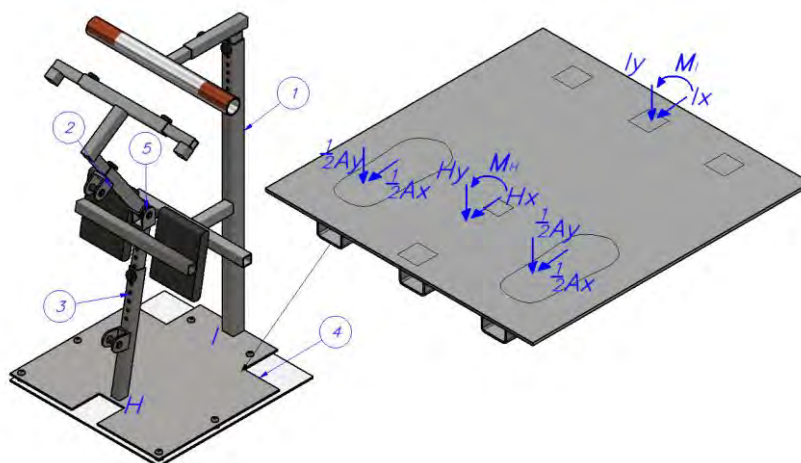


Figura 3.37. Esquema de simulación de la base.

Con el objetivo de obtener las reacciones para todo instante en H y en I , es necesario analizar los elementos marco fijo y perfil de soporte. Para ello, en la Figura 3.38 se muestra el DCL de cada elemento (se considera que las dimensiones fueron determinadas anteriormente) y, aplicando equilibrio estático, se obtienen las Ecuaciones 3.32 a 3.37.

$$I_x - C_x + F_2 \sin(\theta_1) = 0 \quad (3.32)$$

$$I_y - C_y - W_{mf} - F_2 \cos(\theta_1) = 0 \quad (3.33)$$

$$-M_I + F_2 \cos(\theta_1)l_8 - F_2 \sin(\theta_1)l_{10} + W_{mf}l_9 + C_y l_7 + C_x l_{12} = 0 \quad (3.34)$$

$$-F_a \cos(\theta_5) + H_x - D_x = 0 \quad (3.35)$$

$$-F_a \sin(\theta_5) + H_y - D_y - W_{ps} = 0 \quad (3.36)$$

$$\begin{aligned} -M_H + D_x l_{AD} \sin(\theta_1) - F_a \sin(\theta_5) l_{AG} \cos(\theta_1) - D_y l_{AD} \cos(\theta_1) + F_a \cos(\theta_5) l_{AG} \sin(\theta_1) \\ - W_{ps} l_{Wps} \cos(\theta_1) = 0 \end{aligned} \quad (3.37)$$

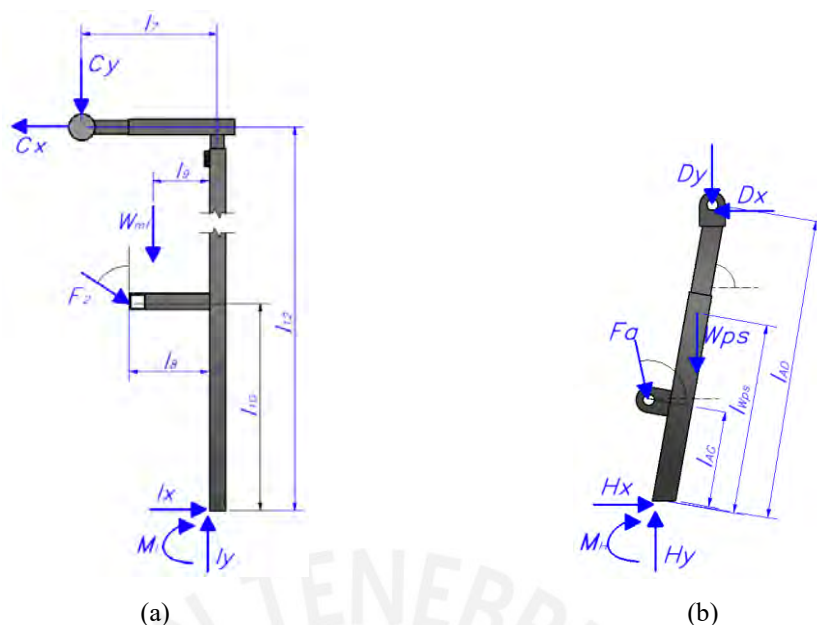


Figura 3.38. DCL del marco fijo (a) y del perfil de soporte(b).

Las Ecuaciones 3.32 a 3.37 permiten obtener los valores de las fuerzas y momentos en I y H en todo instante, mientras que los valores de las otras fuerzas de las que se tienen en las Ecuaciones fueron determinados en el análisis del marco fijo y del perfil de soporte. Asimismo, las reacciones en A para todo instante se determinaron usando las Ecuaciones 3.1 a 3.28. De esta forma, en la Figura 3.39 y Figura 3.40 se muestra cómo varían estas reacciones en el tiempo, así como los instantes críticos que serán analizados. En la Figura 3.39 y Figura 3.40 se puede ver que en el primer instante A_x , A_y , H_x , H_y , I_y y M_i alcanzan su máximo; en el segundo lo hace M_h y en el tercero I_x .

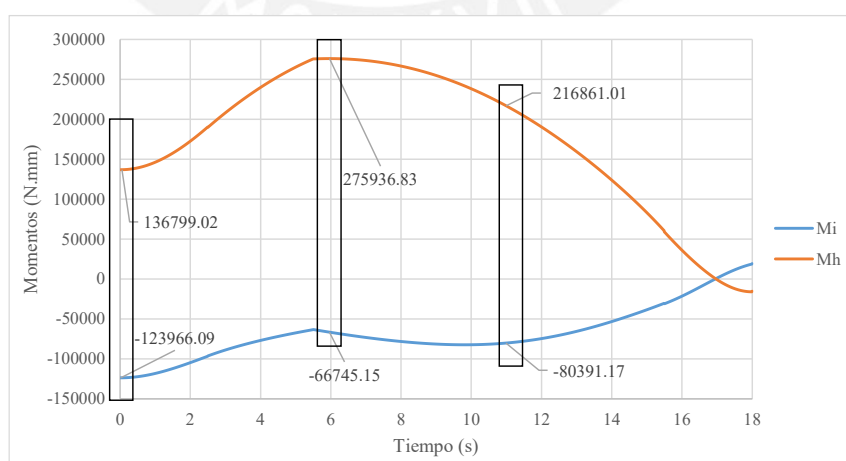


Figura 3.39. Variación de los momentos en la placa base.

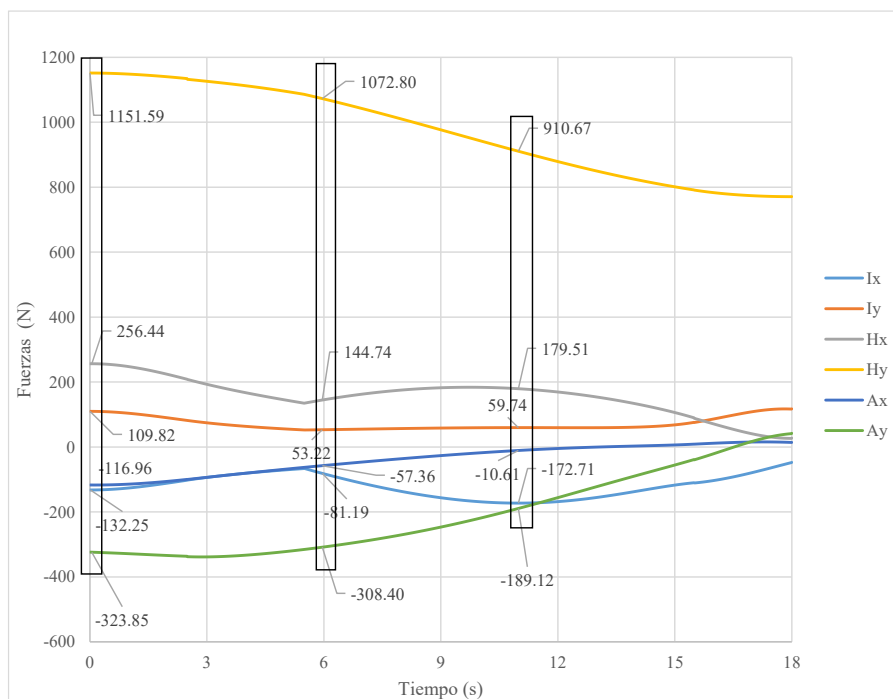


Figura 3.40. Variación de las fuerzas en la placa base.

En la Figura 3.41. Valores críticos de resistencia en la base. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo. se pueden ver los resultados obtenidos usando el software luego de la simulación, donde se aprecian las zonas de esfuerzos y deformaciones máximas para el segundo instante crítico.

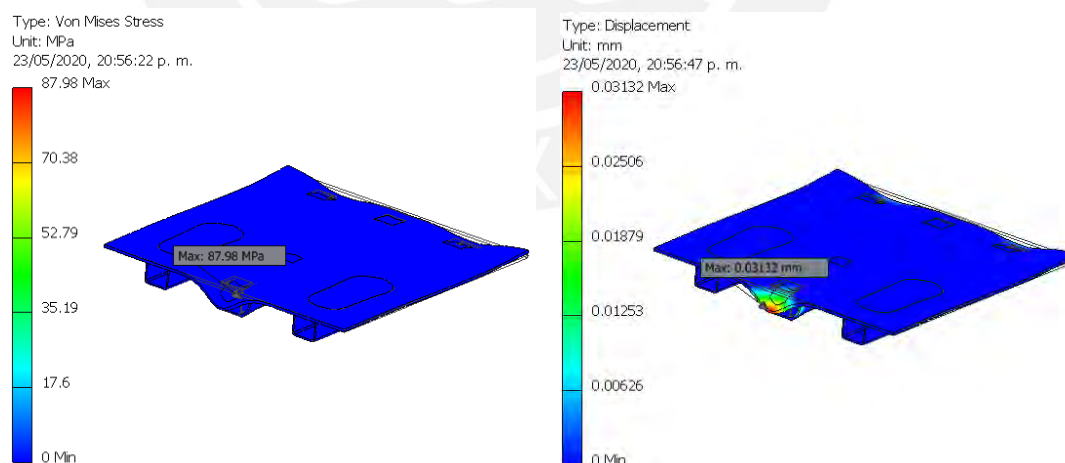


Figura 3.41. Valores críticos de resistencia en la base. (a) Esfuerzo máximo, (b) Desplazamiento máximo.

Los resultados para cada instante, detallados en el Anexo B, se muestran resumidos en la Tabla 3.14, considerando que este elemento es del mismo material que el elemento

anterior. El esfuerzo máximo es el esfuerzo equivalente según Von Mises y el desplazamiento porcentual se calculó respecto al lado más corto de la base.

Tabla 3.14. Resumen de los resultados obtenidos del elemento base.

Instantes	Esfuerzo máximo	Desplazamiento máximo	Factor de seguridad
Instante crítico 1	57.73 MPa	0.0038%	3.71
Instante crítico 2	88 MPa	0.0057%	2.43
Instante crítico 3	71.01 MPa	0.0047%	3.01

Estos resultados son aceptables debido a que la deformación se encuentra muy debajo del 0.1% y el factor de seguridad mínimo sobrepasa las 2 unidades.

3.6.5 Elementos en articulaciones

El elemento 5 representa a las horquillas y pines que se utilizarán en cada articulación, las cuales son los dos apoyos del actuador lineal y la unión entre el marco móvil y el perfil de soporte (puntos D , E y G), como se muestra en la Figura 3.42. La carga que soportan estos elementos son las fuerzas D_x , D_y y F_a , las cuales fueron determinadas para el análisis del perfil de soporte y el marco móvil.

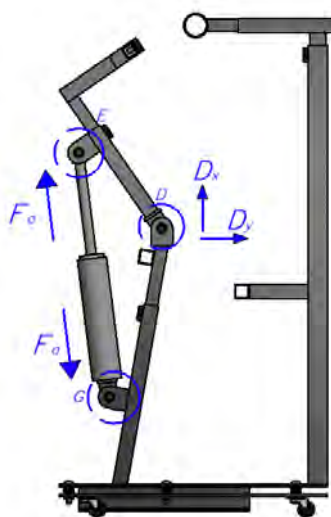


Figura 3.42. Ubicación de las articulaciones del dispositivo.

En este caso se debe comparar la resultante de las fuerzas en D con la fuerza F_a , para ello, en la Figura 3.43 se muestra cómo éstas varían en el tiempo. Claramente se

observa que la fuerza F_a , es superior en todo instante de tiempo, por lo que se tomará su valor máximo como condición crítica.

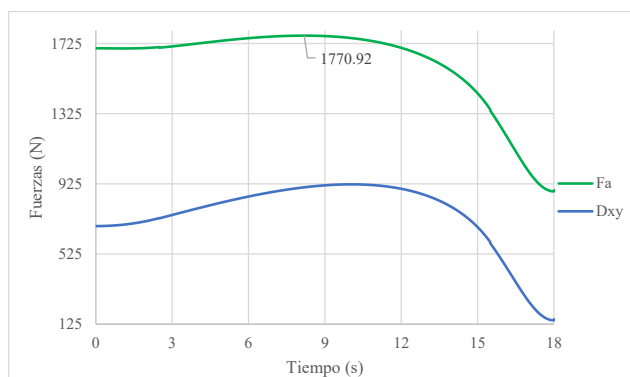


Figura 3.43. Variación de las cargas en las articulaciones.

En la Figura 3.44 se puede observar un esquema previo a la simulación, en el cual se tiene como carga externa la fuerza F_a y un empotramiento en la base de la horquilla. El pin que se propuso utilizar es uno de la norma ISO 2341A M12x60 de acero inoxidable AISI 304, mientras que la horquilla es de diseño propio y del mismo material que los elementos estructurales, aluminio 6063 T6.

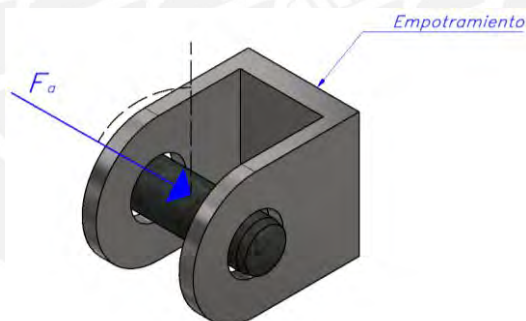


Figura 3.44. Esquema de simulación del mecanismo horquilla-pin

Luego de ejecutar la simulación se muestran los puntos de esfuerzo máximo y deformación máxima en la Figura 3.45.

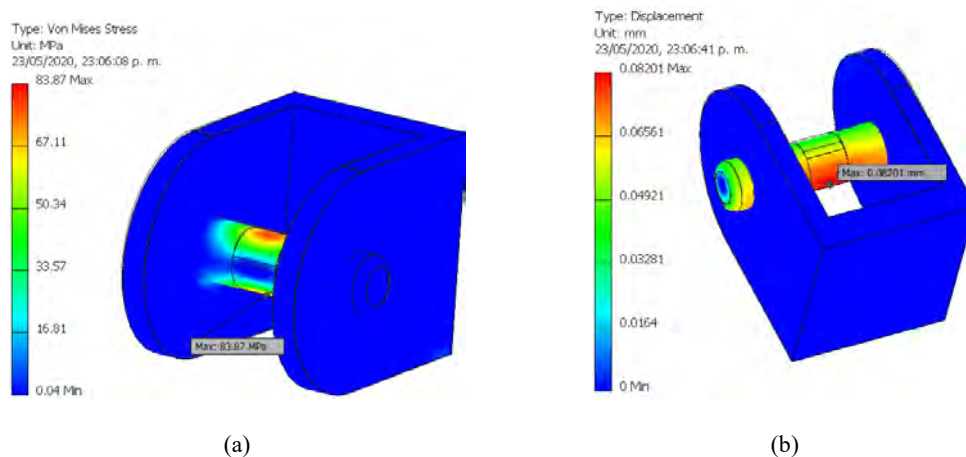


Figura 3.45. Esfuerzo máximo (a) y desplazamiento máximo (b) en el elemento horquilla-pin.

En la Tabla 3.15 se muestran estos resultados resumidos, donde el esfuerzo máximo es el equivalente según Von Mises y la deformación porcentual se calculó con respecto a la longitud del pin. Como se puede ver la deformación no supera el 0.2% por lo que es aceptable, así como el esfuerzo máximo ya que contempla un factor de seguridad por encima de 2 unidades.

Tabla 3.15. Resultados del análisis del mecanismo pin-horquilla.

Esfuerzo máximo	Deformación unitaria máxima	Factor de seguridad
83.87 MPa	0.16%	2.56

CAPÍTULO 4

DISEÑO ELECTRÓNICO Y DE CONTROL

En el siguiente capítulo se desarrollará de forma más detallada la lógica de funcionamiento que se presentó en el proyecto preliminar en el Capítulo 2. Luego, a partir de los requerimientos establecidos se seleccionarán los componentes electrónicos adecuados, de manera que el control propuesto para el sistema mecánico y para el dispositivo en general se ejecute correctamente. Asimismo, se presentará un diseño de la tarjeta electrónica en la que se conectarán estos componentes.

4.1 Funcionamiento general del dispositivo

El objetivo principal del dispositivo es asistir a la persona con discapacidad motriz en el proceso de bipedestación. Para lograr este objetivo, el dispositivo cuenta con un mecanismo articulado, accionado por un actuador lineal, el cual cumple la función de aumentar el ángulo de los muslos respecto a la horizontal. Es así, que el dispositivo, tendrá un controlador principal, responsable de enviar una señal de control al controlador del actuador lineal, el cual entregará suficiente corriente al actuador para que este pueda moverse. Para ello, el sistema contará con un sensor de giro y dos de fuerza que le brindarán información sobre el movimiento del sistema mecánico.

Asimismo, el dispositivo contará con un sistema de alertas que se transmitirán a través de una interfaz de usuario. La interfaz estará conformada por un botón de encendido, que cumple la función de energizar todo el sistema, un botón de apagado que

interrumpirá el paso de energía al sistema, dos botones de inicio de movimiento (uno para pararse y otro para sentarse), un arreglo de leds que se encenderán según el proceso actual y otro arreglo que se encenderán cuando se activen las alertas. Asimismo, contará con un botón de emergencia que, al ser presionado, activará el sistema de autobloqueo del actuador lineal deteniendo el dispositivo en la posición en la que se encuentre. El sistema de autobloqueo es un sistema mecánico que el actuador lineal posee para mantenerse en la posición en la que se encuentra sin consumir corriente eléctrica. En la Figura 4.1 se muestra el esquema general de operación.

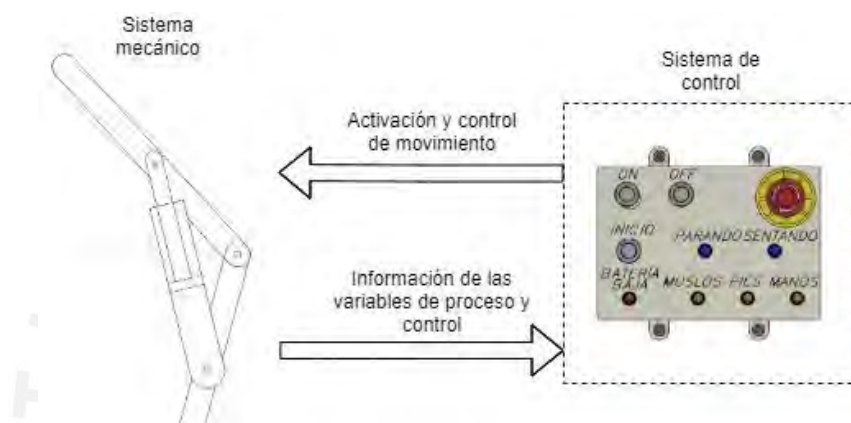


Figura 4.1. Esquema general del funcionamiento del dispositivo.

4.2 Diagrama de bloques

A continuación, se presenta el diagrama de bloques en la Figura 4.2, que representa la arquitectura de control del sistema mecánico propuesta, la cual debe ser programada en el controlador principal del dispositivo, y está centrada en el control del movimiento del actuador lineal y se basa en un tipo de control en cascada. Asimismo, en la Figura 4.3 se ilustra a qué parámetro hace referencia cada símbolo.

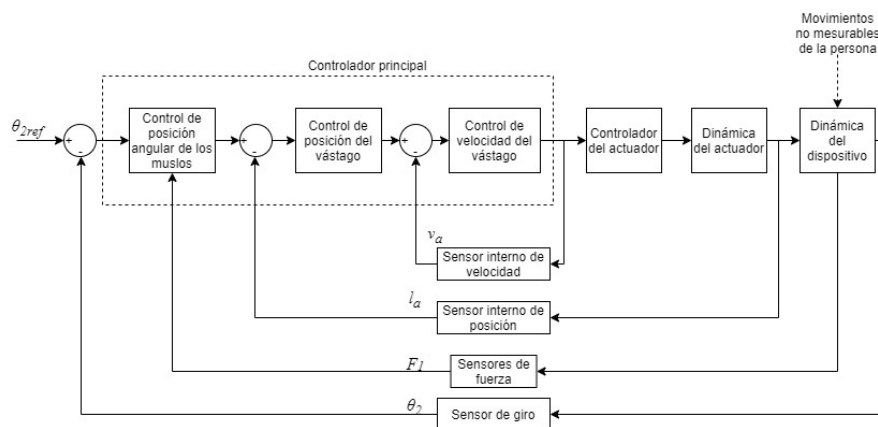


Figura 4.2. Diagrama de bloques de la arquitectura de control.

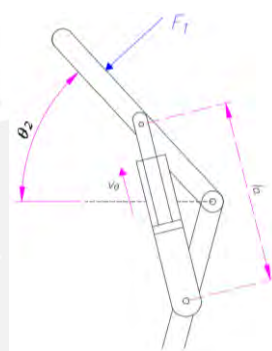


Figura 4.3. Parámetros necesarios en el proceso de control del sistema mecánico.

4.3 Diagrama de flujo

En las siguientes líneas se mostrará una propuesta del flujo que debe seguir la programación del controlador, de manera que cumpla con el funcionamiento general del dispositivo. Como se mencionó en el Capítulo 2, se propone el uso de un sistema en tiempo real (RTOS¹⁵), el cual permite que se realicen procesos de manera concurrente en períodos de tiempo muy cortos. Esto permite que la ejecución de estos procesos sea casi en paralelo y se ahorre recursos de hardware, ya que si no se requeriría más de un procesador. En la Figura 4.4 se ilustra la diferencia entre concurrencia y paralelismo.

¹⁵ Real-time operating system

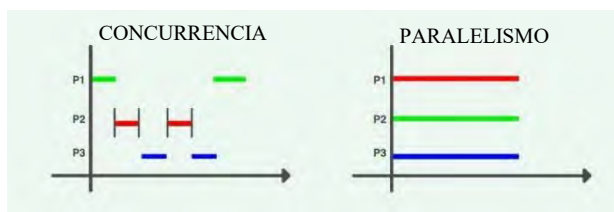


Figura 4.4. Diferencia entre concurrencia y paralelismo¹⁶.

De esta forma, en la Figura 4.5, se puede ver el flujo general del sistema, el cual está compuesto por tres tareas principales, las cuales serán ejecutadas de manera concurrente. En la Figura 4.6 se puede observar con detalle en qué consisten las dos primeras tareas, control de baterías y control de alertas.

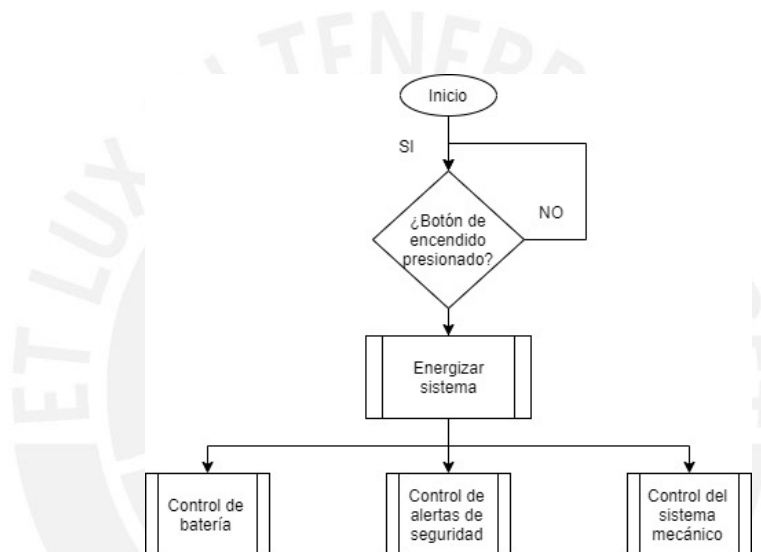


Figura 4.5. Diagrama de flujo general.

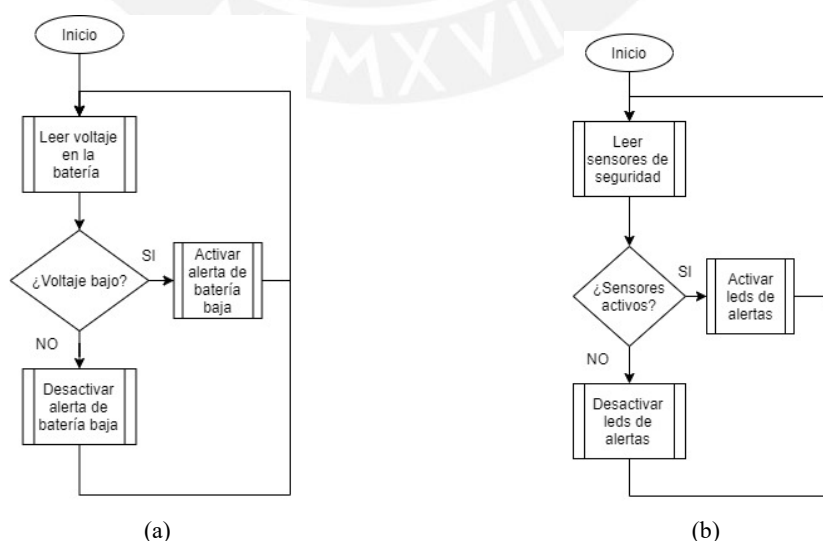


Figura 4.6. Diagramas de flujo. (a) Control del voltaje de la batería, (b) Control de alertas.

¹⁶Curso de programación básico Platzi: <https://platzi.com/clases/go-basico/>. Consulta: junio del 2020

En la Figura 4.7, se muestra de manera más específica la tarea de control del sistema mecánico, dentro de la cual, además, se ejecutarán dos tareas más de manera concurrente, que son la lectura de las señales de los sensores de fuerza y del acelerómetro, necesarias para el cálculo de la señal de control.

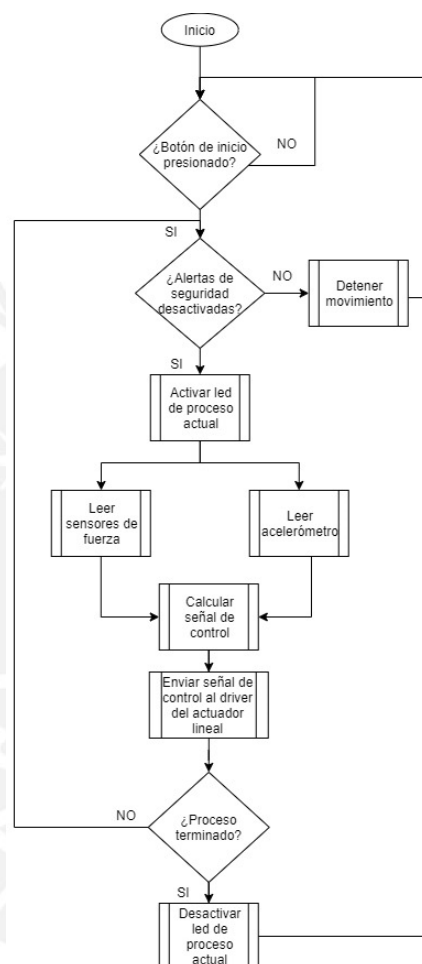


Figura 4.7. Diagrama de flujo del control del sistema mecánico.

Adicionalmente, en la Figura 4.8, se muestra la lógica de encendido y apagado que debe seguir el sistema. El encendido lo ejecutará un circuito electrónico, que enclavará el energizado de ambos controladores una vez que el botón de encendido se presione, esto quiere decir que, si el botón se suelta o se vuelve a presionar, no tendrá ningún efecto sobre el sistema. El apagado lo ejecutará el propio controlador principal con el objetivo de ahorrar energía y evitar daños a los componentes por un corte de energía repentino. Cabe mencionar que el botón de emergencia no se ha colocado en el

diagrama, debido a que este será el único mecanismo por el cual se realizará una interrupción abrupta del paso de energía.

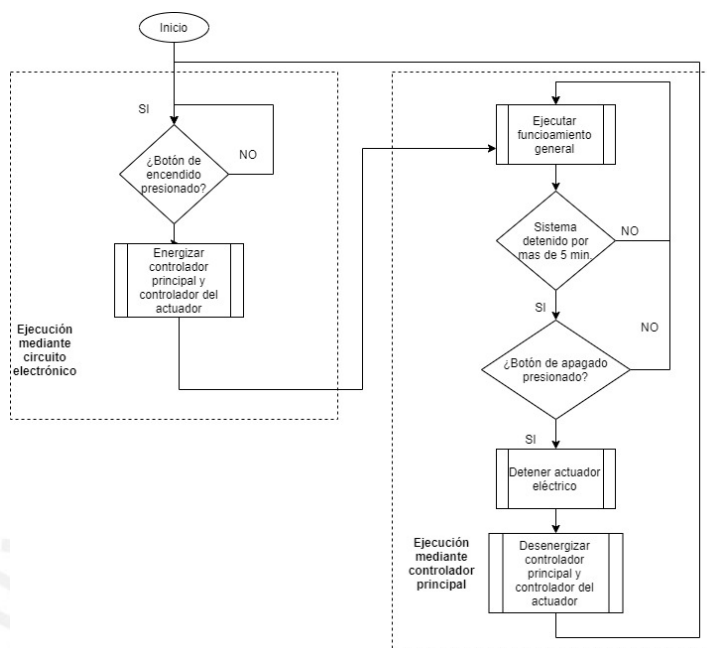


Figura 4.8. Diagrama de flujo de encendido y apagado.

4.4 Selección de componentes electrónicos

En el diagrama mostrado en la Figura 4.9 se presenta un esquema de cómo interactúan los componentes del sistema electrónico y de control. A continuación, se desarrollará la selección de los componentes más importantes teniendo en cuenta las características principales requeridas para su adecuado funcionamiento. La selección de los componentes más básicos como leds y botones se muestran en el Anexo E.

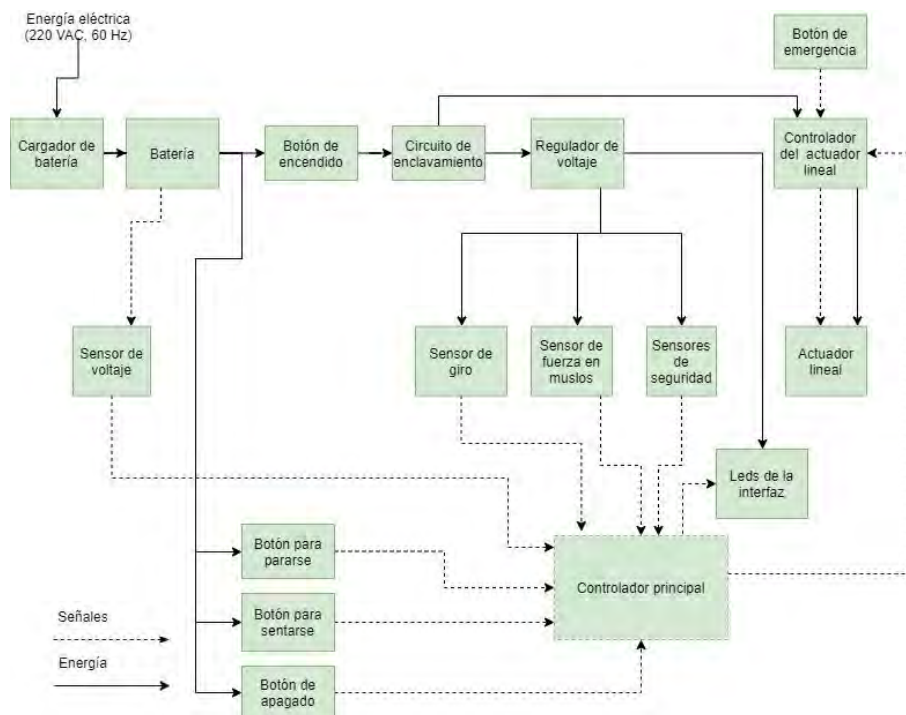


Figura 4.9. Arquitectura de hardware.

4.4.1 Circuito de encendido-apagado

El circuito mostrado en la Figura 4.10 será permitirá activar y apagar el sistema según la lógica establecida anteriormente en la Figura 4.8. El circuito cuenta con un tiristor SCR , el cual enclavará el circuito cuando se presione el botón de encendido B_{ON} , y un MOSFET¹⁷ M_{FT} , que se encargará de interrumpir el paso de la energía eléctrica bloqueando el tiristor, cuando el controlador principal envíe un pulso a través de una salida digital. Esta señal será enviada si se presiona el botón de apagado B_{OFF} o si el dispositivo ha estado en reposo por más de 5 minutos. En el circuito, además, se muestra el botón de emergencia E_{STOP} , el cual accionará el relé R_{LAY} y este último interrumpirá el paso de energía al circuito.

¹⁷ Metal-oxide-semiconductor field-effect transistor

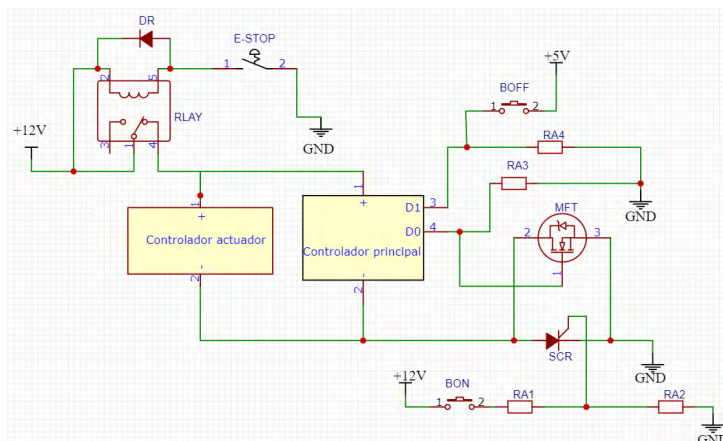


Figura 4.10. Circuito de encendido-apagado.

El componente SCR que se utilizará será el S6016, mostrado en la Figura 4.11 y que posee las características principales descritas en la Tabla 4.1. Esta selección se basó en la cantidad máxima de corriente que admite entre ánodo y cátodo, la cual debe ser superior a $11A$, considerando que el actuador puede consumir hasta $10A$ cuando llega a su carga máxima ($2000 N$) y el controlador principal un aproximado de $1A$.

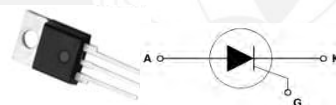


Figura 4.11. Tiristor SCR usado para enclavar el encendido.

Tabla 4.1. Características principales del tiristor para el encendido.

Corriente máxima RMS ánodo-cátodo	15 A
Voltaje puerta-cátodo de disparo (V_{GK})	1.5 VDC
Corriente de disparo (I_{GT})	30 mA

Con respecto al componente M_{FT} , se utilizará el IRL530, mostrado en la Figura 4.12, la selección se basó en la máxima corriente que puede admitir (igual valor que para el tiristor). Asimismo, se escogió un componente de activación lógica, es decir, que el voltaje de activación sea entre 3 a $5V$, que es lo que generalmente un controlador entrega a través de una salida digital. Como se observa en la Figura 4.13, la cual se extrajo de la hoja de datos, para un voltaje de activación de $5V$ la corriente entre el drenador y el surtidor puede llegar hasta $15A$ antes de saturarse.

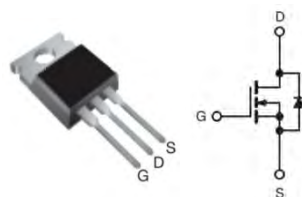


Figura 4.12. Transistor utilizado para apagado del dispositivo.

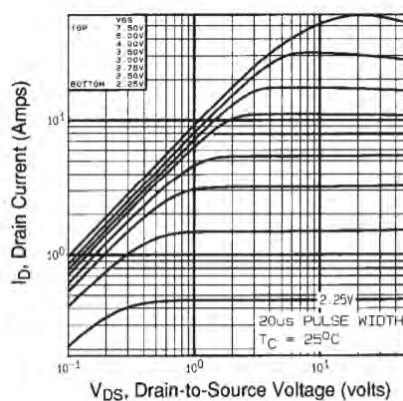


Figura 4.13. Características de salida típica del transistor para el apagado del dispositivo.

En relación a la parada de emergencia, el botón de emergencia no ha sido colocado directamente a en la línea principal de corriente, ya que por esa línea puede circular hasta $12A$, esto podría resultar un riesgo cuando la persona presione el botón. Es por eso que se usará un relé, con el cual la corriente que circula por el botón será menor a $1A$. Asimismo, se usará un diodo protector de código 1N4007 para eliminar los picos de corriente que puede haber cuando el botón de emergencia se libere y la bobina aún se encuentre cargada. El relé seleccionado es uno de código T9GV2L14-12 mostrado en la Figura 4.14 y cuyas características principales se observan en la Tabla 4.2. Se debe resaltar que se ha seleccionado uno que soporte una corriente mayor a $12A$ debido a que el motor representa una carga inductiva.

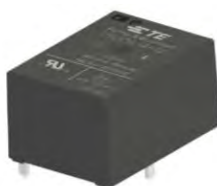


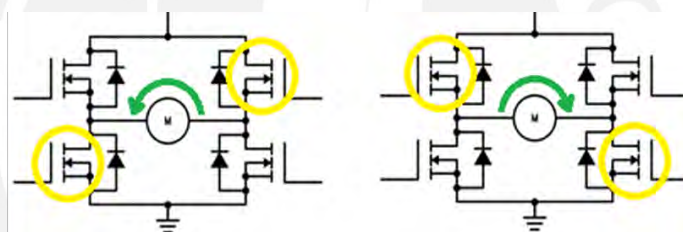
Figura 4.14. Relé R_{LAY} usado para parada de emergencia

Tabla 4.2. Características principales del relé para la parada de emergencia.

Característica	Valor
Corriente máxima en contactos	20 A
Voltaje de bobina	12 VDC
Corriente de bobina	75 mA

4.4.2 Controlador del actuador lineal

El actuador eléctrico seleccionado permite la opción de configuración con controlador incorporado, de manera que no será necesario seleccionar un componente adicional. El controlador está basado en un circuito de potencia integrado, denominado puente H, el cual es ampliamente utilizado para el control de motores de corriente continua. Como se muestra en el esquema de funcionamiento de la Figura 4.15, dependiendo de la configuración de los transistores, que funcionan como interruptores, el motor del actuador girará en un sentido o en otro, logrando así que el actuador se extienda o se retraiga.

Figura 4.15. Funcionamiento de un circuito puente H con transistores.¹⁸

El control de velocidad del actuador se realizará mediante una señal modulada por ancho de pulsos (PWM), la cual es una señal periódica cuadrada con una amplitud acotada entre 0-12V (amplitud requerida según hoja de datos). El ciclo de trabajo de la señal determinará la velocidad con la que se extenderá o se retraerá el actuador, teniendo en cuenta que cuando el ciclo es de 50%, el actuador estará detenido. En la Figura 4.16 se muestra una aclaración sobre este punto, considerando que el ciclo de trabajo es modificado por el controlador principal para regular la velocidad del actuador lineal.

¹⁸ <https://nomadaselectronicos.wordpress.com/2012/09/01/robo-silla-entrega-2-el-puente-h/>. Consulta: junio del 2020.

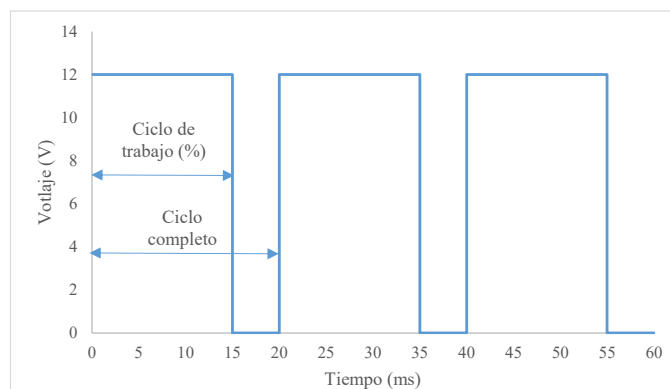


Figura 4.16. Señal PWM que se enviará al controlador del actuador lineal.

4.4.3 Sensor de giro

El requerimiento principal para el acelerómetro es que cumpla con los rangos de posición angular y velocidad angular del mecanismo articulado, los cuales ya se habían establecido en el Capítulo 2 y se muestran en la Figura 4.17, a manera de resumen.

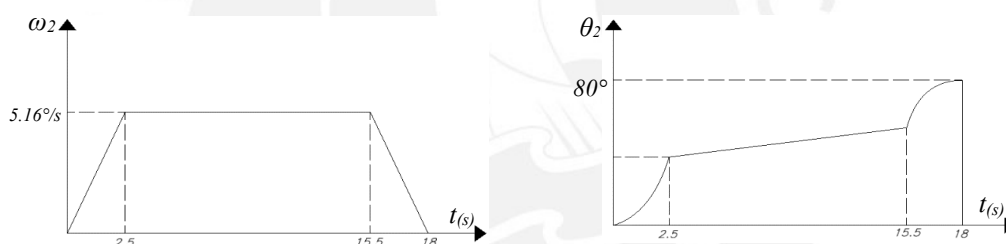


Figura 4.17. Condiciones cinemáticas establecidas del mecanismo articulado.

Actualmente existen circuitos integrados conocidos como IMU (unidad de medición inercial), que cuentan con acelerómetros, giroscopios y magnetómetros para medir los parámetros de movimiento hasta en 9 ejes, los cuales son muy utilizados debido a que son compactos, de bajo costo y no necesitan de mecanismos adicionales para su funcionamiento.

Es así que se ha seleccionado el sensor MPU-9250 de la marca Sparkfun mostrado en la Figura 4.18, el cual cuenta con un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro de 3 ejes cada uno, sin embargo, sólo se usará un eje de rotación del giroscopio para medir la velocidad angular del mecanismo y dos ejes del acelerómetro para medir su aceleración lineal, lo cual puede ser útil para determinar la señal de control. En la Tabla 4.3 se muestran las características principales de este componente.



Figura 4.18. Ilustración del sensor MPU-9250¹⁹

Tabla 4.3. Características principales del sensor MPU-9250.

Característica	Valor
Voltaje de alimentación	2.4-3.6V
Corriente de consumo	3.2 mA
Rango de mediciones	Giroscopio: ± 250 , ± 500 , ± 1000 y $\pm 2000^\circ/s$ Acelerómetro: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$
Resolución	16 bits ADC
Protocolo de comunicación	I ² C

4.4.4 Sensores de fuerza

Los sensores de fuerza estarán encargados de medir la fuerza de contacto normal que existe entre los muslos y las fajas que los sujetan. Esta medición se realizará con el objetivo de brindar esta señal al controlador, de manera que ya no necesite estimarla usando todas las Ecuaciones planteadas según el modelo biomecánico de la persona. En la Figura 4.19, se puede observar la fuerza que se medirá mediante los sensores y el lugar donde se ubicarán.

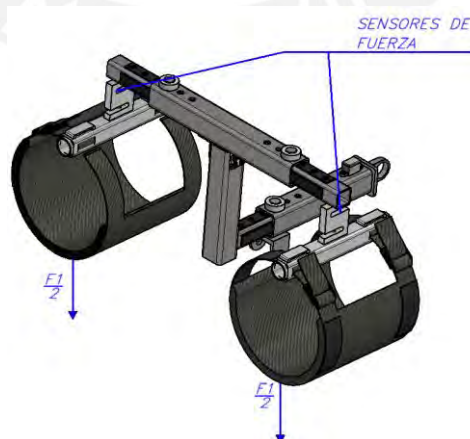


Figura 4.19. Ubicación de los sensores de fuerza y carga que medirán.

¹⁹ Acelerómetro Sparkfun: <https://www.sparkfun.com/products/13762>. Consulta: junio del 2020

El método que se propone usar para medir esta fuerza es mediante una celda de carga. Una celda de carga es una estructura compacta que en su interior contiene galgas extensiométricas, las cuales son sensores que varían su resistencia en relación a su deformación. Existen diferentes tipos de celdas de carga según su aplicación, pero en este caso, se usará una celda de carga en forma de S, la cual admite fuerzas de tracción y compresión. Este tipo de celdas poseen agujeros para colocar pernos a través de los cuales se aplicará la carga, como se muestra en la Figura 4.20.

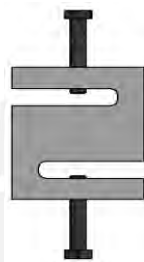


Figura 4.20. Celda de carga tipo S.

El parámetro necesario para seleccionar la celda de carga es básicamente el rango de cargas que puede soportar. En el caso de este dispositivo, es el rango que abarca la fuerza F_l (fuerza perpendicular entre el dispositivo y la persona). En la Figura 4.21, se muestra como varía la fuerza F_l en el tiempo, observando que el rango de valores es entre 136 y 1137 N. Sin embargo, estos valores deben ser repartidos simétricamente por cada pierna, de manera que cada sensor de fuerza tendrá entre 68 y 568 N de carga. Teniendo en cuenta estas consideraciones, se seleccionará el sensor de fuerza de la marca CALT, mostrado en la Figura 4.22, el cual soporta de 5-103kg. De esta forma, será necesario usar dos unidades (una para cada pierna).

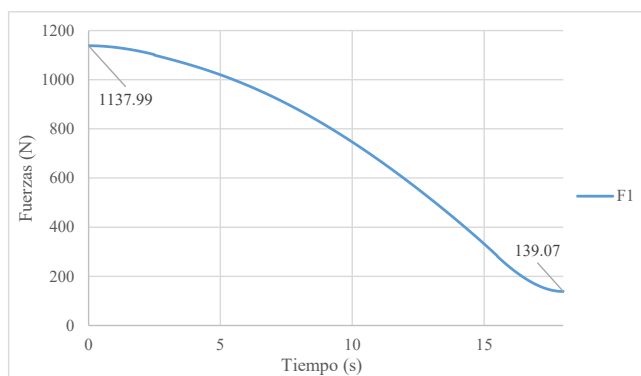


Figura 4.21. Variación de la fuerza entre las fajas y los muslos.



Figura 4.22. Sensor de fuerza CALT.²⁰

Las dos celdas serán conectadas en paralelo con el objetivo de obtener la fuerza promedio, la cual debe ser multiplicada por dos ya que se requiere la suma de las fuerzas medidas por cada sensor. Normalmente las celdas de carga entregan una señal de muy baja amplitud que no podrá ser leída por el controlador, por lo que se requiere de un circuito amplificador adicional que adapte esta señal. Por lo tanto, se usará la placa electrónica de la marca Sparkfun, mostrada en la Figura 4.23, que amplificará la señal para que esta pueda ser leída por el controlador.



Figura 4.23. Amplificador de señales de celdas de carga²¹

4.4.5 Sensores de seguridad

Con el objetivo de verificar que el usuario haya tomado en cuenta los tres puntos de sujeción, se colocarán fotoresistencias (LDR²²), las cuales funcionarán como sensor de seguridad. Estos dispositivos se ubicarán en las zonas de fijación de manera que cuando la persona tenga contacto con estas zonas, impedirá que la luz incida directamente sobre el sensor, lo que generará un cambio en la resistencia que será interpretado por el controlador como una señal de confirmación de que la persona ha tomado en cuenta el punto de sujeción. En la Figura 4.24 se muestran los puntos de

²⁰ Miniature Load sensor: https://es.aliexpress.com/item/32975876457.html?spm=a2g0o.productlist.0.0.59612540tHNCxg&algo_pvid=b96571c0-499c-44a3-87b6-f0507ec0172d&algo_expid=b96571c0-499c-44a3-87b6-f0507ec0172d-5&btsid=0ab6f8ad15917837239755760eaa4e&ws_ab_test=searchweb0_0_searchweb201602_0_searchweb201603_ Consulta: junio del 2020

²¹ Load Cell Amplifier-HX711: <https://www.sparkfun.com/products/13879>. Consulta: junio del 2020

²² Light-dependent resistor

ubicación de cada sensor. Se utilizarán ocho sensores en total, uno sobre cada apoyo para cada apoyo de las manos, uno sobre cada apoyo de los pies y dos en cada faja para sujetar los muslos.

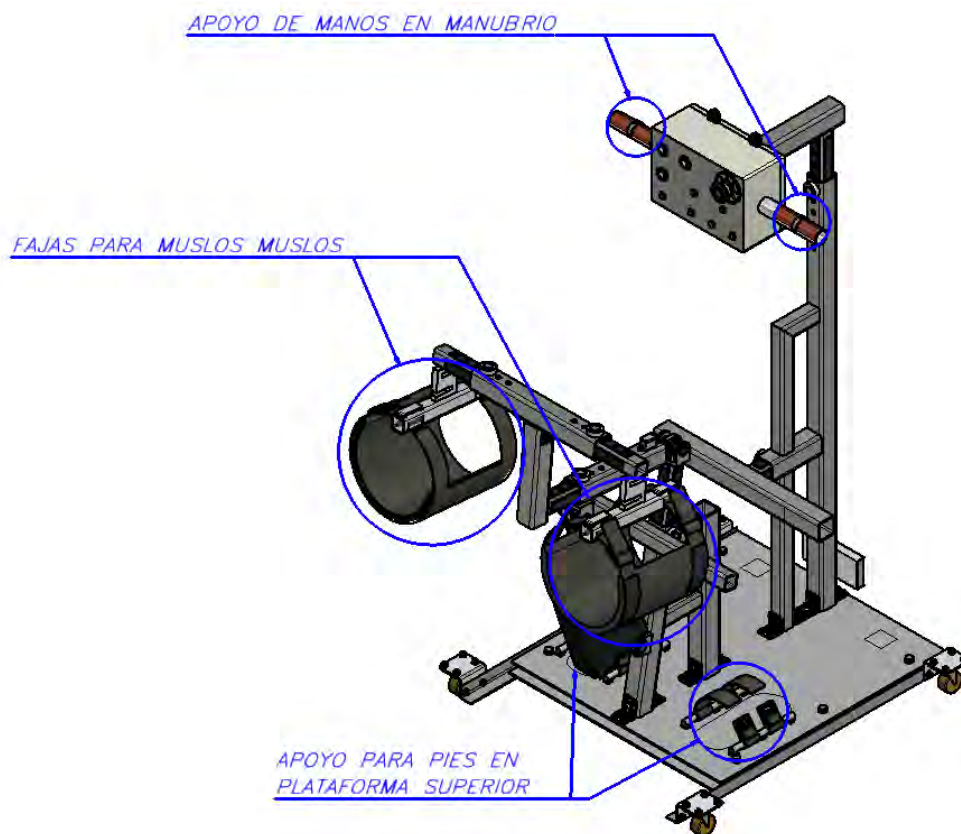


Figura 4.24. Ubicación de los sensores LDR en el dispositivo.

Con el objetivo de fijar cada sensor al dispositivo se usarán soportes que serán fabricados mediante impresión 3D debido a su forma particular. En Figura 4.25 se muestran la forma de montaje en cada ubicación.

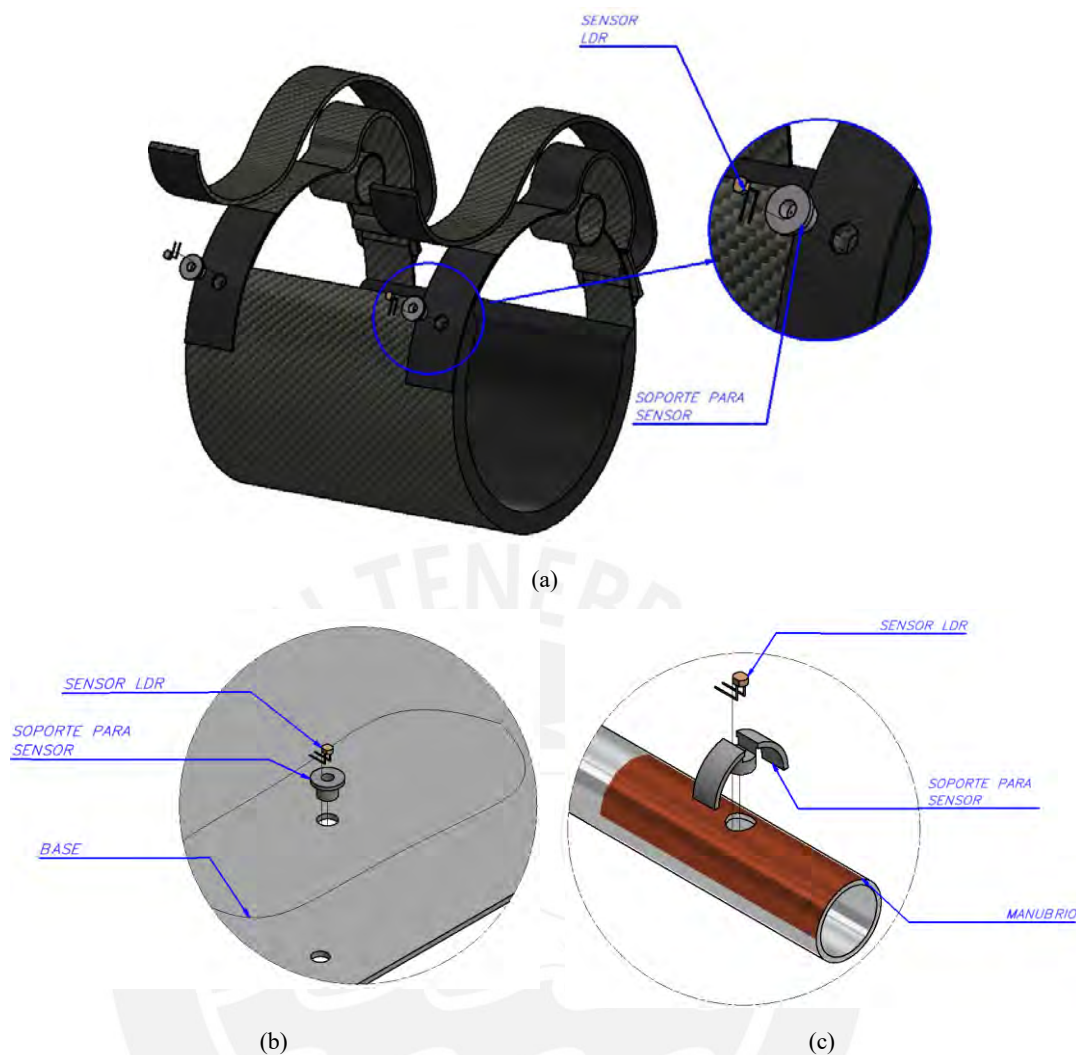


Figura 4.25. Montaje de sensores LDR (a) Fajas para los muslos, (b) Base para pies y (c) Manubrio.

Los detalles sobre los cálculos y el circuito de implementación se muestran en el anexo E.

4.4.6 Controlador principal

El controlador principal es el encargado de gobernar la lógica de funcionamiento del dispositivo, integrando los componentes electrónicos con el sistema mecánico. La selección de este componente se realizará en base a la cantidad y el tipo de entrada de los periféricos. En la Tabla 4.4 se muestra un resumen de estos requerimientos.

Tabla 4.4. Requerimientos de los periféricos.

Nombre del periférico	Entradas/Salidas	Voltaje de la señal
Leds de alertas	6 salidas digitales	5V
Botones (inicio, apagado)	2 entradas digitales	5V
Sensor de giro	1 entrada digital, 1 salida digital (I ² C)	3.3V
Sensores de fuerza	1 entrada digit./analog., 1 salida digit./analog.	3.3V
Sensores de seguridad	8 entradas digitales	5V
Sensor de batería baja	1 entrada analogica	5V
Sensor de posición actuador	1 entrada digital	10V
Señal de control actuador	1 salida digital PWM	12V

Es así que se propone el uso del microcontrolador Arduino Mega (Figura 4.26), el cual posee 54 pines digitales de entrada/salida, 15 de los cuales pueden ser utilizados como señal PWM. Asimismo, posee 2 pines adicionales para comunicación I²C y 16 pines de entradas analógicas. Adicionalmente, tiene salidas de voltaje de 3.3V y 5V, las cuales serán usadas para la alimentación de los periféricos, evitando así, el uso de un regulador de voltaje adicional.

Figura 4.26. Microcontrolador Arduino Mega 2560.²³

La programación en este controlador resultará más sencilla debido a que existen librerías para interactuar con el sensor de giro y los sensores de fuerza, además de una librería para programación en tiempo real, que es la técnica de programación que se propuso en el diagrama de flujo mostrado en el subcapítulo 4.3.

La desventaja de este controlador es que sólo puede generar ondas PWM de 0-5V, las cuales no podrían ser interpretadas por el controlador del actuador, ya que este debe recibir una señal de 0-12V. La situación es similar para el sensor de posición del actuador, ya que entrega una señal PWM de 0-10V y el controlador Arduino Mega sólo puede leer señales de 0-5V.

²³ Arduino Mega 2560: <https://store.arduino.cc/usa/mega-2560-r3>. Consulta: junio del 2020

Es por eso que se deben implementar dos circuitos de adaptación de estas señales. Para la señal PWM enviada al controlador del actuador se usará un amplificador no inversor (Figura 4.27a), mientras que para la señal PWM que recibe el controlador principal se usará un divisor de voltaje (Figura 4.27b). Más detalles sobre el cálculo y los componentes utilizados se muestran en el Anexo D.

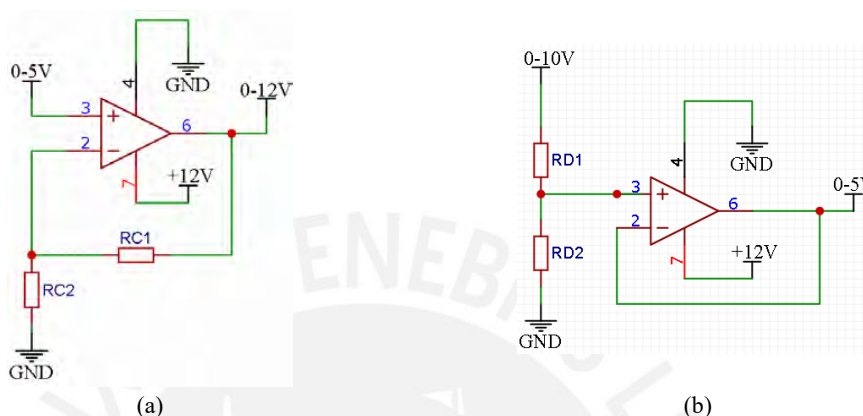


Figura 4.27. Circuitos de adaptación de señales PWM.

4.4.7 Almacenamiento de energía

Debido a que el dispositivo puede trasladarse dentro del hogar, es necesario que cuente con una fuente de energía eléctrica portátil, por lo que usará una batería, la cual será del tipo LiPo. Este tipo de baterías son muy usadas en equipos portátiles ya que entregan un consumo de corriente considerable y ocupan poco espacio.

Los voltajes nominales en estas baterías son generalmente un múltiplo de $3.7V$, ya que están conformadas por varias baterías en serie de este voltaje. Para el caso del dispositivo diseñado, los componentes que restringen el voltaje son: el actuador lineal, el cual funciona con $12V$, admitiendo una variación de $\pm 20\%$ y el controlador principal, que admite un voltaje de $6-20V$. Los demás periféricos se podrán alimentar con los voltajes regulados que entrega el controlador principal ($3.3V$ y $5V$). Por esta razón, se usará una batería con un voltaje nominal de $11.1V$, la cual puede funcionar sin problemas debido a que su voltaje en carga completa es de $12.6V$ y su voltaje cuando está descargada disminuye hasta $9V$.

El otro parámetro requerido para la batería es la corriente que puede entregar, la cual se mide en Ah (Amperios hora). Para ello, en la Tabla 4.5 se muestra un análisis de la energía que consumen los diferentes componentes del dispositivo. Como el voltaje de alimentación de la mayoría de componentes es diferente al de la batería, se realizó una conversión a la corriente que consumirían si su voltaje fuera de $12V$. Con ese fin, se hizo uso de la Ecuación 4.1, que se obtiene de mantener la energía constante.

$$P_{constante} = V_{comp} I_{comp} = V_{bat} I_{bat} \quad (4.1)$$

Tabla 4.5. Análisis de energía requerida para la batería.

Componente o circuito	Potencia del componente		Potencia de la batería		Capacidad en el ciclo		Capacidad en un día
	Voltaje (V)	Corriente (mA)	Voltaje (V)	Corriente equivalente (mA)	Tiempo (s)	Energía requerida (mAh)	Energía requerida (mAh)
Actuador eléctrico y su controlador	11.1	12000 ²⁴	11.1	12000	18	60	2700
Controlador principal	11.1	93	11.1	93	18	0.465	20.925
Circuito de Leds indicadores	425	420	11.1	189.19	18	0.946	42.57
Sensor de giro	3.3	4.3	11.1	1.28	18	0.0064	0.288
Sensores de fuerza	3.3	7.8	11.1	2.32	18	0.0116	0.522
Sensores de seguridad	5	3.33	11.1	1.5	18	0.0075	0.338
Circuito adaptador de señal PWM	11.1	3.58	11.1	3.58	18	0.0179	0.806
Tiristor SCR	11.1	32	11.1	32	1 ²⁵	0.0044	0.198
Capacidad total requerida (mAh)							2765.65

Se debe precisar que, la batería debe suministrar suficiente energía para que el equipo realice hasta 45 ciclos de operación (proceso de pararse o sentarse), esto establecido en los requerimientos según el número de veces en promedio que una persona realiza esta acción durante el día. Entonces, si cada ciclo dura 18 segundos, el dispositivo estará funcionando de forma efectiva durante 0.225 horas, sin embargo, la batería debe seleccionarse con un margen de seguridad por las pérdidas de energía que se dan cuando el equipo se encuentra en estado de reposo, las cuales no serán de gran magnitud gracias a la función de auto-apagado que se describió en el subcapítulo 4.4.1.

²⁴ Corriente que consume el actuador cuando trabaja a máxima carga con un margen de seguridad de 20%

²⁵ Se considera este tiempo corto debido a que sólo ocurre cuando la persona pulsa el botón de encendido.

Con las consideraciones planteadas anteriormente, en la Figura 4.28 se muestra la batería LiPo seleccionada de la marca Mouseworth²⁶, la cual es de 3 celdas, con 11.1V como voltaje nominal y con una capacidad de 3300 mAh. Esta batería, además, cuenta con una placa electrónica interna que controla el límite de carga y descarga para evitar deterioros. Es importante resaltar que el límite de descarga de esta batería es de 25 veces su valor nominal de corriente, es decir puede entregar hasta 82.5 A, lo cual supera ampliamente el consumo que requiere el dispositivo el cual es de 12 A como máximo.

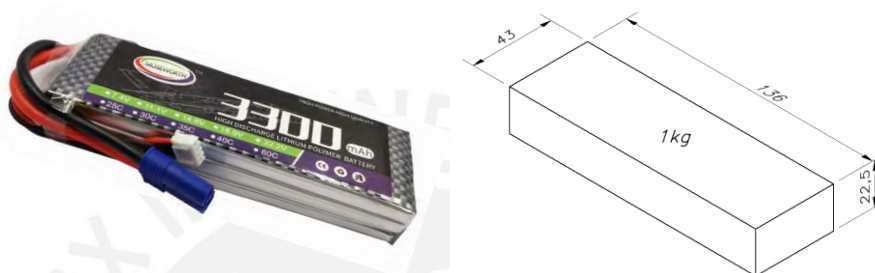


Figura 4.28. Batería seleccionada para el dispositivo.

Adicionalmente, se seleccionará el cargador para baterías LiPo mostrado en la Figura 4.29, el cual es recomendado y distribuido por la misma marca de la batería. El cargador se encargará de adaptar la energía de corriente alterna a continua para elevar la carga de la batería, cuando esta se haya agotado.



Figura 4.29. Cargador seleccionado para la batería del dispositivo.²⁷

Con el objetivo de que la batería sea de fácil extracción y no haya necesidad de trasladar todo el dispositivo para recargarla, esta se ubicará en una placa de aluminio

²⁶ Batería 11.1V: https://es.aliexpress.com/item/32728080660.html?gps-id=6311502&scm=1007.24625.129096.0&scm_id=1007.24625.129096.0&scm-url=1007.24625.129096.0&pvid=04c8cbcf-0bc0-4fdf-b881-f98db8534465&spm=a2g0o.store_home.fullPieceDiscountItemList_42294906.32728080660. Consulta: junio del 2020

²⁷ B3 Lipo Charger: <https://es.aliexpress.com/item/32440418894.html?spm=a219c.12010612.8148356.3.4fb56e48r8DPm6>. Consulta: junio del 2020.

que se muestra en la Figura 4.30, la cual será de un espesor muy delgado, de manera que presente flexibilidad y el ajuste de la batería sea por encaje.

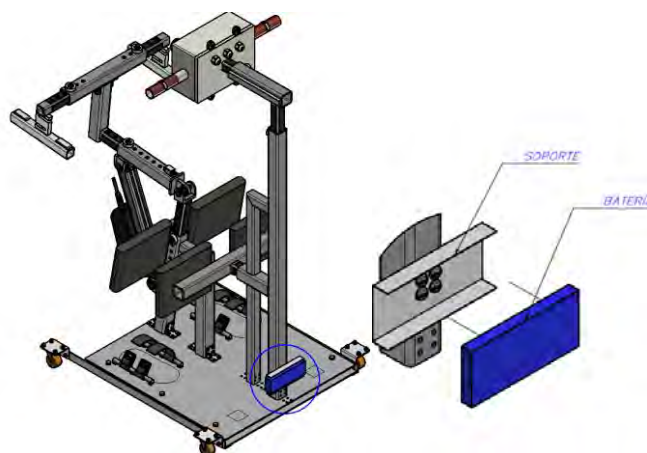


Figura 4.30. Ubicación y montaje de la batería.

4.5 Tarjetas electrónicas

Con el objetivo de separar el circuito de potencia y de control, se ha propuesto la elaboración de dos placas electrónicas, una que se encargará del circuito de encendido/apagado general y otra que se ubicará sobre el controlador principal, la cual recibirá todas las señales de control. La conexión entre las dos placas se realizará mediante cables según el esquema mostrado en la Figura 4.31, donde además se indican las conexiones externas.

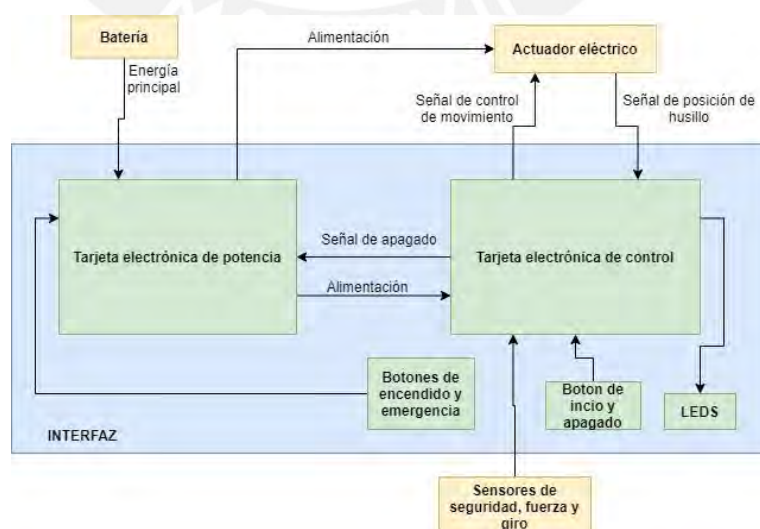


Figura 4.31. Esquema general de conexiones de las tarjetas electrónicas.

Ambas placas han sido desarrolladas usando el software libre EasyEDA, con el que primero se realizó un esquemático (ver Anexo F) y luego se procedió a realizar el ruteo de las pistas de conexión. En la Figura 4.32 se muestra el resultado para ambas placas.

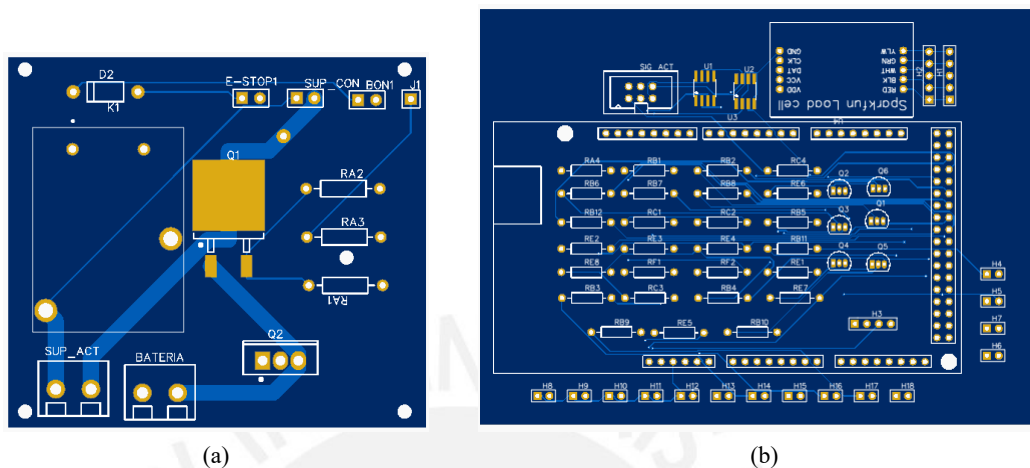


Figura 4.32. Placas electrónicas (a) Circuito de potencia, (b) Circuito de control.

4.6 Carcasa para interfaz

Con la finalidad de albergar los componentes que conforman la interfaz y las placas electrónicas, se ha diseñado una carcasa que además protegerá al usuario del contacto directo con las conexiones eléctricas. El diseño propuesto permite un ensamblado y desensamblado sencillo, ya que consta de dos partes que se unirán por tornillos. En las Figura 4.33 y Figura 4.34 se puede observar la carcasa armada, la cual será ubicada en el manubrio

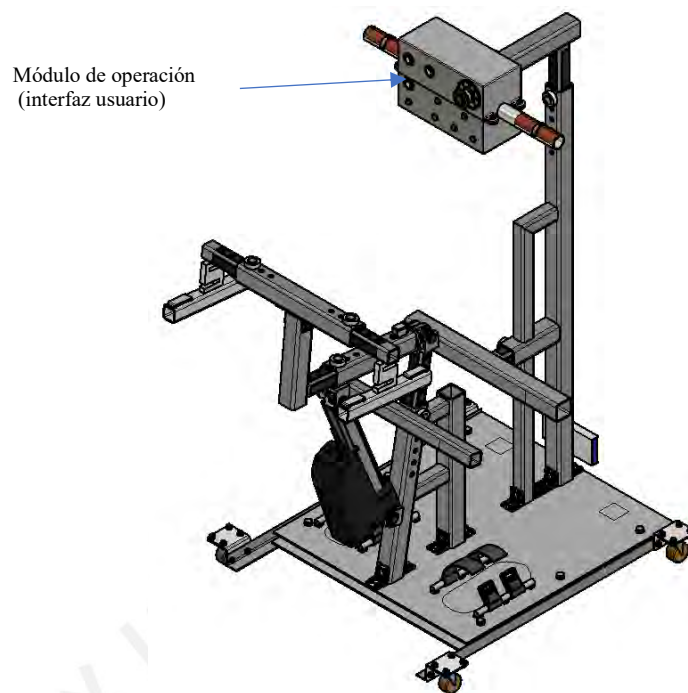


Figura 4.33. Ubicación de la carcasa en el dispositivo.

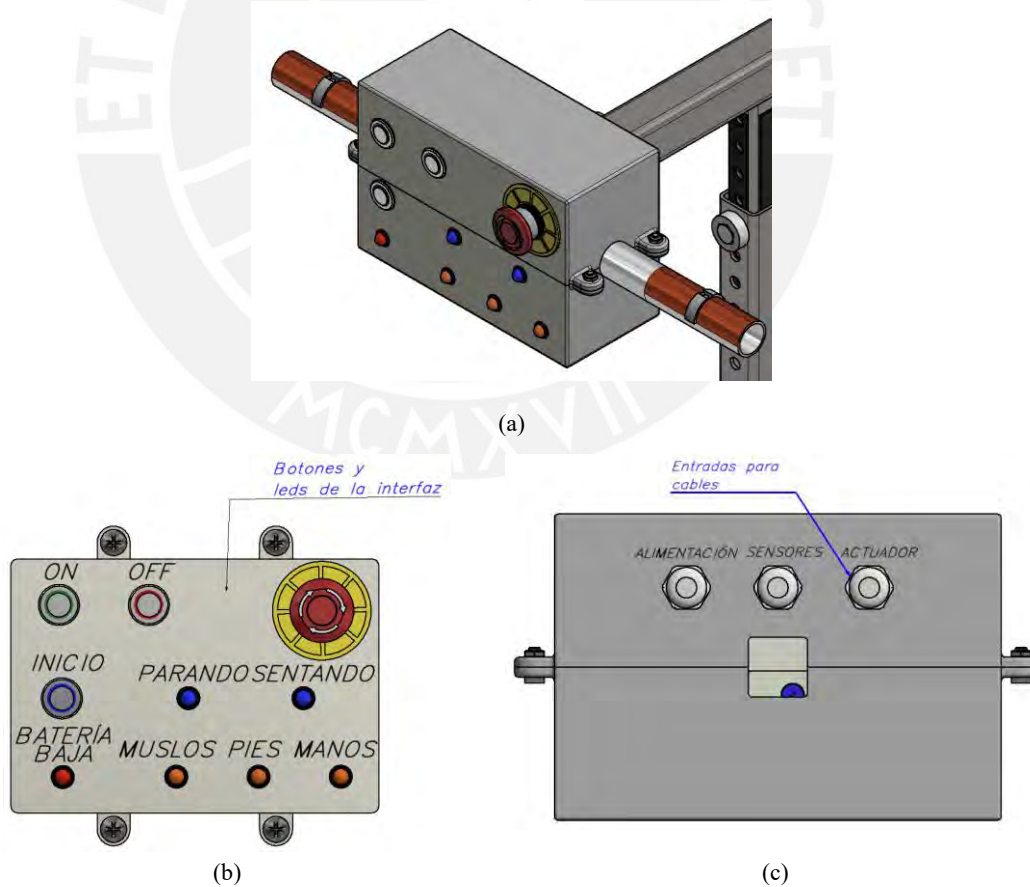


Figura 4.34. Carcasa del exterior interfaz de usuario (a) Vista isométrica, (b) Vista frontal y (c) Vista posterior.

Asimismo, en las Figura 4.35 se muestra el interior de la carcasa, donde se fijarán ambas tarjetas mediante tornillos.

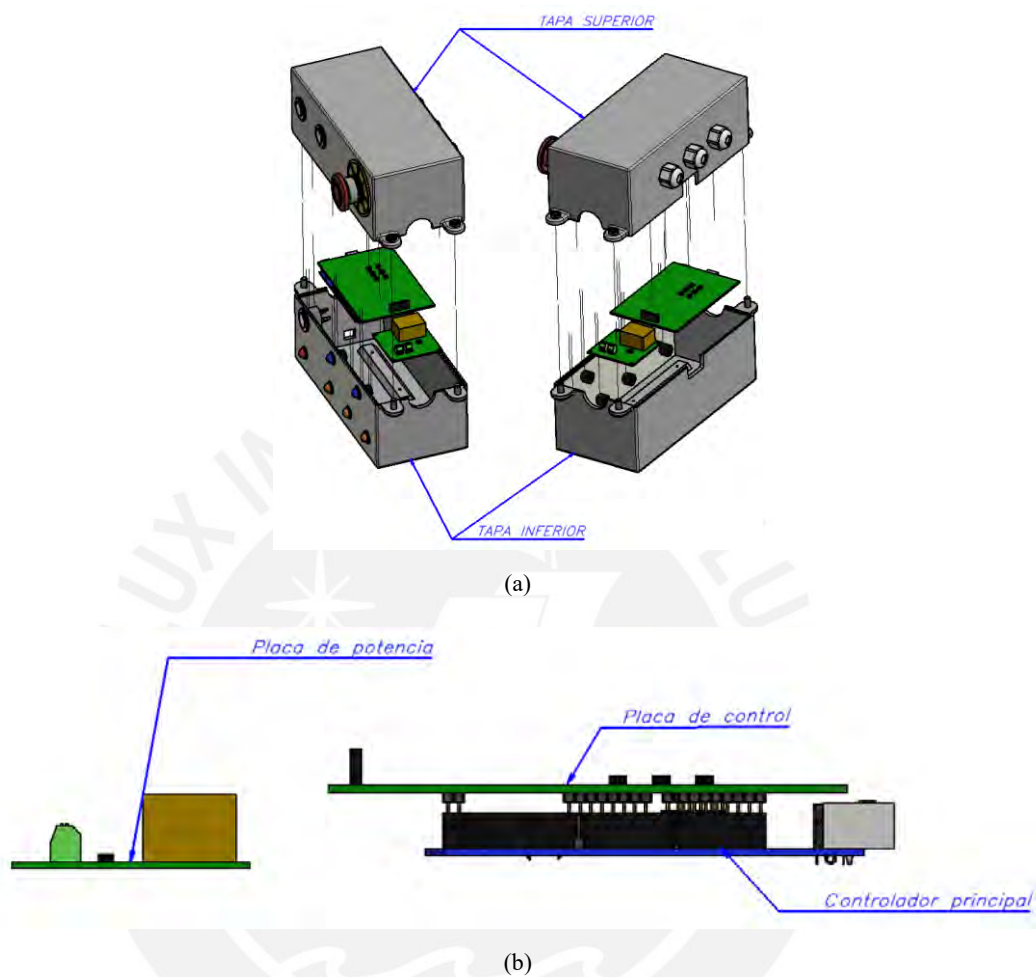


Figura 4.35. Interior de la carcasa (a) Modelo 3D en explosión, (b) Vista frontal

CAPÍTULO 5

DISPOSITIVO FINAL, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En el presente capítulo se mostrará el diseño final del dispositivo, donde se integran todos los componentes descritos anteriormente y accesorios adicionales. Asimismo, se presentará una lista de los planos de despiece de cada elemento a fabricar y los planos de ensamble del dispositivo general. Por último, se detallará la estimación de costos del dispositivo diseñado, donde se toma en cuenta el costo de los componentes, fabricación y diseño.

5.1 Diseño final del dispositivo

A continuación, en la Figura 5.1 y 5.2 se muestra la integración final del dispositivo en diferentes vistas. Se han añadido algunos componentes para el montaje de algunos componentes, además de otros accesorios. En la Figura 5.3 se muestra la forma de fijación de las almohadillas y las tapas de los tubos.

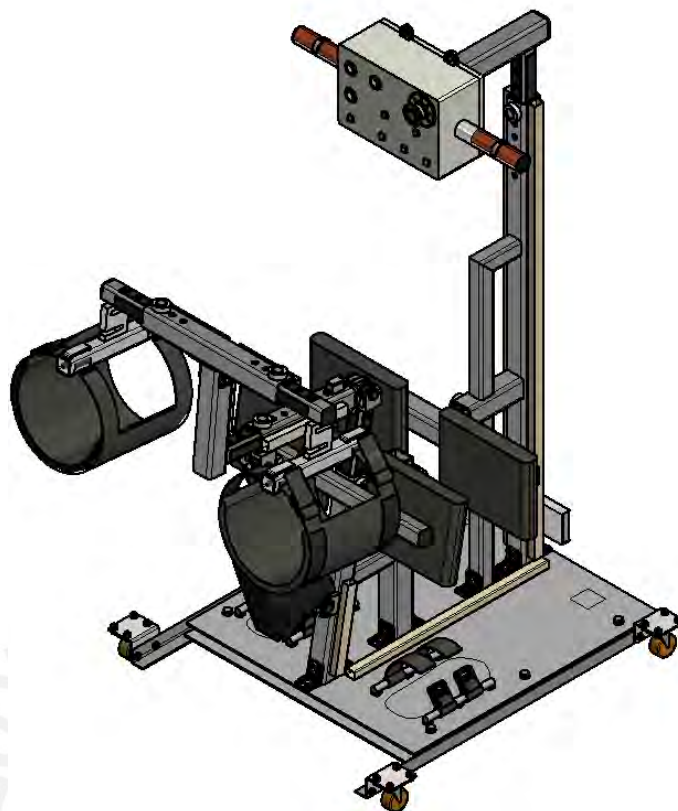


Figura 5.1. Vista en isométrico del diseño final del dispositivo.

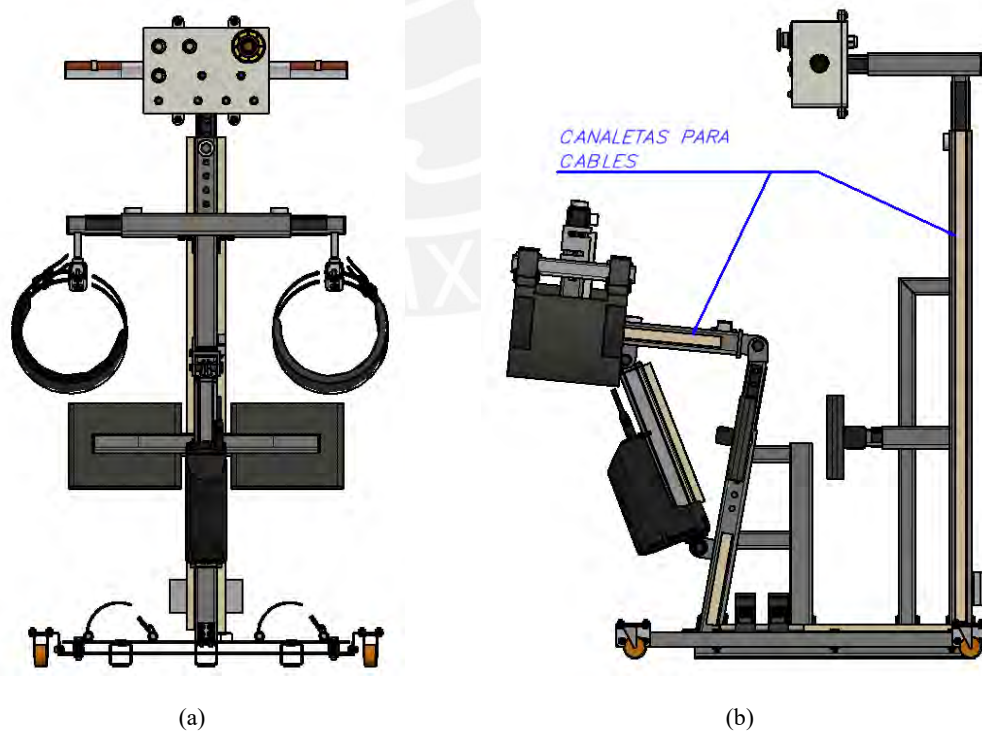


Figura 5.2. Diseño final del dispositivo. (a) Vista frontal, (b) Vista de perfil.

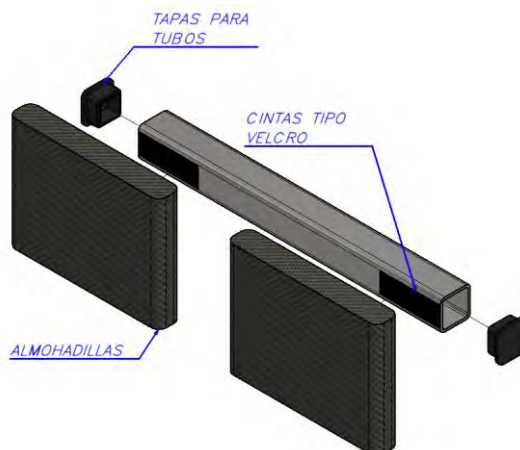


Figura 5.3. Fijación de almohadillas y tapas para los tubos

5.2 Planos

Los planos de ensamble del dispositivo se encuentran divididos según la Tabla 5.1, mientras que los planos de despiece se pueden identificar mediante la Tabla 5.2. Ambos grupos de planos se mostrarán en el anexo F, según el código de plano descrito, donde la terminación E o D hace referencia a planos de ensamble o despiece respectivamente. Asimismo, en la Tabla 5.2 se muestran las referencias para los planos esquemáticos de los accesorios y de las conexiones electrónicas.

Tabla 5.1. Referencias para los planos de ensamble.

Sub-ensamble	Código de plano
Ensamble Total	01-A2-E01
Marco fijo	02-A2-E02
Interfaz	03-A3-E03
Marco móvil	04-A2-E04
Estructura de soporte	05-A3-E05
Base	06-A2-E06

Tabla 5.2. Referencias para los planos de despiece.

Despiece	Código de plano
Componentes del marco fijo	07-A1-D01
Componentes de la interfaz	08-A2-D02
Componentes del marco móvil	09-A1-D03
Componentes de la estructura de soporte	10-A2-D04
Plataforma superior	11-A2-D05
Plataforma inferior	12-A2-D05
Acople de ruedas y soporte de sensor LDR	13-A3-D07
Refuerzos inclinados	14-A3-D08
Ensamble Accesorios	15-A1-E07
Tarjeta Electrónica de Control	16-A4-CRT1 y 17-A4-CRT
Tarjeta Electrónica de Potencia	18-A4-POT

5.3 Estimación de costos

En las siguientes líneas, se detalla la estimación de costos del dispositivo, incluyendo los costos de los componentes, fabricación, ensamble y diseño.

5.3.1 Costo de diseño

En lo que respecta a los costos de diseño, el tiempo total invertido fue de 300 horas, donde se ha considerado el tiempo requerido para la elaboración del diseño mecánico y el diseño electrónico y de control. El costo por hora se establecerá de acuerdo al sueldo promedio de un ingeniero recién egresado, el cual es S/ 3,000 mensual por 180 horas de trabajo, resultando en S/ 16.67 soles por hora. De esta manera el costo total de diseño se estima en aproximadamente S/ 5,000.

5.3.2 Costo de componentes

En la Tabla 5.3 se observan los componentes que requieren importación. Se ha añadido un porcentaje adicional respecto al precio de lista de cada componente de acuerdo a las características que tiene cada uno (tamaño, fragilidad, inflamabilidad, entre otros).

Tabla 5.3. Costo estimado de componentes que requieren importación.

Componente	Cantidad	²⁸ Precio Unitario (S/)	Porcentaje adicional por importación (%)	Costo (S/.)
Actuador lineal	1	1,966.50	50	2,949.75
Batería y cargador	1	90.42	30	117.55
Sensor de fuerza	2	138.00	30	358.80
Amplificador de señal para sensor de fuerza	1	34.33	20	41.20
Sensor de giro	1	51.75	20	62.10
Tarjeta electrónica control	1	34.50	20	41.40
Tarjeta electrónica de potencia	1	17.25	20	20.70
			Costo total	S/. 3,591.49

²⁸ Debido a que los precios han sido encontrados en dólares, se realizó una conversión con el tipo de cambio: \$1=S/.3.45

Seguidamente, se muestran los componentes que pueden ser adquiridos en el entorno local. En la Tabla 5.4 se aprecian los componentes que pertenecen al dominio mecánico mientras que en la

Tabla 5.5, los componentes que pertenecen al dominio electrónico y de control. Cabe mencionar que los precios contienen IGV²⁹ incluido.

Tabla 5.4. Componentes locales del dominio mecánico.

Componente	Cantidad	Precio Unitario (S/)	Costo (S/.)
Perfil cuadrado de aluminio de 40x40x3.	2.5m	60.00	150.00
Perfil cuadrado de aluminio de 30x30x2.5.	2.5m	30.00	75.00
Tubo circular Ø30x1.5	0.5m	20.00	10.00
Plancha de aluminio 1200x1200x3	1	260.00	260.00
Plancha goma EPDM 1000x1000x2	1	120.00	120.00
Ruedas de ½" de polietileno	4	30.00	120.00
Resortes	6	20.00	120.00
Pernos de unión de perfiles	7	3.00	21.00
Pines	3	8.00	24.00
Rodamientos	3	10.00	30.00
Pernos, tuercas, arandelas	-	60.00	60.00
Pegamento para gomas EPDM 0.5L	1	50.00	50.00
Tapas para perfiles y tubo	12	5.00	60.00
		Costo total	S/. 1100.00

Tabla 5.5. Componentes locales del dominio electrónico y de control.

Componente	Cantidad	Precio Unitario (S/)	Costo (S/.)
Controlador principal	1	80.00	80.00
Fotorresistencia LDR	8	1.00	8.00
Relé para parada de emergencia	1	15.00	15.00
Diodo de protección	1	0.70	0.70
Tiristor SCR	1	4.00	4.00
Transistor MOSFET	1	3.00	3.00
Amplificador operacional	2	4.00	8.00
Led y socket	6	2.00	12.00
Transistores BJT	6	1.00	6.00
Botón de encendido/apagado/inicio	3	3.00	9.00
Botón de emergencia	1	30.00	30.00
Resistencias	30	0.30	9.00
Conectores	5	3.00	15.00
Cables	6m	8.00	48.00
Prensaestopa	3	10.00	30.00
Canaletas para cables	3m	8.00	24.00
		Costo total	S/. 301.70

²⁹ Impuesto General a las Ventas



5.3.3 Costo de fabricación y procesamiento

En las Tabla 5.6 se muestran los costos de fabricación, donde se pueden observar costos de piezas que requieren ser fabricadas en su totalidad y otros costos que involucran trabajos sobre piezas que ya se tomaron en cuenta dentro de la categoría de componentes en el subcapítulo 5.3.2. Estos servicios son prestados por empresas e incluyen IGV.

Tabla 5.6. Costos de fabricación y procesamiento.

Trabajo	Cantidad	Costo (S/.)
Impresión en 3D de carcasa para interfaz. (ABS)	1	100.00
Impresión en 3D de soportes para fotorresistencias LDR(ABS)	6	40.00
Cabezas de plástico para perno	7	100.00
Horquillas dobles	3	150.00
Horquilla simple	1	50.00
Refuerzos inclinados de aluminio	2	40.00
Confección de fajas para muslos	2	160.00
Confección de almohadillas para canillas y pantorrillas	2	60.00
Corte y taladrado de perfiles	-	60.00
Corte y taladrado de planchas para placa base	-	70.00
Soldadura de perfiles	-	200.00
Soldadura de componentes a las tarjetas electrónicas	-	30.00
Costo total		S/. 1060.00

5.3.4 Costos logísticos

Los costos logísticos involucran los gastos realizados en el transporte de las piezas desde el proveedor al lugar de ensamble o de mecanizado. Este valor puede ser estimado considerando el alquiler de una movilidad particular de tamaño compacto por tres días, el cual se establecerá en S/.120, adicionando el costo de combustible, el cual se estima en S/. 100. Entonces, los costos logísticos se establecerán en S/.220

5.3.5 Costos de ensamble y pruebas

En esta sección se considerará el tiempo que involucra el armado total del dispositivo, teniendo en cuenta que ya se tiene las piezas listas para el ensamble, lo que involucra procesos sencillos como montajes por encaje o tornillos, conexiones de cables, limado

de piezas, etc. Asimismo, se tomará en cuenta el tiempo que se requiere para realizar calibraciones y pruebas de los componentes, así como del dispositivo general, de manera que se garantice su correcto funcionamiento. En la

Tabla 5.7, se detalla el tiempo establecido para cada proceso y su costo, el cual se establecerá en relación al sueldo de un técnico (S/.10.00 por hora) ya que puede ser realizado sin problemas por un practicante.

Tabla 5.7. Costos de ensamble y pruebas.

Proceso	Tiempo (horas)	Costo(S/.)
Calibración y pruebas de componentes	5	50.00
Ensamble total	5	50.00
Pruebas en dispositivo armado en su totalidad	12	120.00
	Costo total	S/. 220.00

Finalmente, en la Tabla 5.8. Resumen de costos del dispositivo. se muestra un resumen del costo total de fabricación del dispositivo y el costo de diseño. Este costo de fabricación se estima aproximadamente S/ 7,000, mientras que el costo del diseño se estimó en S/ 5,000. Estos costos han sido separados debido a que en una futura producción del dispositivo ya no se volvería a tomar en cuenta el costo de diseño.

Tabla 5.8. Resumen de costos del dispositivo.

Descripción		Subtotal (S/.)
Costo de componentes	Componentes importados	3,591.49
	Componentes locales	1401.70
Costo de fabricación y procesamiento		1060.00
Costos logísticos		220.00
Costo de ensamble y pruebas		220.00
Costo preliminar		S/.6,493.19
Imprevistos (10%)		S/.649.32
Costo total		S/.7,142.51
Costo de diseño		S/.5,000.00

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

La selección de la batería del dispositivo se realizó con el fin de que esta sólo requiera cargarse al final del día. Debido a que este dispositivo no opera de manera continua, resultaría complicado cuantificar de manera exacta en cuanto tiempo se podría agotar la energía almacenada, ya que depende de la frecuencia con la que cada usuario lo utilice. Es por eso que el diseño se realizó contemplando una duración de 45 ciclos de operación (acción de pararse o sentarse), que es un promedio de las veces que una persona realiza esta actividad.

Todos los componentes que conforman el dispositivo han sido seleccionados y diseñados en base a la carga resultante que se estimó luego de realizar el modelo biomecánico de la persona. Sin embargo, debido a que se han tomado restricciones y simplificaciones, resultaría útil realizar una validación experimental del modelo con un paciente que posea discapacidad motriz para el cual se podrían utilizar dinamómetros y electro-goniómetros.

Si bien el diseño del dispositivo se ha limitado en el proceso de transición de posición sedente a bípeda y viceversa, esta tesis podría usarse como base para agregar al dispositivo la funcionalidad de traslado de la persona en posición bípeda, lo cual resultaría muy beneficioso para una persona que también tenga dificultad excesiva para caminar, ya que el dispositivo permitiría usar sólo un dispositivo en lugar de un bipedestador y una silla de ruedas.

Los componentes que integran la interfaz poseen un tamaño significativo de manera que puedan ser vistos con facilidad por parte del usuario. Sin embargo, sería apropiado realizar una prueba con un adulto mayor para analizar su interacción con el dispositivo. De esta manera se podrían agregar más funcionalidades como un altavoz que emita frases a manera de guía, en caso la persona presente dificultades para leer o tenga una gran discapacidad visual.

En el anexo D se ha realizado la verificación de volcadura según el posicionamiento de las ruedas. Sin embargo, debido a que el centro de gravedad de todo el conjunto dispositivo-persona se encuentra ubicado cerca al extremo izquierdo (vista desde un plano sagital), resultaría conveniente ubicar elementos de peso significativo en el extremo derecho de la base, con el objetivo de aumentar el factor de seguridad ante una posible volcadura en caso de que el usuario incline su cuerpo excesivamente hacia atrás.

CONCLUSIONES

- 1) El diseño final del dispositivo satisface los requerimientos presentados tomando en consideración, de manera especial, características importantes en relación a los adultos mayores como la seguridad y la operatividad del usuario. Esto se logró gracias al mecanismo de autobloqueo y al sistema de alertas que se encuentra en la interfaz, la cual está diseñada de forma intuitiva y con elementos ampliamente visibles para personas que puedan tener alguna dificultad visual.
- 2) El modelamiento biomecánico de la persona ha sido desarrollado considerando que el único esfuerzo que esta realizará es la sujeción a través de las manos, es decir, no aplicará ningún torque en sus articulaciones. De esta manera, el dispositivo presenta un gran margen de seguridad para los usuarios que tienen muy poca fuerza en sus extremidades, incluso podría ser usado de forma asistida por personas que presentan paraplejia.
- 3) El costo total del dispositivo asciende a S/ 12,000 en total, el cual presenta un considerable margen respecto al precio de venta de dispositivos comerciales con funcionalidades similares (\$8,000), lo que conllevaría a tener un precio de comercialización bajo. Aun así, el costo podría reducirse si se plantea una producción en serie posterior ya que el costo de diseño pasaría a ser un costo fijo y los costos de algunos componentes se podrían reducir debido a la adquisición por cantidad elevada. Es así que el dispositivo diseñado ofrece una solución económicamente aceptable considerando los beneficios que puede aportar al usuario y sus asistentes en el cuidado personal.
- 4) Debido a que la mayoría de los componentes que integran el dispositivo se pueden adquirir y procesar en el entorno local, se puede decir que el dispositivo puede fabricarse en su totalidad en el Perú en un periodo relativamente corto que sólo podría extenderse debido a retrasos en la adquisición del componente más significativo a importar que es el actuador eléctrico.

BIBLIOGRAFÍA

- [Altamirano, 2014] Altamirano, C., Alfaro, P., & Álvarez, F. (2014). *Riesgo de caídas en adultos mayores perteneciente a un servicio del Hospital Geriátrico San José de la Policía Nacional del Perú*. Lima.
- [Ávila, 2007] Ávila, R., Prado, L., & González, E. (2007). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Guadalajara: Universidad de Guadalajara. Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño.
- [Bohannon, 1995] Bohannon, R. (1995). Sit-to-Stand Test for Measuring Performance of Lower Extremity Muscles. *Perceptual and Motor Skills, 1*, 163-166.
- [Campos, 2015] Campos, I. (2015). *Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Transition*. Faculty of Engineering and Physical Sciences. University of Manchester.
- [CRP. 2016] Congreso de la República del Perú (2016). *Décimo segunda sesión ordinaria del índice de pobreza. Comisión de inclusión social y personas con discapacidad*.
- [Durst, 1971] Durst Jr, J. A. (1971). *Lifting device*. U.S. Patent N° 3,596,298. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [Geisler, 1993] Geisler, G., & Hausherr, K. (1993). *Stand-assist recliner chair*. U.S. Patent N° 5,265,935. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [Stewart, 2000] Stewart, R. V., & Stewart, R. B. (2000). *Portable seating assist device*. U.S. Patent N° 6,113,188. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [INEI., 2016] Instituto nacional de estadística e informática. (2016). *Comisión de Inclusión social y personas con discapacidad*. Lima: INEI.
- [INEI. 2018] Instituto nacional de estadística e informática. (2018). *Situación de la Población Adulta Mayor*. Instituto Nacional de Estadística e Informática.
- [NLM, (s.f.)] National Library of Medicine. *Cambios en huesos, músculos y articulaciones por el envejecimiento*.
- [Noritsugu, 2007] Noritsugu, T. (2007). Wearable power assist device for standing up motion using pneumatic rubber artificial muscles. *Journal of Robotics and mechatronics, 19*, 619-628.
- [OMS., 2011] *Informe mundial sobre la discapacidad*. (2011). Organización Mundial de la Salud.
- [OMS., 2017] *La salud mental y los adultos mayores*. (2017). Organización Mundial de la Salud.

- [Salazar, 2015] Salazar, N., Larios, R., Henrich, M., Reaño, M., & Schofield, G. (2015). *Análisis antropométrico para la normalización del tallaje de la población peruana*. Lima.
- [Sanada, 1999] Sanada, K. (1999). *A study on Control Technique for Power Assisted Chair*. Department of Mechanical Engineering and Material Sciences. National University of Yokohama.



ANEXOS

ANEXO A : ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN

1) Matriz morfológica

Tabla A.1.Matriz morfológica del dominio mecánico.

		Soluciones parciales			
Sistema mecánico	Funciones	Correas regulables 	Cubierta regulable en forma de zapato 	Cubierta regulable 	
	Asegurar pies				
	Asegurar muslos	Faja con cierre tipo velcro 	Correas regulables 		
	Asegurar tronco	Faja con cierre tipo velcro 	Faja elástica 		
	Verificar montaje correcto	Usuario 	Fotoresistencia dentro de aseguradores 		
	Levantar/Bajar glúteos	Mecanismo tipo grúa 	Exoesqueleto 	Asiento elevador 	
	Extender tronco	Faja elástica 	Mecanismo de eslabones 		
	Flexionar tronco	Mecanismo de eslabones 	Usuario 		
	Flexionar/Extender rodillas	Exoesqueleto 	Fijación de miembros inferiores y levantamiento de muslos 	Exoesqueleto 	
	Accionar levantamiento de glúteos	Actuador lineal hidráulico 	Motor paso a paso 	Motor DC 	
	Accionar extensión flexión de rodillas	Motor paso a paso 	Motor DC 	Actuador lineal hidráulico 	Actuador lineal electro-mecánico 
	Accionar extensión flexión de tronco				

Tabla A.2.Matriz morfológica del sistema electrónico y de control.

		Funciones		Soluciones parciales			
Sistema electrónico y de control	Interfaz de usuario	Ingresar señal de encendido	Pulsador mecánico o neumático	Botón de membrana			
		Ingresar señal de inicio					
		Mostrar proceso actual	Pantalla LCD	Leds indicadores			
		Confirmar montaje correcto	Buzzer emisor	Frase por altavoz	Led indicador	Pantalla LCD	
	Energía	Almacenar energía	Batería LiPo	Batería de iones litio	Batería Niquel-Cadmio		
		Medir carga	Circuito integrado de carga	Circuito medidor	Sensor de voltaje		
		Verificar carga completa		Controlador			
		Acondicionar energía para batería		Cargador balanceador			
		Mostrar nivel de carga			Pantalla LCD	Leds indicadores	
		Cofirmar carga completa	Buzzer emisor	Frase por altavoz		Led indicador	
	Sensores	Medir presión en muslos o glúteos	Sensores de presión piezoeléctrico	Galgas extensiométricas			
		Medir rotación en el tronco	Acelerómetro capacitivo	Potenciómetro de precisión	Electrogoniómetro		
	Controlador	Controlar movimiento al parar/sentar	Microcontrolador	Microprocesador			
		Controlar interfaz de usuario					

2) Concepto solución

A continuación, se presentan las alternativas de solución más relevantes que se obtienen de las Tabla A.1 y Tabla A.2.

a. Alternativa 1

En las siguientes líneas se describen los aspectos que componen esta alternativa de solución y se muestra un boceto de esta en la Figura A.1.

La primera alternativa consta de fajas que tienen un ajuste de cierre con velcro para asegurar al tronco y cada uno de los muslos. Para asegurar los pies se hace uso de correas regulables de acuerdo al tamaño del pie. La verificación del montaje correcto es realizada por el propio usuario.

El tronco es extendido y flexionado con la ayuda de un mecanismo de dos eslabones con un grado de libertad, el cual será accionado por un motor paso a paso. Los muslos son levantados mediante un mecanismo tipo grúa que será accionado por un cilindro hidráulico. Las rodillas son extendidas y flexionadas con la ayuda de los soportes en las canillas y el mismo actuador que mueve el mecanismo para levantar los muslos. Los eslabones principales tienen reguladores de tamaño para adaptarse al tamaño de la persona. La medición de la rotación en el tronco se obtiene de una aproximación a partir del giro del servomotor. Con respecto a la rotación en las rodillas se usan acelerómetros capacitivos, estos miden sólo el ángulo en el plano sagital. Para medir la presión en los muslos y en los pies se colocarán sensores de presión en el interior de las fajas y en la plataforma para los pies respectivamente.

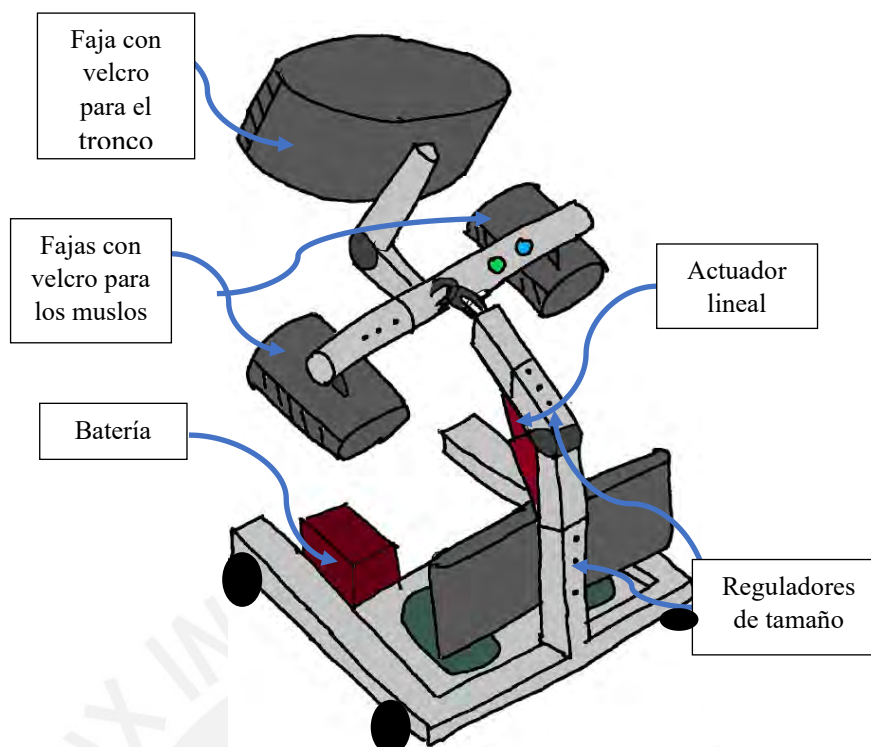


Figura A.1. Boceto de la alternativa 1.

En esta alternativa 1, la interfaz de usuario contiene dos botones de un diámetro no menor a 15 mm para que el usuario pueda encender y apagar el sistema, así como dar la señal de inicio del movimiento. Se usan leds indicadores para mostrar los siguientes datos:

- Nivel de carga de batería: Se proporcionan tres estados de la batería; carga llena, media y baja.
- Estado del proceso: Se brindarán tres estados, “parando”, “sentando” y “moviendo”.

Al momento de cargar la batería, el dispositivo emite un sonido a través de un buffer indicando al usuario que la carga ya está completa.

Con el objetivo de aumentar la adherencia con el suelo al momento de que la persona coloque su peso sobre el dispositivo se propuso el mecanismo mostrado en la Figura A.2, el cual consta de dos placas separadas por resortes, los cuales se encontrarán distribuidos de manera simétrica en la base.

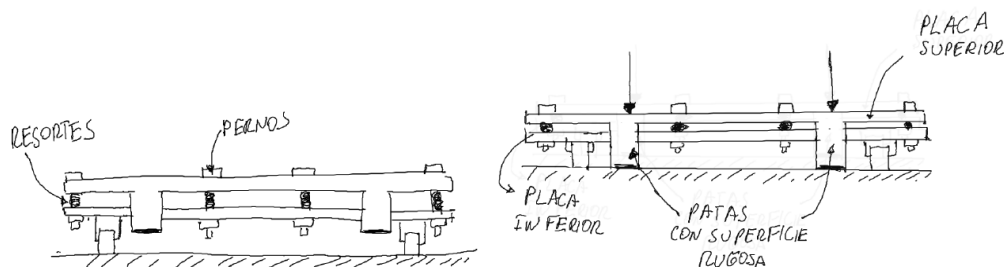


Figura A.2. Esquema de mecanismo de adherencia.

Cuando la persona no coloque su peso sobre el dispositivo, la fricción será menor debido a que sólo las ruedas estarán en contacto con el suelo, mientras que cuando la persona ejerza una carga sobre la placa superior, los resortes se deformarán lo suficiente para que las patas unidas a esta placa (las cuales tendrán una superficie más rugosa) entren en contacto con el suelo. Los pernos además de servir de guía para los resortes, se usarán para regular la distancia entre las patas y el suelo.

b. Alternativa 2

A continuación, se presentan los aspectos que describen esta alternativa de solución y se muestra un boceto de esta en la Figura A.3.

Esta alternativa consta de una faja de un material elástico similar a los correctores de postura que se acomoda a la forma del usuario. Además de asegurar los pies y los muslos, en este diseño también se propone asegurar las canillas con una faja que tiene un cierre tipo velcro.

El sistema está basado en un exoesqueleto de 6 grados de libertad (3 para cada pierna) con eslabones paralelos a los miembros inferiores. Al igual que en el caso anterior, los eslabones principales tienen reguladores de tamaño. Las articulaciones correspondientes a los tobillos son pasivas, es decir, no tienen actuadores, sólo proporcionan flexibilidad al movimiento. El levantamiento de los glúteos se realiza a través de las articulaciones de las rodillas; cada una de ellas es accionada por un motor de corriente continua, ya que este es el movimiento que más torque requiere. Además, el tronco es extendido con la ayuda de la faja con la que se encuentra asegurado, la cual se estira con la ayuda de sólo un motor paso a paso ubicado en una de las

articulaciones correspondientes a la cadera, dejando a la otra sólo como articulación pasiva. La flexión del tronco es realizada por el propio usuario cuando este deje caer su propio peso hacia adelante.

La medición de las rotaciones del tronco, y rodillas se realizan mediante acelerómetros capacitivos colocados sobre los eslabones correspondientes a las extremidades. En este diseño se contempla medir además la rotación de los tobillos, la cual se realizará de la misma forma que con las rodillas. Para medir la presión en los muslos se usan galgas extensiométricas colocadas el interior de las fajas y para medir la presión en los pies se usan sensores de presión en la plataforma de apoyo.

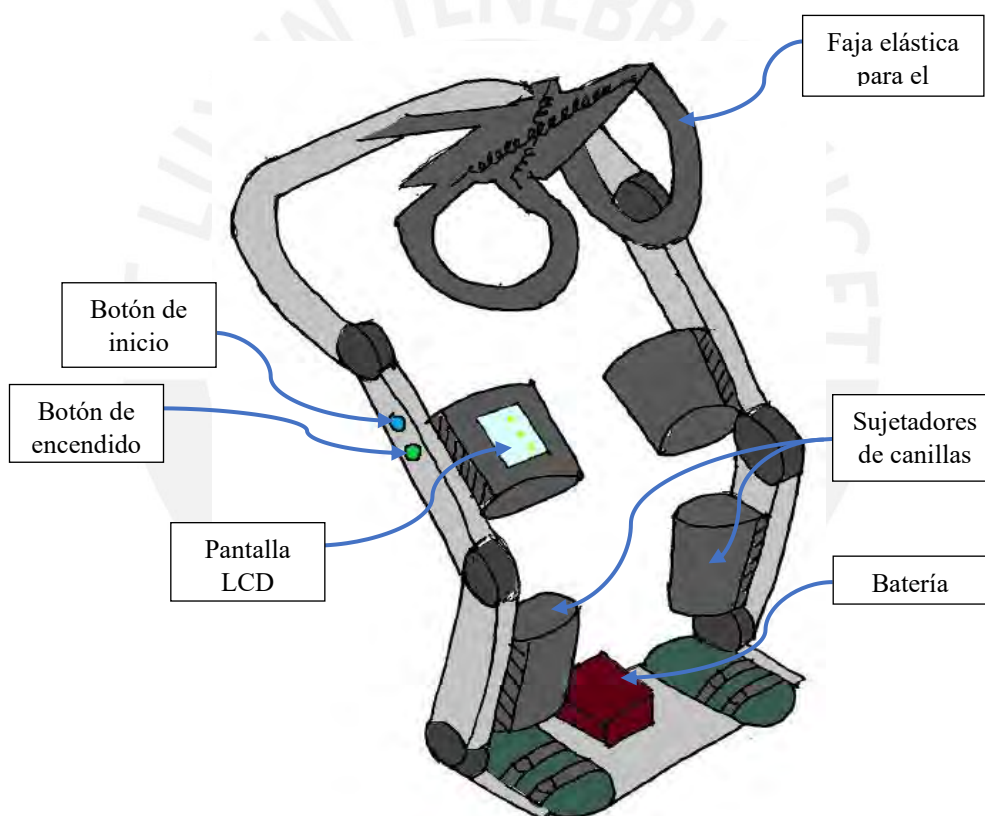


Figura A.3. Boceto de la alternativa 2

Al igual que en el diseño anterior, para la interfaz de usuario, se colocan dos botones para el encendido y apagado del sistema, así como para dar la señal de inicio del movimiento. Estos son ubicados en los eslabones más cercanos a las manos del usuario. Se montará una pantalla LCD en la faja de uno de los muslos que muestre los siguientes datos:

- Nivel de carga de batería: Se proporcionará el porcentaje de la batería
- Estados del proceso: Se brindarán dos estados; parando o sentando y moviendo.

Al momento de cargar la batería, el dispositivo emite un sonido a través de un buffer indicando al usuario que la carga ya está completa.

c. Alternativa 3

A continuación, se presentan los aspectos que describen esta alternativa de solución y se muestra un boceto de esta en la Figura A.4.

A diferencia de las alternativas anteriores, la sujeción debe hacerse con el usuario de pie, ya que este diseño cuenta con un asiento elevador. En esta alternativa se usan fajas con cierre tipo velcro para sujetar los muslos y los pies son sujetados con una cubierta en forma del zapato. Para sujetar el tronco se usa un cinturón regulable que se asegura con una hebilla de 3 puntos.

El sistema está basado en el dispositivo *Chairless Chair* con la diferencia de que este cuenta con un asiento que permite brindarle al usuario el impulso necesario para levantarlo del asiento. Este exoesqueleto posee 4 grados de libertad (no está contemplado el tobillo) con eslabones detrás de los miembros inferiores. Al igual que en los casos anteriores, los eslabones principales tienen reguladores de tamaño. El levantamiento de los glúteos se realiza a través de un asiento que es accionado por un actuador lineal, cuando este llega a su posición máxima las articulaciones correspondientes extienden las rodillas mediante dos actuadores lineales (uno en cada pierna), mientras el asiento vuelve a su posición original para equilibrar el centro de masa. No se contempla una extensión para el tronco en esta solución.

La medición de la rotación en el tronco se obtiene a partir de un potenciómetro de precisión ubicado en el eje del asiento. Con respecto a la rotación en las rodillas se usan acelerómetros colocados en las superficies de los eslabones debajo de los muslos.

La presión en los glúteos se mide con el uso de sensores de presión colocados en la superficie del asiento.

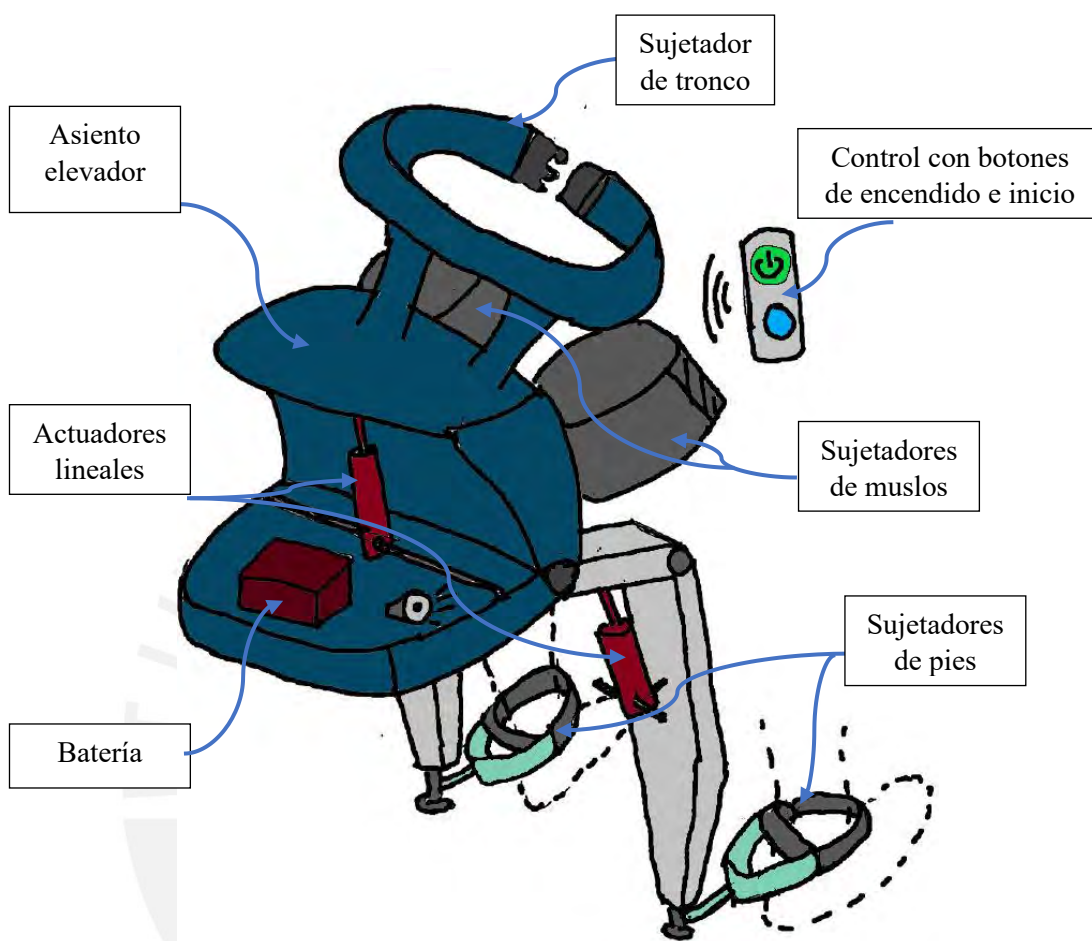


Figura A.4. Boceto de la alternativa 3.

En esta alternativa, para la interfaz de usuario, se contempla el uso de un control remoto que permita operar el dispositivo, el cual sólo contiene sólo 2 botones para el encendido del sistema, así como para dar la señal de inicio del movimiento. Con respecto a la interfaz de salida, se usa un altavoz que emite frases para brindar el proceso actual (parado, sentado, moviendo) y cuando la batería se encuentra con baja carga.

Al igual que en la alternativa 2, al momento de cargar la batería, el dispositivo emite un sonido a través de un buffer indicando al usuario que la carga ya está completa.

d. Alternativa 4

A continuación, se presentan los aspectos que describen esta alternativa de solución y se muestra un boceto de esta en la Figura A.5. A diferencia de las alternativas anteriores, esta no contempla la sujeción del tronco. Con respecto a los muslos se hace mediante fajas que se aseguren por correa, ya que son los elementos que transmiten la fuerza principal para levantar a la persona. Asimismo, las canillas se aseguran mediante un par de almohadillas unidas por una correa. Para la sujeción del pie, se propone el uso de cubiertas regulables.

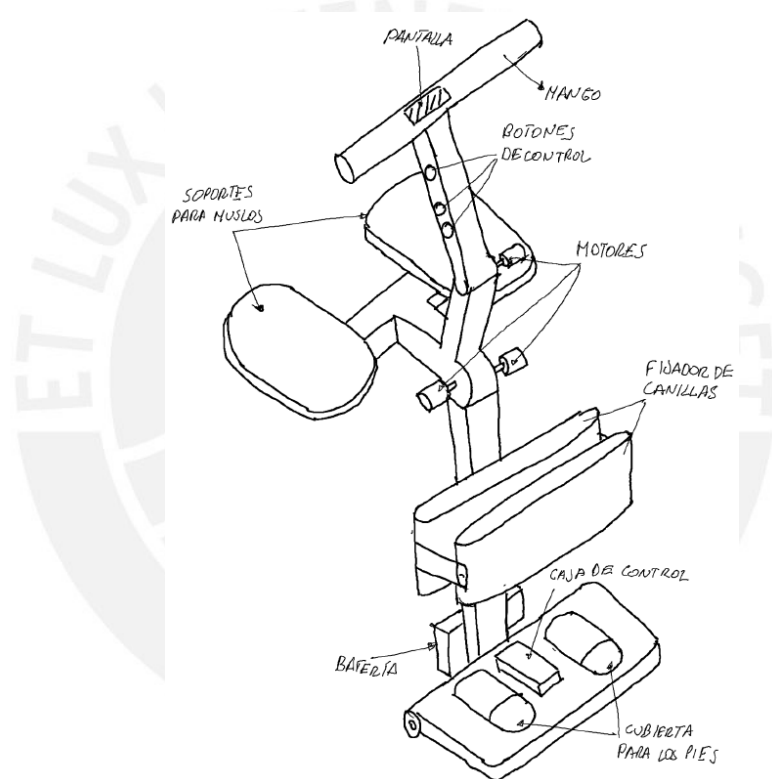


Figura A.5. Boceto de la alternativa 4.

Este dispositivo está diseñado para que el usuario use la fuerza de apoyo de las manos para ayudar a levantar su propio peso y de esta forma disminuir los requerimientos de torque en los motores. Para esto se cuenta con un mango con dos grados de libertad, que forma un solo cuerpo con el asiento. Al momento de iniciar el movimiento, la articulación del mango que está más cerca a la rodilla, la cual es accionada por dos motores, gira para levantar los muslos mientras que la otra articulación, accionada por un solo motor, permanece fija para que el usuario apoye su peso sobre el mango

mediante sus manos. Cuando se logra una inclinación relativamente elevada de los muslos, la articulación cercana a la rodilla permanece fija y la segunda gira con el objetivo de transmitir un empuje a través de los brazos y así lograr enderezar el tronco. En la Figura A.6 se puede apreciar las fases del movimiento del dispositivo.

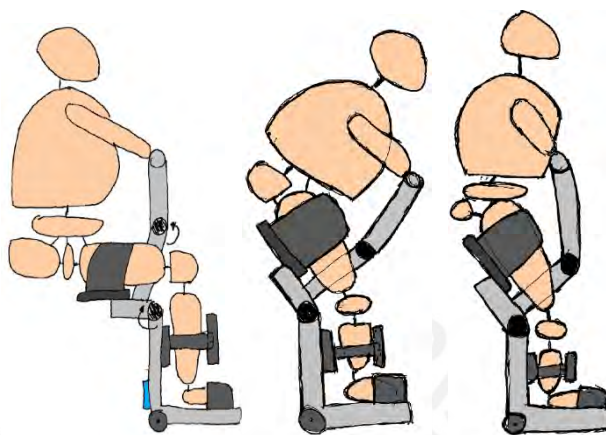


Figura A.6. Fases de la transición sentado-parado.

El diseño de este dispositivo está contemplado además para garantizar su portabilidad. Para reducir su tamaño, la estructura que soporta los muslos puede girar hacia abajo hasta quedar en una posición vertical. De esta forma, con la ayuda de las ruedas que posee en la base se puede transportar el dispositivo como si fuera una maleta. En la Figura A.7 se puede ver el dispositivo en su forma plegable.

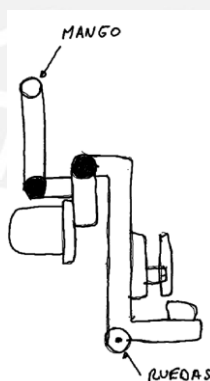


Figura A.7. Vista de perfil del dispositivo en su forma portable.

La medición de las rotaciones en las articulaciones se realizará a través de encoders colocados en los motores. Asimismo, la medición de presión en glúteos, pies y manos se realizará mediante sensores piezoresistivos. Además, se contarán con fotorresistencias que serán colocadas en cada sujetador como sensores de seguridad para verificar que el usuario se haya colocado el dispositivo correctamente.

En esta alternativa la interfaz de usuario contempla un mando de control cerca del mango donde el usuario apoya las manos, el cual contiene los botones de encendido e inicio de movimiento (parar y sentar), así como una pantalla en la que se mostrarán las alertas de seguridad, el proceso actual y la alerta de batería baja.

3) Evaluación técnico-económica

Se realiza un análisis de los aspectos técnicos y económicos de cada alternativa de solución con el objetivo de determinar la solución que mejor encaje según los requerimientos planteados. En las Tabla A.3. Evaluación técnica de las alternativas y Tabla A.4. Evaluación económica de las alternativas se muestra evaluación técnica y económica, respectivamente, en la que se usa una escala del 1 al 5, siendo 1 el puntaje más bajo y 5 el más alto.

Tabla A.3. Evaluación técnica de las alternativas

Aspectos	Peso	Alternativa 1		Alternativa 2		Alternativa 3		Alternativa 4	
		Valor obtenido	Peso parcial	Valor obtenido	Peso parcial	Valor obtenido	Peso parcial	Valor obtenido	Peso parcial
Seguridad	5	3	15	4	20	4	20	3	15
Fabricación (cantidad y complejidad)	2	4	8	2	4	3	6	2	4
Portabilidad	4	3	12	3	12	2	8	5	20
Confortabilidad	4	4	16	3	12	4	16	2	8
Operatividad	4	3	12	4	16	3	12	3	12
Precisión de movimiento	4	3	12	4	16	3	12	3	12
Programación (control)	3	5	15	1	3	2	6	3	9
Promedio ponderado			3.46		3.42		3.08		3.08

Tabla A.4. Evaluación económica de las alternativas

Aspectos	Peso	Alternativa 1		Alternativa 2		Alternativa 3		Alternativa 4	
		Valor obtenido	Peso parcial	Valor obtenido	Peso parcial	Valor obtenido	Peso parcial	Valor obtenido	Peso parcial
Fabricación y ensamble	4	4	16	2	8	2	8	3	12
Tecnología	4	3	12	2	8	2	8	4	16
Mantenimiento	4	3	12	3	12	3	12	3	12
Costo energético	3	3	9	3	9	2	6	4	12
Tiempo de vida	4	3	12	4	16	3	12	4	16
Promedio ponderado			3.21		2.79		2.42		3.58

A partir de los resultados mostrados en la Tabla A.5. Resumen de los resultados de evaluación. , que resumen los resultados de las Tabla A.3. Evaluación técnica de las alternativas y Tabla A.4. Evaluación económica de las alternativas, se muestra un gráfico en la Figura A.8 que presenta las tres alternativas con el objetivo de buscar cuál de estas tres se encuentra más cerca de la línea ideal, de manera que cumpla con una buena relación de costo-beneficio.

Tabla A.5. Resumen de los resultados de evaluación.

Aspectos	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4
Técnico	3.46	3.19	3.08	3.08
Económico	3.21	2.79	2.42	3.58

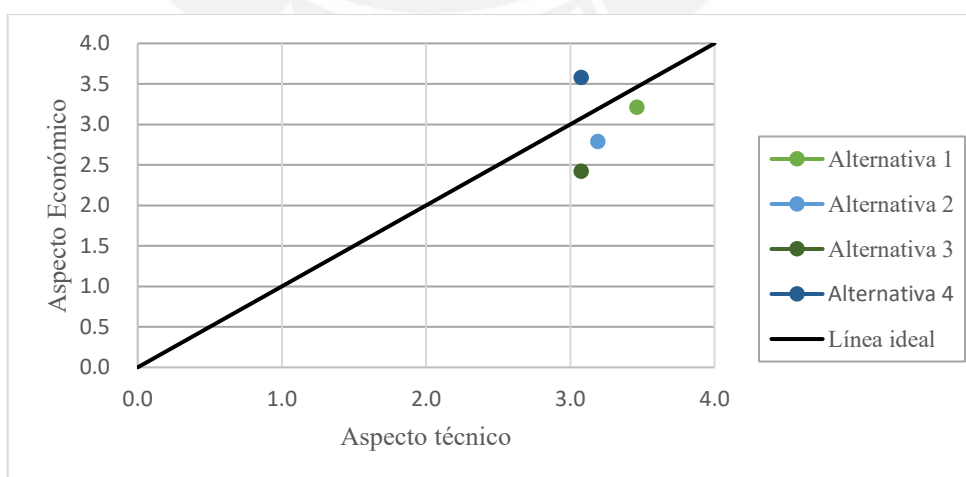


Figura A.8. Evaluación técnica y económica que compara las alternativas de solución

A partir de la evaluación realizada se concluye que el concepto óptimo de solución es la primera alternativa, ya que cumple con la mejor relación de costo-beneficio.



ANEXO B : COMPONENTES MECÁNICOS BÁSICOS Y ACCESORIOS

1) Confección de fajas para muslos

Debido a que las fajas de los muslos soportan una carga considerable, se debe elegir un material resistente para su confección. La fibra de nylon 66 a presenta propiedades adecuadas para ser utilizado como material base ya que posee una alta resistencia a la tracción, es por eso que es usado ampliamente en correas de alta tensión, como paracaídas, o cuerdas para arneses. De esta forma, la estructura principal de la faja será de nylon y se añadirán almohadillas para mejorar la confortabilidad del usuario al disminuir la presión en los bordes. En la Figura B.1 se puede observar un esquema de la faja en la que también se aprecia la forma de ajuste, mediante cintas tipo velcro. y una hebilla

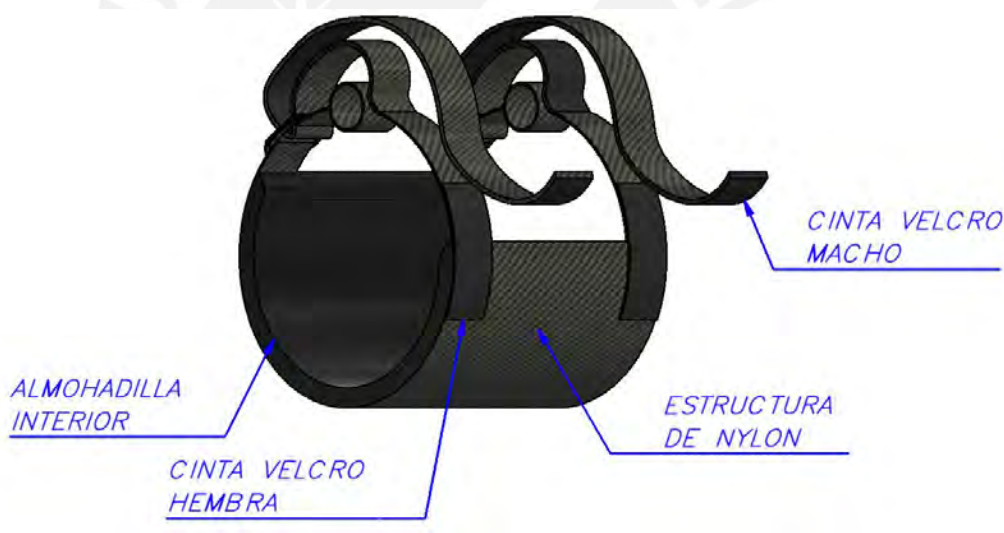


Figura B.1. Faja para sujeción de muslos.

Debido a que toda la sujeción mediante la cinta velcro soportará toda la carga, se debe garantizar un área de contacto mínima entre la cinta hembra y macho. Para esto se usará como carga crítica la fuerza que ejerce los muslos en la faja F_l , cuya variación en el tiempo se muestra en la Figura B.2. Variación de la fuerza entre las fajas y los muslos. y alcanza un valor máximo de $1138 N$.

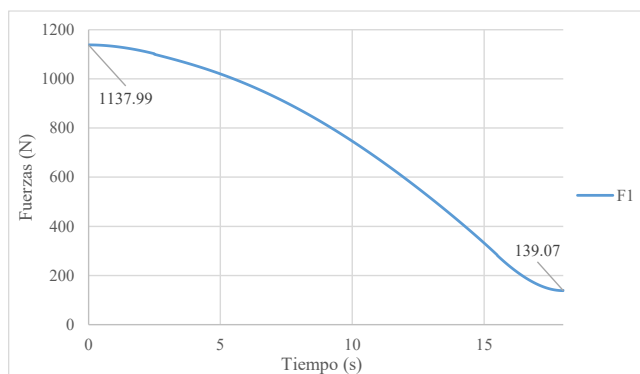
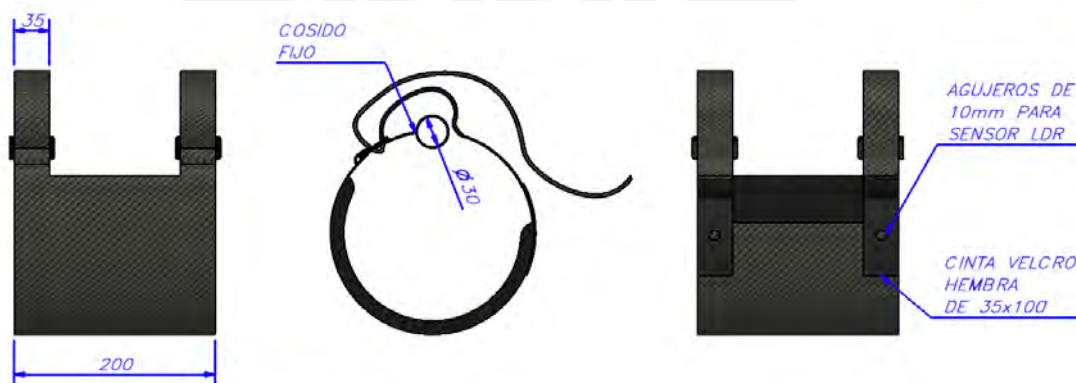


Figura B.2. Variación de la fuerza entre las fajas y los muslos.

Según el catálogo de la propia marca VELCRO³⁰, el esfuerzo máximo de tensión que soporta el par de cintas es de 40 N/cm^2 . Entonces, debido a la simetría, cada muslo ejerce la mitad del valor máximo de F_1 , asimismo, debido a que en cada faja hay dos tiras de cintas para ajustar, la fuerza se repartirá en cada una, por lo que cada tira soportará la cuarta parte. Entonces, al dividir este valor por 40, se obtiene el área que debe haber de contacto. Debido a que se ha establecido que el ancho de cada tira es de 3.5cm, al dividir el valor encontrado por el ancho se obtiene el largo que debe tener cada tira como mínimo, el cual resulta en 2cm. Sin embargo, considerando un factor de seguridad de 5 se colocará una tira de 10cm de largo.

Finalmente, en la Figura B.3, se muestra un esquema para la confección de las fajas.



- Medidas en mm
- Las ebillas deben permitir una regulación entre 45cm a 55cm (longitudes mínima y máxima de la circunferencia del muslo)

Figura B.3. Esquema para confección de las fajas para los muslos.

³⁰ Catálogo de cintas Alfa-lock: <https://s23775.pcdn.co/wp-content/uploads/sites/29/2019/06/VELCROr-Brand-ALFA-LOKR-Folder.pdf>

2) Selección de ruedas

Con el fin de que el dispositivo pueda ser transportado dentro de la residencia sin utilizar demasiada fuerza, este contará con cuatro ruedas, las cuales se distribuirán simétricamente en la base inferior. En las siguientes líneas se desarrollará un análisis de volcadura para la verificación del posicionamiento de las ruedas.

En primer lugar, se comprobará que el dispositivo no se vuelca durante su operación, para lo cual se considerarán las Ecuaciones 3.21 a 3.27 del capítulo 3, en las que se describe la dinámica del dispositivo. Al resolver estas Ecuaciones, se obtiene un valor para todo instante de tiempo de la posición de la fuerza normal del dispositivo con el suelo l_N , el cual se puede apreciar en la Figura B.4.

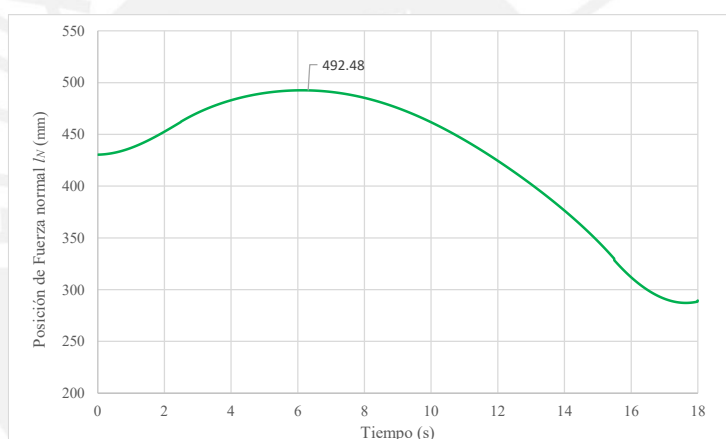


Figura B.4. Posición de la fuerza normal en el tiempo.

Como se observa, el valor máximo de l_N durante todo el ciclo de operación es de 492.48 mm , el cual no supera la separación entre las ruedas delanteras y traseras del dispositivo, que es 560 mm por lo que siempre se encontrará en equilibrio estático.

En segundo lugar, se analizará la volcadura en la traslación del dispositivo, para lo cual se considerará que el usuario trasladará el dispositivo cuando este no se encuentre funcionando (sin soportar el peso de la persona). En la Figura B.5, se puede ver un esquema del dispositivo, donde W es el peso total del dispositivo y P es la fuerza externa que aplicará el usuario para mover el dispositivo. Cabe mencionar que se está considerando que el punto de aplicación de la fuerza en P sobre el manubrio, debido a

que es el punto más alto y por lo tanto el más crítico para una situación de volcadura. Los valores numéricos de los datos se muestran en la Tabla B.1.

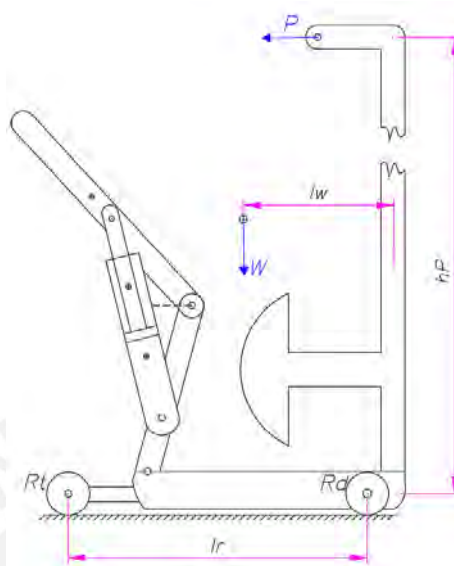


Figura B.5. Esquema para análisis de volcadura.

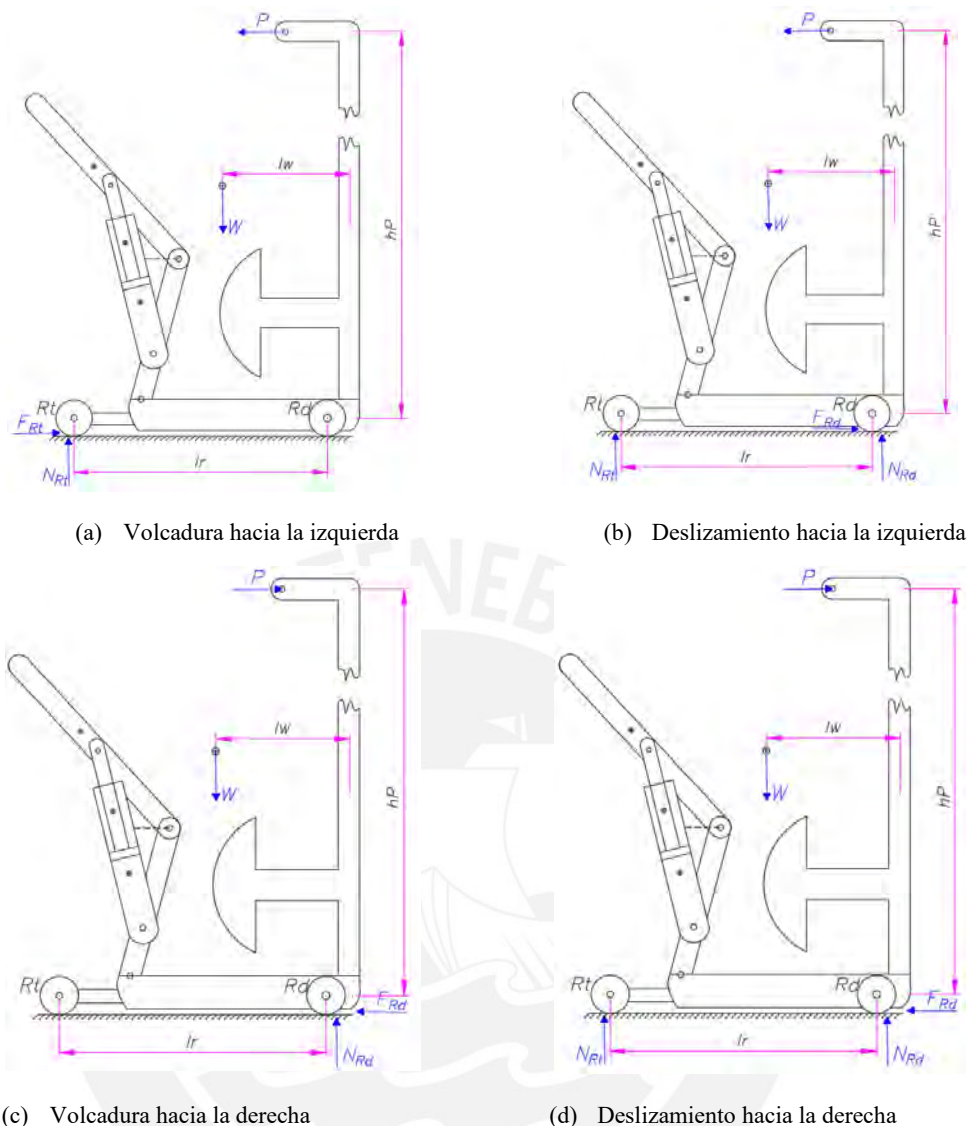
Tabla B.1. Datos para análisis de volcadura.

Parámetro	Valor
W	294 N
h_P	1115 mm
l_r	560 mm
l_w	220 mm

Además, se tomarán como consideraciones adicionales que la longitud entre las ruedas l_r será mayor que el largo de la placa que conforma la base inferior y sólo poseerán frenos las ruedas que se encuentran sobre el eje Rd ³¹. Estas consideraciones se toman para que garantizar estabilidad ya que es preferible que el dispositivo deslice cuando se encuentre frenado a que vuelque.

En la Figura B.6, se muestran los diagramas de cuerpo libre de los cuatro casos que se analizarán, los cuales contemplan volcadura y deslizamiento para las dos direcciones posibles de la fuerza P . En todos los casos las ruedas en Rd se encontrarán frenadas.

³¹ Cabe aclarar que estos ejes son sólo referenciales, no hay un elemento físico que una los ejes de estas dos ruedas.



(a) Volcadura hacia la izquierda

(b) Deslizamiento hacia la izquierda

(c) Volcadura hacia la derecha

(d) Deslizamiento hacia la derecha

Figura B.6. DCL de cada caso para análisis de volcadura y deslizamiento.

Teniendo en cuenta el diagrama de la Figura B.6a, si se aplica equilibrio de momentos sobre el eje R_t , se obtiene la Ecuación, con la que se obtiene el valor de la fuerza P requerida para la volcadura del dispositivo.

$$\begin{aligned} W(lr - lw) - Ph_p &= 0 \\ P &= 58.9 \end{aligned} \tag{B.1}$$

Lo siguiente es verificar que el valor de P necesario para el deslizamiento sea menor que el de volcadura. Para ello, aplicando equilibrio estático sobre el diagrama de la Figura B.6b, se obtienen las Ecuaciones, donde μ_s es el coeficiente de fricción estático entre el piso y las ruedas, el cual se estableció en 0.3.

$$P = \mu_s N_{Rd} \quad (\text{B.2})$$

$$Ph_p + Wl_w - N_{Rd}lr = 0 \quad (\text{B.3})$$

Con las Ecuaciones B.2 y B.3 se obtiene un valor de P de 27.77 N, el cual es menor que el anterior, por lo que, ante una fuerza superior a este valor, el dispositivo deslizará antes de volcarse.

De manera similar, se plantean las Ecuaciones B.4, B.5 y B.6, usando los diagramas de las Figura B.6b y c, donde la fuerza P se aplica en la dirección opuesta. En este caso, la volcadura debería ocurrir sobre el eje Rd .

$$Wl_w - Ph_p = 0 \quad (\text{B.4})$$

$$P = 89.65N$$

$$P = \mu_s N_{Rd} \quad (\text{B.5})$$

$$-Ph_p + Wl_w - N_{Rd}lr = 0 \quad (\text{B.6})$$

Como se observa, el valor de P requerido para la volcadura (Ecuación B.4) es mayor al requerido para el deslizamiento, el cual se obtiene de resolver las Ecuaciones B.5 y B.6 (86.66 N), con lo que se garantiza la estabilidad del dispositivo.

Con la distancia establecida, lo siguiente es seleccionar unas ruedas que soporten el peso total del dispositivo. Si en el peor de los casos un eje soporta todo el peso del dispositivo (situación de volcadura), este peso se repartirá en dos ruedas, por lo que cada rueda debe ser capaz de soportar al menos la mitad del peso total del dispositivo. De esta manera, se utilizarán las ruedas de la marca IMCOSER de código 500.01.505 y 500.01.506 (con freno y sin freno respectivamente), mostradas en las Figura B.7 y Figura B.8, las cuales cubren un margen de seguridad adicional debido a que las ruedas además soportarán un porcentaje del peso de la persona.



Figura B.7. Ruedas sin freno IMCOSER de poliuretano.



Figura B.8. Ruedas con freno IMCOSER de poliuretano.

Con la finalidad de unir las ruedas a la base, se usarán placas dobladas y pernos de fijación, según se muestra en la Figura B.9.

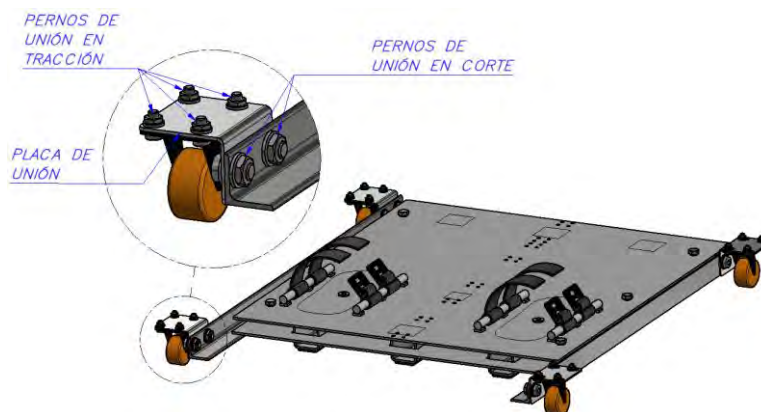


Figura B.9. Unión de ruedas con la base del dispositivo.

El análisis de resistencia se realizará tomando en cuenta la carga máxima que puede soportar cada rueda. Debido a que los agujeros de montaje de la propia rueda son para pernos M6 se puede inferir que los cuatro pernos de tracción podrán soportar toda la carga. Entonces, sólo se verificará la resistencia de los pernos sometidos a esfuerzos de corte. Para ello, se usará el software Inventor, el cual realiza un proceso de cálculo que permite obtener el diámetro adecuado dado ciertos parámetros de entrada³². En las Tablas Tabla B.2 y Tabla B.3 se muestran los datos ingresados para los pernos que trabajan en corte.

Tabla B.2. Datos de carga y condiciones de pernos en corte para soporte de ruedas.

Parámetro	Valor
Máxima fuerza axial	0 N
Máxima fuerza tangencial (carga máxima que soporta una rueda)	402.2 N
Factor de ajuste	2.2
Factor de fuerza	0.5
Factor de fricción en la unión	1.35
Espacio entre placas	6 mm
Cantidad de pernos	2
Factor de seguridad mínimo requerido	3

Tabla B.3. Datos del material de los pernos en corte para soporte de ruedas (AISI 304).

Parámetro	Valor
Esfuerzo de fluencia	215 MPa
Módulo de elasticidad	193 GPa
Presión máxima en la rosca	40 MPa
Factor de fricción en la rosca	0.8
Factor de fricción en la superficie de la tuerca/perno	0.8

Como se pueden observar los resultados en la Figura B.10, el diámetro mínimo requerido para los tornillos es de 10mm, con lo cual se garantiza que las uniones atornilladas funcionen adecuadamente.

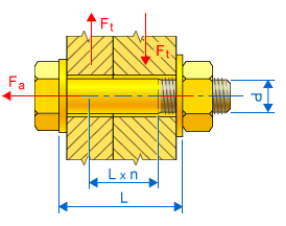
³² Cálculo de uniones atornilladas Inventor:

<https://knowledge.autodesk.com/support/inventor/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2018/ENU/Inventor-Help/files/GUID-C92EEE54-5A24-436B-B809-88EB1A7737B1-htm.html>. Consulta: enero del 2021

Design f_s Calculation Fatigue Calculation

Type of Strength Calculation
Bolt diameter design

Loads



Maximal Axial Force F_a 0 N
 Maximal Tangent Force F_t 402.2
 Tightness Factor k 2.2 ul
 Force Input Factor n 0.50 ul
 Joint Friction Factor f 1.35 ul
 Required Safety Factor k_s 3 ul

Plates Material
 Aluminum Alloy 6063-T6
 Modulus of Elasticity E_2 73000 MPa

Joint Properties
 Functional Width L 6 mm

Bolt
 Number of bolts z 2
 Thread Diameter d 10.000 mm
 Pitch p 1.250 mm
 Mean Bolt Diameter d_s 9.188 mm
 Minimal Bolt Diameter d_{min} 8.466 mm

Bolt Material
 User material
 Yield Strength S_y 215 MPa
 Modulus of Elasticity E_1 193 GPa
 Allowable Thread Pressure p_a 40 MPa
 Thread Friction Factor f_1 0.8 ul
 Head Friction Factor f_2 0.8 ul

Results

d	10.000 mm
p	1.250 mm
d_s	9.188 mm
d_{min}	8.466 mm
d_c	0.000 mm
F_v	327.719 N
F_{max}	327.719 N
M_u	4.018 N m
σ_t	5.821 MPa
τ_k	33.723 MPa
σ_{red}	58.699 MPa
σ_{max}	5.821 MPa
p_c	2.584 MPa
k_{sc}	3.66278 ul

18:37:37 p. m. Calculation: Calculation indicates design compliance!

Calculate OK Cancel Apply >>

Figura B.10. Resultados del análisis de los pernos en corte para los soportes de ruedas.

ANEXO C : ESFUERZOS Y DEFORMACIONES DE ELEMENTOS PRINCIPALES

A continuación, se muestran imágenes que ilustran los resultados de las simulaciones por elementos finitos que se realizaron para cada elemento estructural según las condiciones descritas en el subcapítulo 3.6.

1) Resultados del marco fijo

a. Resultados sin estructura adicional

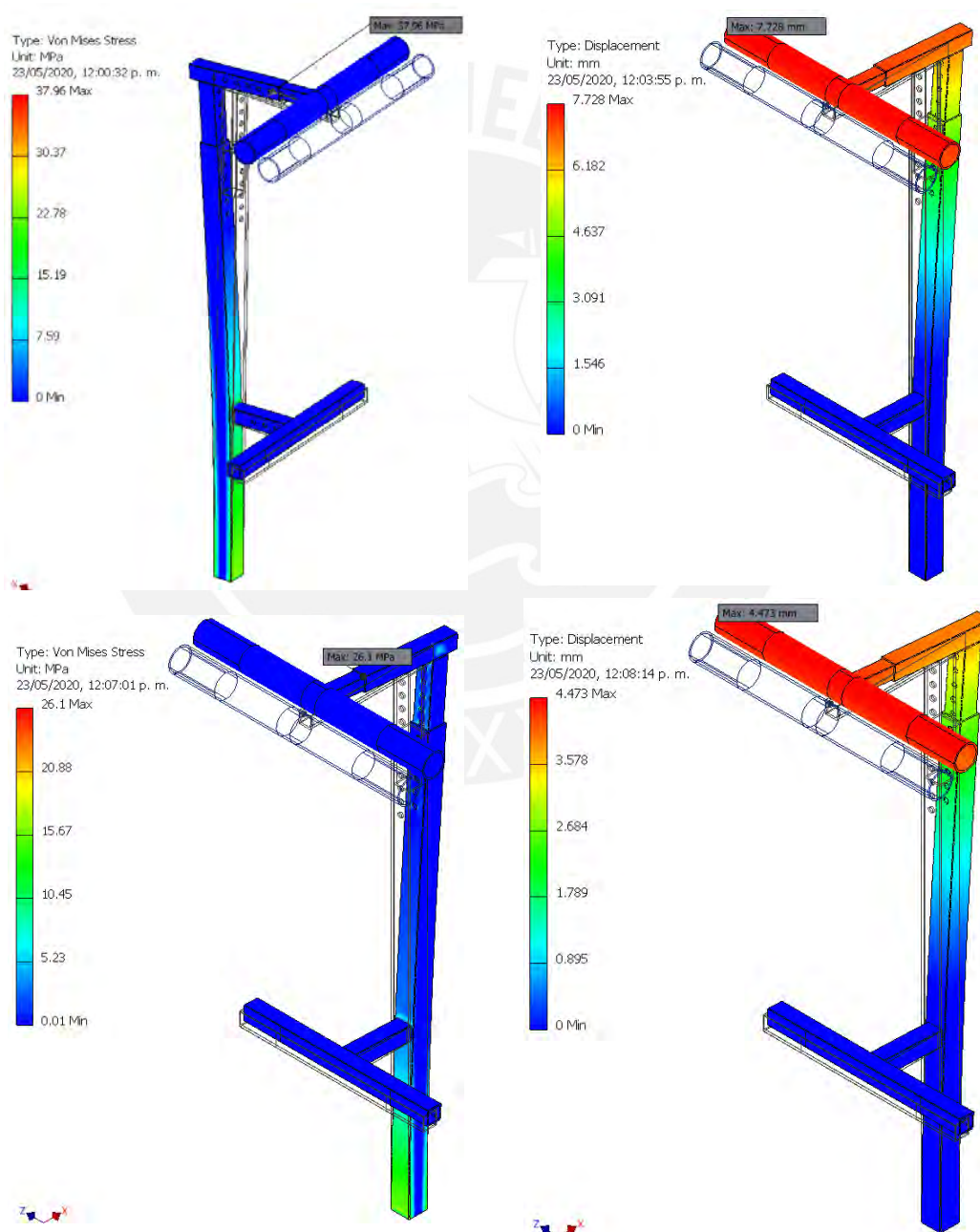


Figura C.1. Esfuerzo y deformaciones para los instantes críticos del marco fijo sin refuerzos.

b. Resultados con estructura adicional

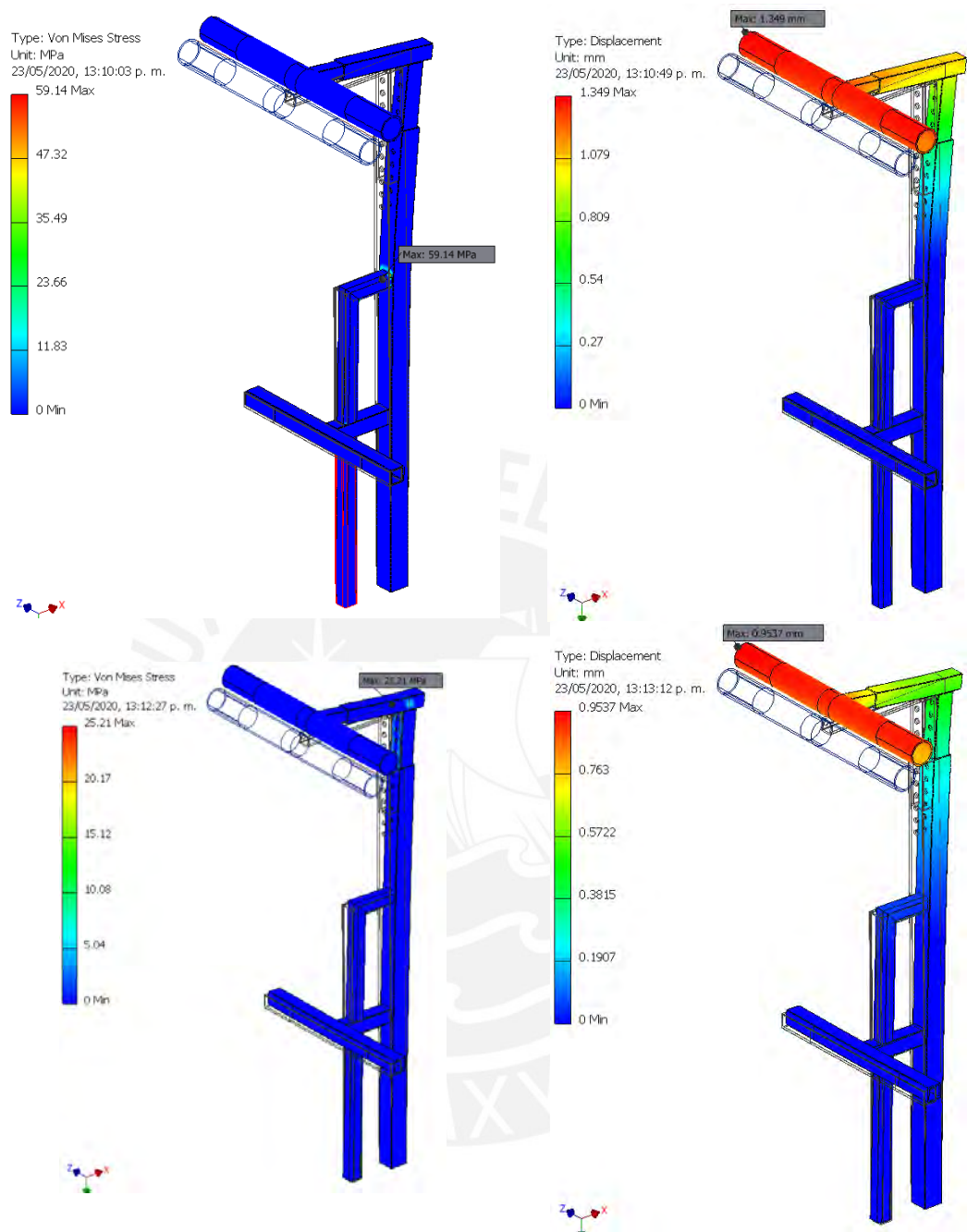


Figura C.2.Esfuerzos y deformaciones para los instantes críticos del marco fijo con refuerzos.

2) Resultados del marco móvil

a. Resultados sin refuerzos angulares

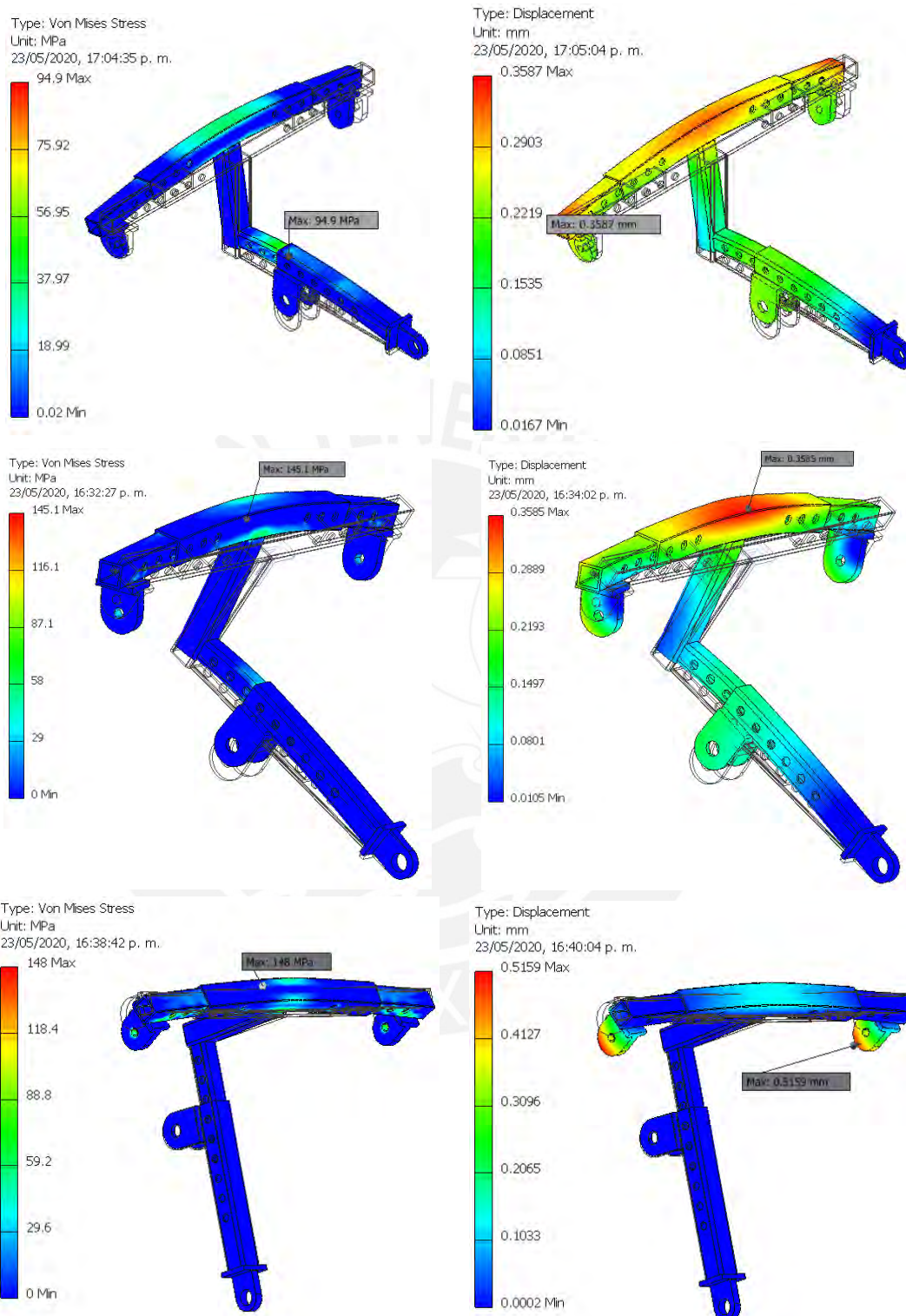


Figura C.3.. Esfuerzos y deformaciones para los instantes críticos del marco móvil sin refuerzos.

b. Resultados con refuerzos angulares

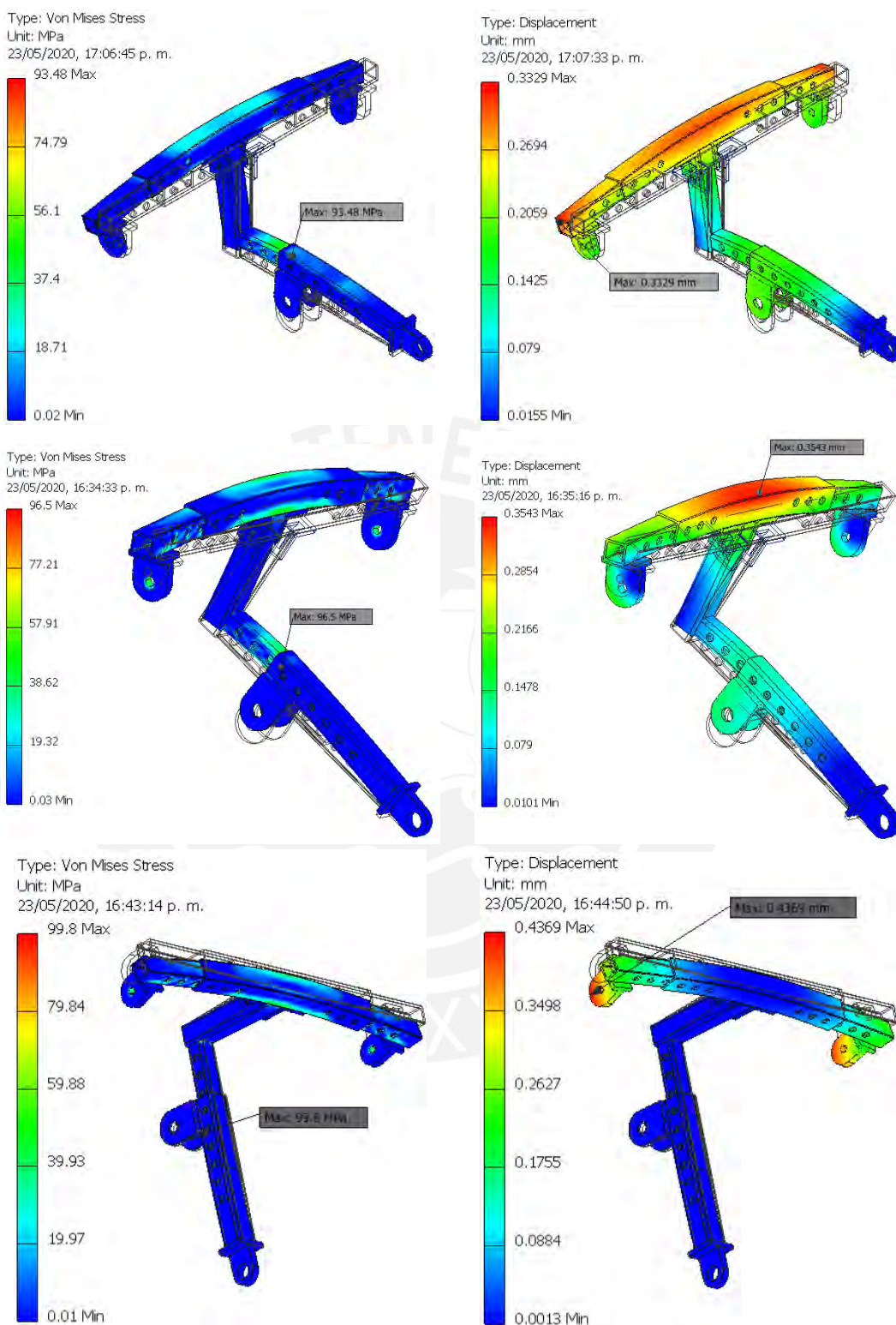


Figura C.4.. Esfuerzos y deformaciones para los instantes críticos del marco móvil con refuerzos.

3) Resultados del perfil de soporte

a. Resultados sin estructura adicional



Figura C.5.. Esfuerzos y deformaciones para los primeros dos instantes críticos del perfil de soporte sin refuerzos.

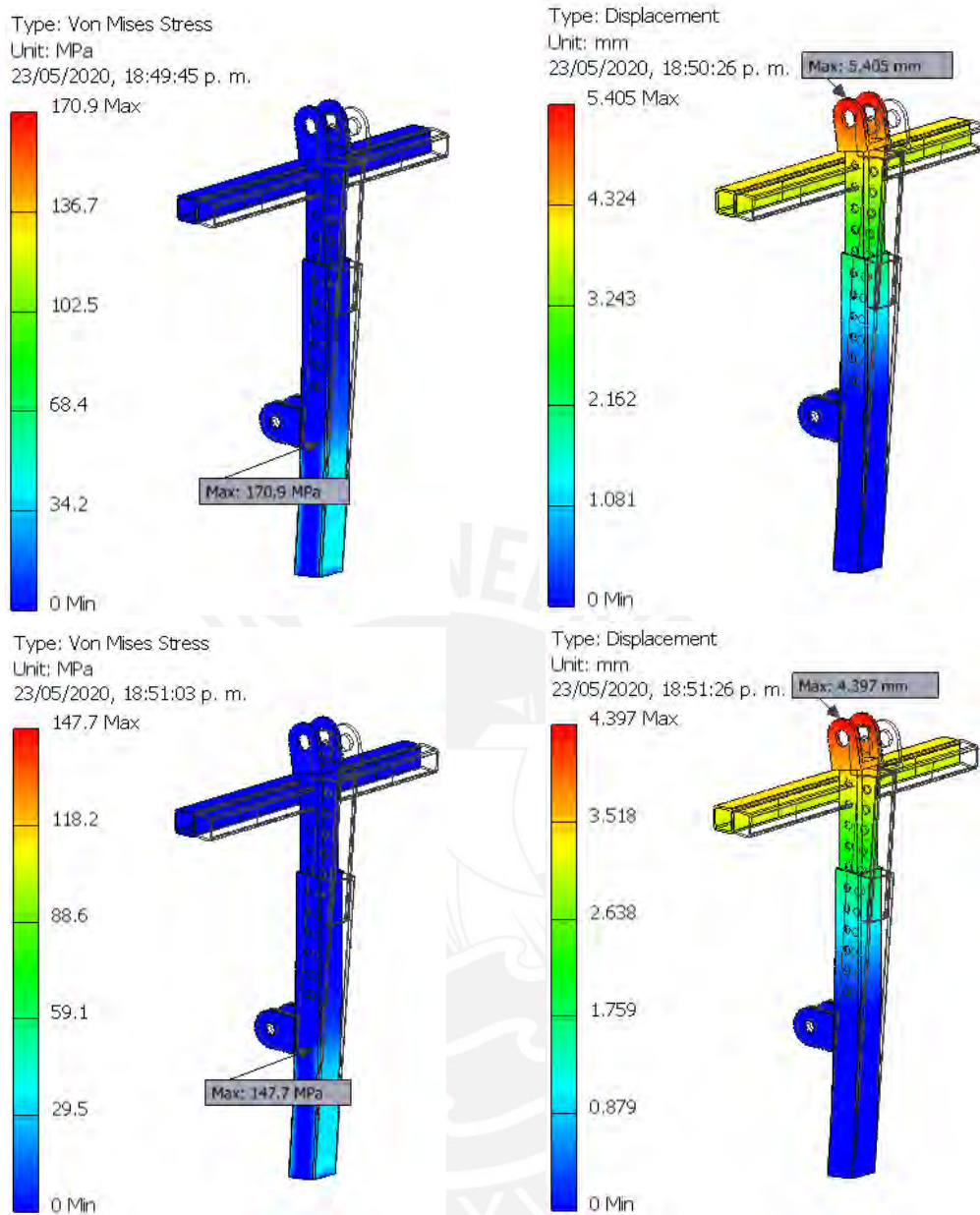


Figura C.6.. Esfuerzos y deformaciones para los segundos dos instantes críticos del perfil de soporte sin refuerzos.

b. Resultados con estructura adicional

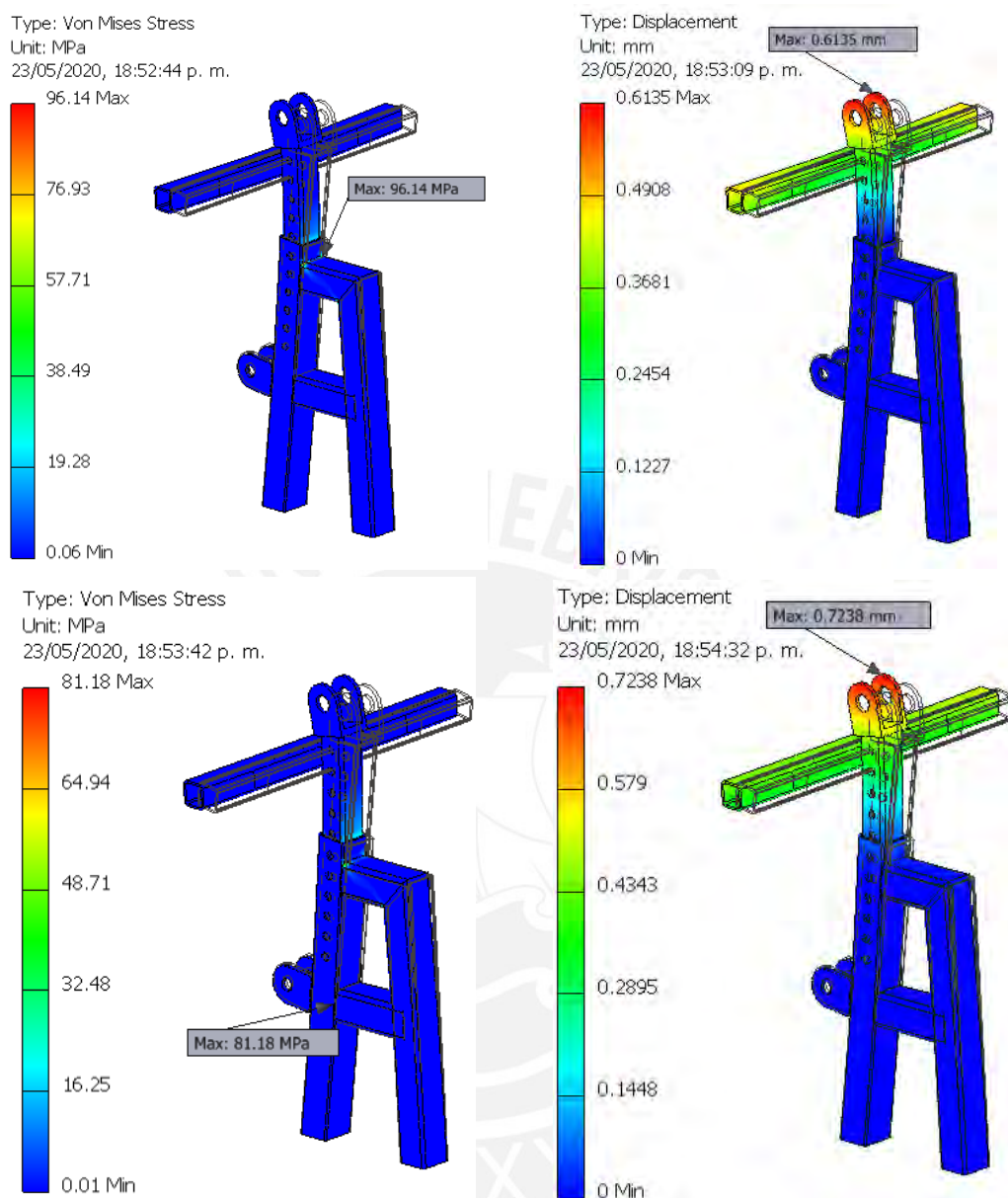


Figura C.7. Esfuerzos y deformaciones para los primeros dos instantes críticos del perfil de soporte con refuerzos.

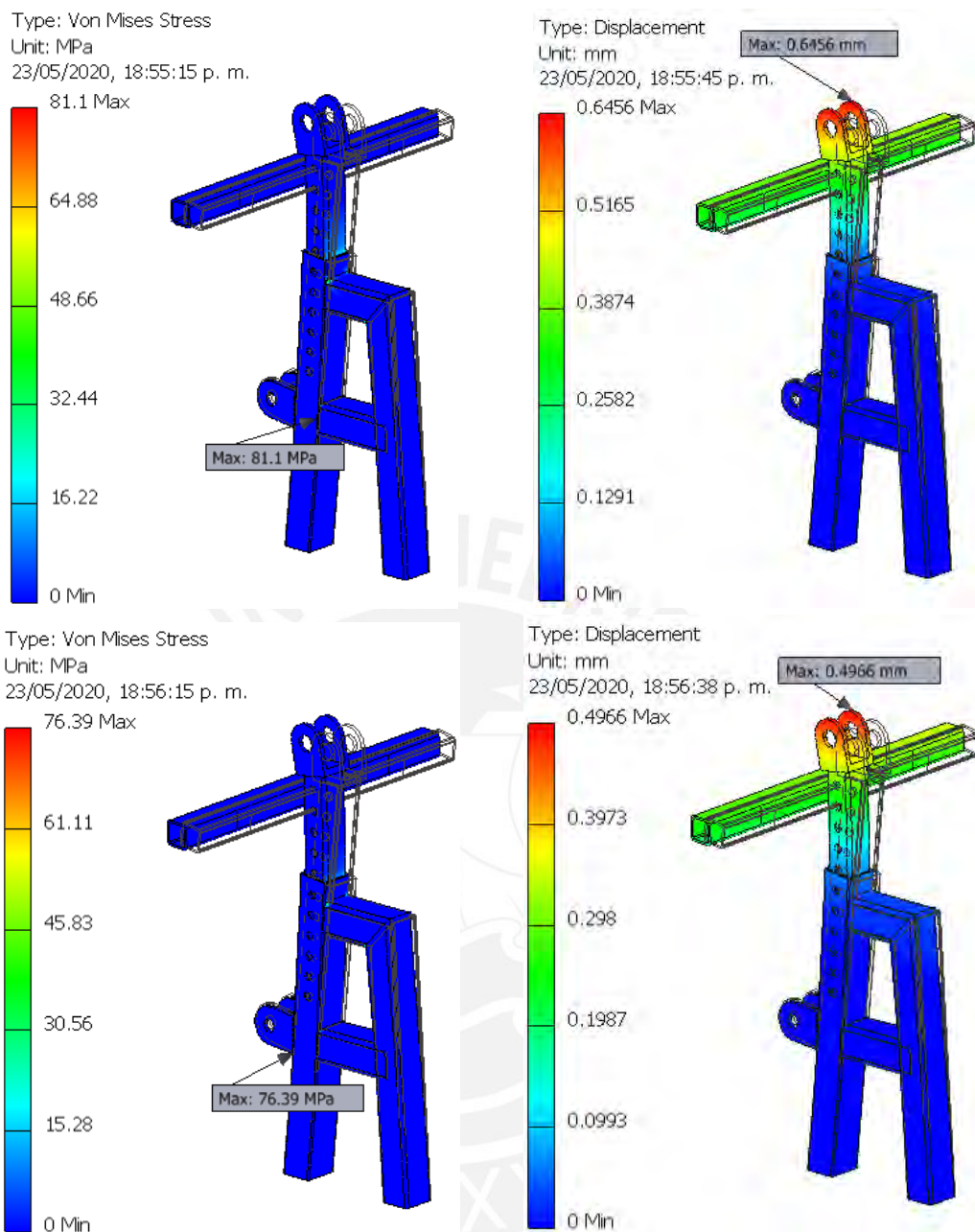


Figura C.8. Esfuerzos y deformaciones para los segundos dos instantes críticos del perfil de soporte con refuerzos.

4) Resultados del elemento base

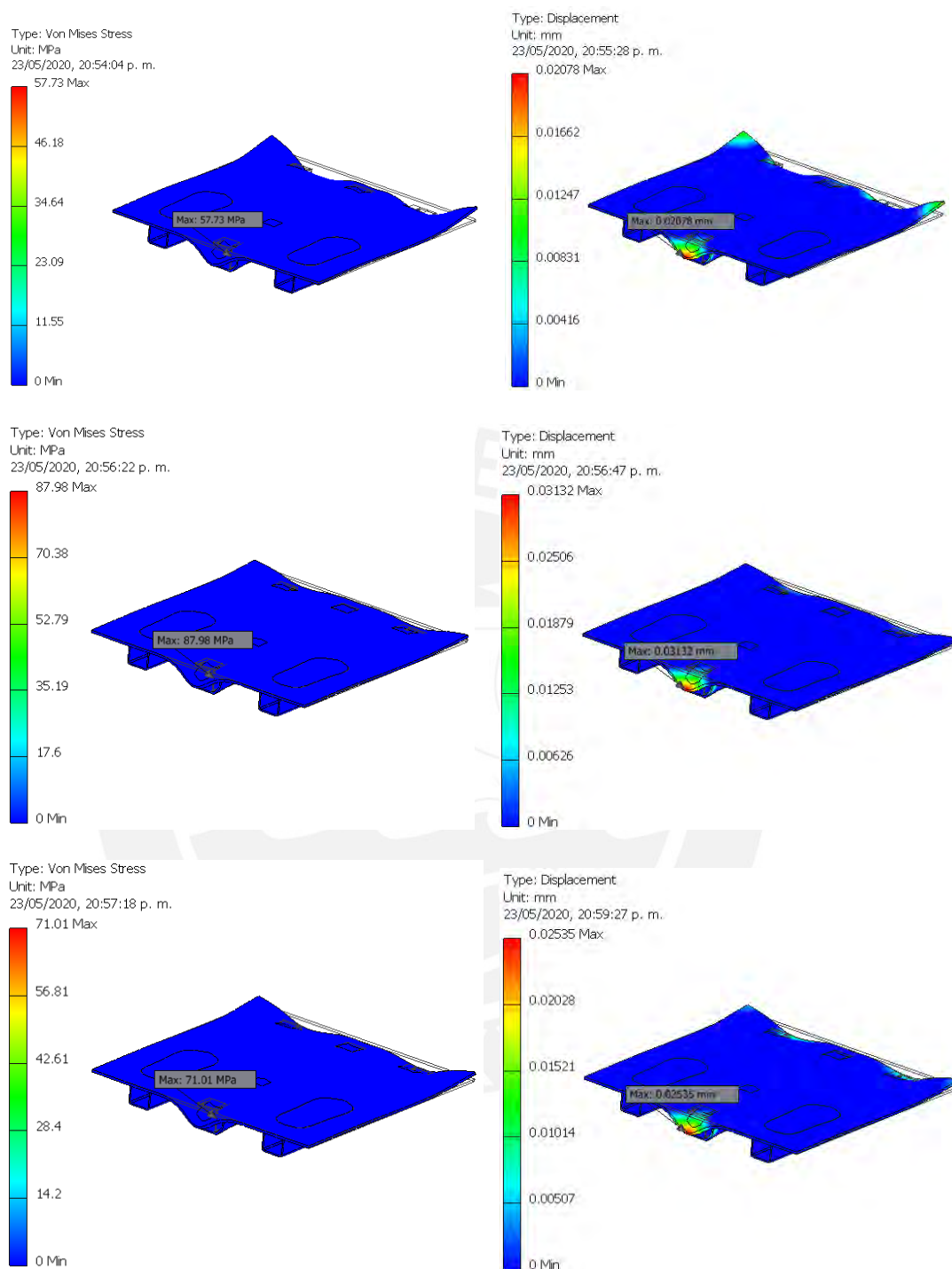


Figura C.9. Esfuerzos y deformaciones para los segundos dos instantes críticos del perfil de soporte.

ANEXO D : ANÁLISIS DE ELEMENTOS DE UNION

Luego de realizar las simulaciones para las situaciones más críticas de todos los elementos principales, se pudo observar que la unión entre perfiles soldados que está sometida a un mayor esfuerzo se encuentra ubicada en el perfil de soporte y ocurre en el primer instante crítico, la cual se muestra en la Figura C1. Es así que el cordón de soldadura debe ser diseñado para esta zona.

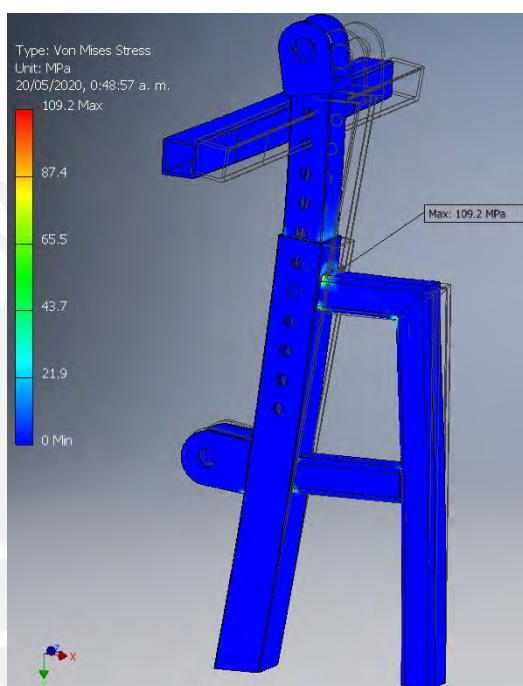


Figura D.1. Zona crítica para soldadura.

Tomando los datos de la carga máxima en esta zona, se propone usar un cordón de soldadura en filete con contorno convexo de 4mm alrededor de todo el perfil, el cual será verificado mediante una simulación del perfil de soporte. La simulación estará sometida a las mismas condiciones que se tomaron anteriormente, con la diferencia que ahora se debe considerar que el tipo de contacto entre el perfil de soporte y la placa base es de separación, ya que lo que los une es el cordón de soldadura.

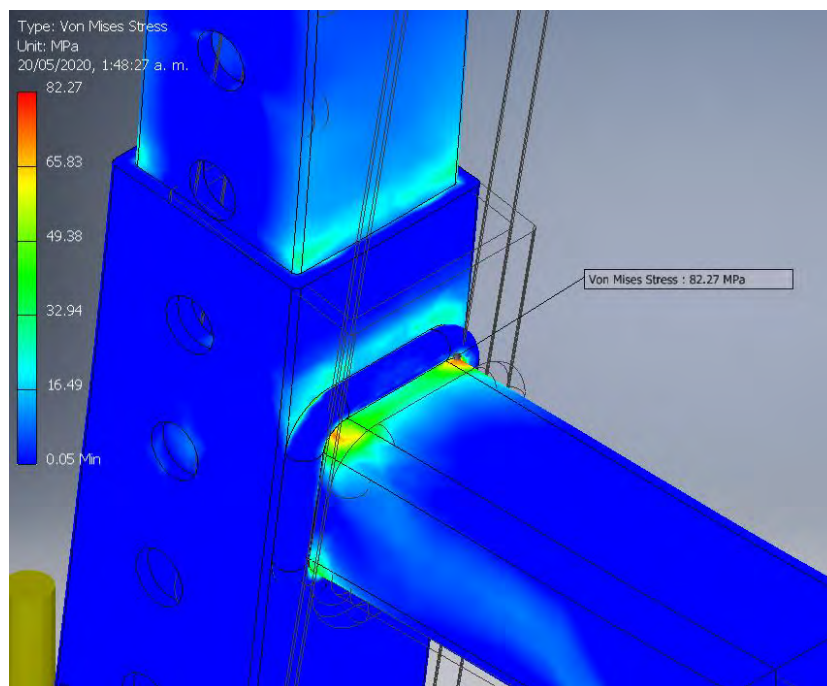


Figura D.2. Resultado de simulación por soldadura.

En la Figura C2, se muestra el resultado de la simulación, donde se puede observar que el esfuerzo máximo en el perfil es de 82.27 MPa, el cual está muy por debajo del esfuerzo de fluencia de manera que la selección es correcta.

Con respecto al perno de unión de perfiles, la situación más crítica ocurre en el elemento marco móvil para el segundo instante crítico. Entonces, el perno debe ser evaluado en esta zona, la cual se muestra en la Figura C3.

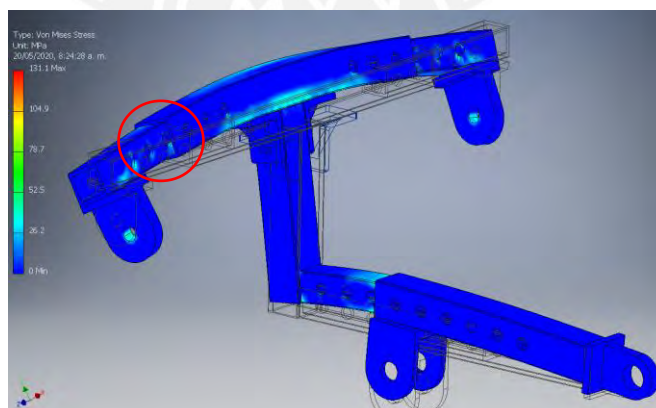


Figura D.3. Zona crítica para perno de unión.

Se propuso el uso de un perno de cabeza hexagonal ISO 8676 M10, al cual además se le añadió un elemento de plástico PBT de manera que el usuario lo pueda manipular fácilmente sin necesidad de usar una herramienta, además de aumentar el área de contacto con el perfil. En la Figura C4 se puede ver todo el elemento.

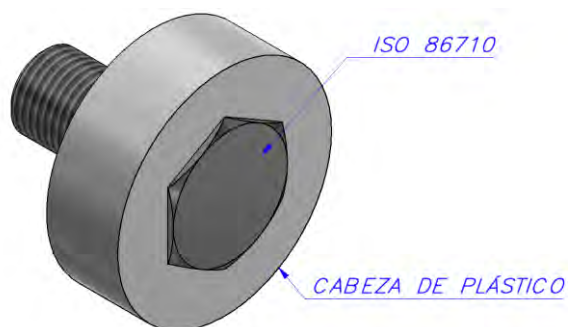


Figura D.4. Partes del perno de unión de perfiles.

De manera similar a la soldadura, la simulación se realizará con las mismas condiciones que se tomaron anteriormente para el marco móvil, pero se usará un tipo de contacto de separación en las caras de los perfiles. Como se puede observar en los resultados mostrados en la Figura C5, el esfuerzo en el perno resulta ser de 338 MPa, que a pesar de ser alto tiene un factor de seguridad de 2.03 debido a que el esfuerzo de fluencia del material del perno es de 689 MPa.

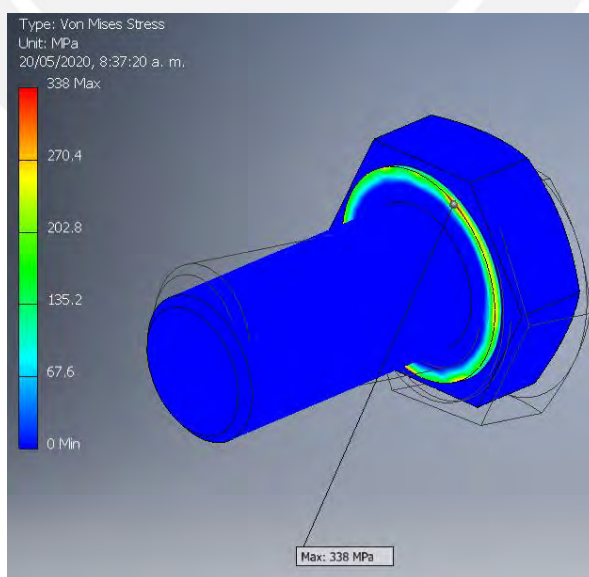


Figura D.5. Resultado de simulación del perno de unión.

ANEXO E : COMPONENTES ELECTRÓNICOS BÁSICOS

1) Circuito de encendido-apagado

A continuación, se detallará la selección de los valores de resistencias presentes en el circuito de encendido-apagado, el cual se muestra nuevamente en la Figura E.1.

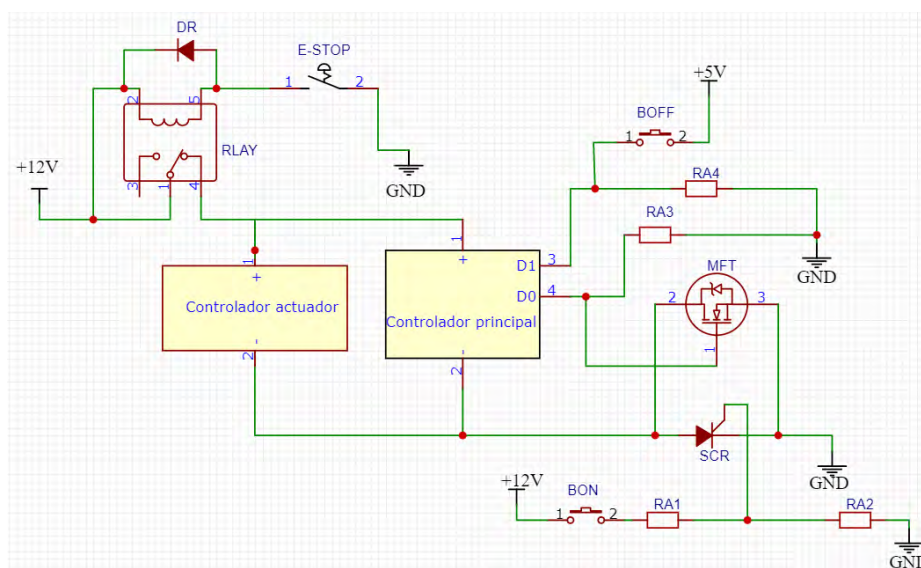


Figura E.1. Circuito de encendido-apagado.

La resistencia R_{A1} se usa para limitar la corriente que ingresa a S_{CR} , mientras que las resistencias R_{A2} , R_{A3} , R_{A4} se usan para enviar un voltaje definido a M_{FT} y al microcontrolador principal en lugar de alta impedancia. Estas tres últimas resistencias tendrán un valor de $10k\Omega$, el cual es un valor recomendado para resistencias Pull-down³³.

Con respecto a la resistencia R_{A1} , esta debe ser calculada de manera que ingrese al terminal G del tiristor, una corriente de por lo menos 30 mA . Es así que cuando B_{ON} está pulsado, aplicando la ley de Kirchoff en el nodo mostrado en la Figura E.2 se obtiene la Ecuación E.1, la cual permite encontrar una relación entre R_{A1} y R_{A2} .

³³ Valor recomendado para un microcontrolador común (Arduino): <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/DigitalPins>. Consulta: junio del 2020

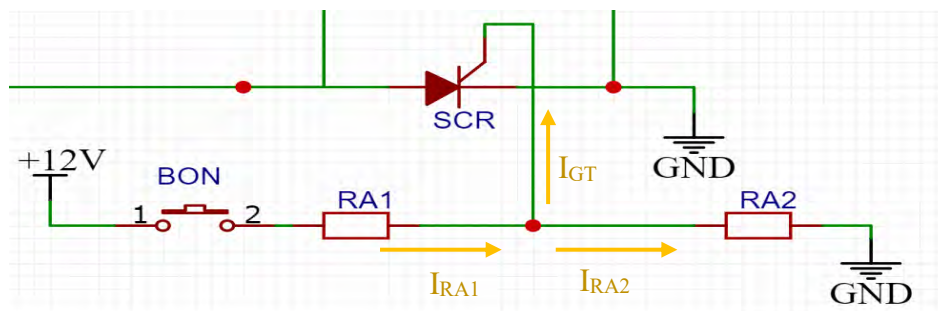


Figura E.2. Circuito de disparo de SCR.

$$\begin{aligned}
 I_{RA1} &= I_{GT} + I_{RA2} \\
 \frac{12 - V_{GT}}{R_{A1}} &= I_{GT} + \frac{V_{GT}}{R_{A2}} \\
 \frac{12 - 1.5}{R_{A1}} &= 30 + \frac{1.5}{R_{A2}} \\
 R_{A1} &= \frac{10.5 R_{A2}}{1.5 + 30 R_{A2}}
 \end{aligned} \tag{E.1}$$

Entonces, como el valor de R_{A2} se estableció en $10k\Omega$, se tendría un valor de 348Ω para R_{A1} , el cual no es un valor comercial, por lo que se escogerá un valor de 330Ω . Con este valor, se debe volver a calcular el valor de I_{GT} para verificar que supere los $30mA$. Para ello, se aplica la ley de Kirchoff nuevamente en el mismo nodo y se obtiene la Ecuación E.2.

$$\begin{aligned}
 I_{RA1} &= I_{GT} + I_{RA2} \\
 \frac{12 - V_{GT}}{R_{A1}} &= I_{GT} + \frac{V_{GT}}{R_{A2}} \\
 I_{GT} &= \frac{12 - V_{GT}}{R_{A1}} - \frac{V_{GT}}{R_{A2}} = 31.66mA
 \end{aligned} \tag{E.2}$$

Como se puede observar la corriente es superior a $30mA$, por lo que el tiristor se activará sin ningún problema. Lo siguiente es calcular la potencia que consume la resistencia R_{A1} , la cual se determina mediante la Ecuación E.3.

$$P_{RA1} = \frac{(12 - V_{GT})^2}{R_{A1}} = \frac{10.5^2}{330} = 0.334W \tag{E.3}$$

Con el valor determinado se concluye que se debe usar una resistencia de $0.5W$ para que pueda trabajar sin problemas.

2) Leds indicadores

La interfaz cuenta con dos grupos de leds (3 cada uno), los cuales brindarán a la persona alertas e indicadores del proceso actual del dispositivo. Se usarán leds brillantes de 10mm, de manera que la persona pueda visualizar adecuadamente cada señal. Las alertas serán representadas de color naranja y los procesos de color azul. En la Figura E.3 se puede ver el tamaño del led seleccionado.



Figura E.3. Tamaño del led seleccionado comparado con una moneda.³⁴

En la Tabla E.1 se pueden ver las principales características del led seleccionado, donde se puede apreciar que la corriente que consumen es baja, sin embargo este valor supera el límite de corriente que puede entregar el microcontrolador a través de sus pines digitales (40mA), por lo que se tendrá que añadir un componente adicional que soporte mayor corriente.

Tabla E.1. Principales características del led seleccionado.

Voltaje en conducción	3.2 VDC
Corriente máxima	80 mA
Corriente sugerida	65-75 mA

Es así que se usará el circuito mostrado en la Figura E.4, donde se puede ver que además de una resistencia que limita la corriente, se usará un transistor como interruptor para la activación del led.

³⁴ Super Bright Led: <https://www.sparkfun.com/products/8860>. Consulta: junio del 2020

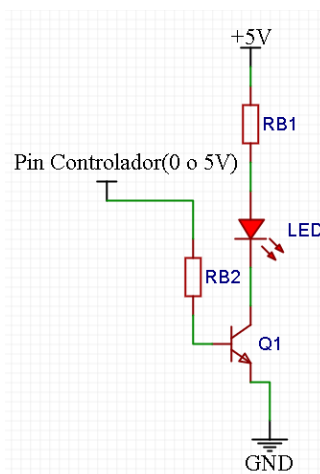


Figura E.4. Circuito para activación de Led.

El transistor estará inicialmente en corte, es decir, será como un interruptor abierto entre el emisor y colector. Cuando el controlador envíe una señal de 5V a través del pin y esta llegue a la base del transistor, este último entrará en modo de saturación (interruptor cerrado entre emisor y colector), encendiendo el led. En la Tabla E.2 se muestran las características del transistor seleccionado, mientras que en la Figura E.5 se muestra una ilustración.

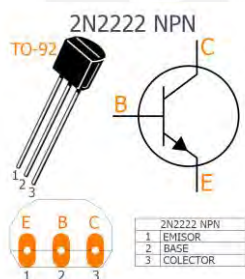


Figura E.5. Transistor utilizado para leds indicadores.³⁵

Tabla E.2. Características principales del transistor para leds indicadores.

Característica	Valor
Voltaje emisor-colector en saturación (V_{CE})	0.4 VDC
Voltaje base-emisor en saturación (V_{BE})	1.3 VDC
Ganancia de corriente (h_{FE})	200
Corriente máxima emisor (I_E)	500mA

Lo primero que se debe realizar es calcular la resistencia que limita la corriente en el led R_{B1} asumiendo que el transistor está en modo de saturación. Por la tanto, aplicando la ley de Ohm, mostrada en la Ecuación E.4, donde I_{SD} es la corriente sugerida del diodo led y V_{CD} es el voltaje en conducción del diodo led, se obtiene el valor de R_{B1} .

$$R_{B1} = \frac{5 - V_{CD} - V_{CE}}{I_{SD}} = \frac{5 - 3.2 - 0.4}{0.070} = 20\Omega \quad (\text{E.4})$$

³⁵ Transistor NPN 2N2222: <https://www.cdmxelectronica.com/producto/transistor-bjt-2n2222-to-92-npn-30v/>. Consulta: junio del 2020.

Teniendo en cuenta que 20Ω es un valor comercial de resistencia, ahora se debe calcular la potencia que consume, la cual se obtiene mediante la Ecuación E.5. De esta manera, una resistencia de $0.125W$ será suficiente.

$$P = I_{SD}^2 R_A = (0.07^2)(20) = 0.09W \quad (E.5)$$

Lo siguiente es calcular la corriente que ingresa por la base I_b , la cual está relacionada con la corriente del emisor, que en este caso es I_{SD} , según la Ecuación E.6. Aplicando nuevamente la ley de Ohm se obtiene la Ecuación E.7, donde V_{PC} es el voltaje que entrega el pin digital del controlador. Con esta Ecuación se puede hallar el valor de R_{B2} , el cual se aproximará a $10 k\Omega$ de manera que sea una resistencia comercial.

$$I_b = \frac{I_{SD}}{h_{FE}} = \frac{70}{200} = 0.35mA \quad (E.6)$$

$$R_{B2} = \frac{V_{PC}}{I_b} = \frac{5-1.3}{0.00035} = \frac{70}{200} = 10571.\Omega \approx 10k\Omega \quad (E.7)$$

De manera similar que, con R_{B1} , se debe calcular la potencia para esta resistencia, para lo cual se aplica la Ecuación E.8. Como se observa, la potencia consumida es muy baja por lo que una resistencia de un $0.125W$ bastará.

$$P = I_{SD}^2 R_{B2} = (0.00035^2)(20) = 2.45\mu W \quad (E.8)$$

3) Adaptación de señales PWM

Debido a que el controlador principal seleccionado no es capaz de entregar una señal de control ni leer una señal mayor a $5V$, se debe añadir un circuito electrónico adicional para que este pueda interactuar adecuadamente con el controlador del actuador.

En el caso de la señal de control PWM que se le envía al controlador, se usará un circuito amplificador de una señal que varía de $0-5V$ a una señal que varíe de $0-12V$. Para ello se utilizará un amplificador operacional y un arreglo de resistencias como se muestra en la Figura E.6.

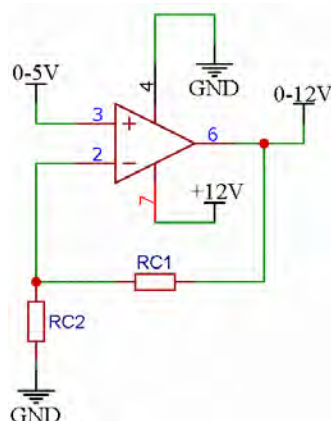


Figura E.6. Circuito amplificador de señal de 0-5V a 0-12V.

El amplificador operacional seleccionado es el que se muestra en la Figura E.7 y cuyas características principales se observan en la Tabla E.3. Es importante aclarar que a pesar de que el amplificador sólo puede entregar hasta $250mV$ por debajo del voltaje de alimentación, esto no afectará la señal, ya que el controlador del actuador interpreta cualquier señal mayor a 10V como valor en alta.

Asimismo, es importante verificar que la frecuencia con la que conmuta la salida del amplificador sea mayor a la frecuencia de la onda PWM entregada por el controlador principal. Para ello, según la hoja de datos del actuador, el amplificador varía el voltaje en su salida a una velocidad de $30 V/\mu s$, de manera que considerando el máximo cambio que puede haber (de 0 a 12V), la salida tardará en conmutar sólo $0.4 \mu s$, tiempo totalmente despreciable con respecto al periodo más bajo de la señal PWM que admite el controlador del actuador, el cual es de $1 ms$, según lo especificado en su hoja de datos.



Figura E.7. Amplificador operacional utilizado para transformar señal 5Va 12V.³⁶

Tabla E.3. Características principales del amplificador operacional utilizado para transformar señal 5Va 12V.

Característica	Valor
Voltaje alimentación (V_{SUP})	12 V
Voltaje max. Salida	$V_{SUP}-250mV$
Retraso en la salida	$30V/\mu s$

³⁶ Op Amp OPA726AID: <https://www.ti.com/product/OPA726?keyMatch=OPA726&tisearch=Search-EN-everything&usecase=GPN>. Consulta: junio del 2020.

Debido a que se puede considerar que entre los terminales 2 y 3 del amplificador el voltaje es el mismo. Al aplicar la ley de Ohm entre los terminales de ambas resistencias (R_{C1} y R_{C2}) se obtiene la Ecuación E.9, donde V_{IN1} y V_{O1} son el voltaje en la entrada y salida del amplificador operacional respectivamente. Por lo tanto, si se desea que V_{O1} sea $12V$ cuando V_{IN1} es $5V$, la relación entre las resistencias R_{C1} y R_{C2} debe ser de 1.4 .

$$V_{O1} = V_{IN1} \left(1 + \frac{R_{C1}}{R_{C2}} \right) \quad (E.9)$$

De esta manera, se propone usar un valor de $5.6 k\Omega$ para el valor de R_{C1} y debido a que el valor de R_{C2} , el cual debe ser $4 k\Omega$, no es comercial, se usarán dos resistencias en serie de $3 k\Omega$ y $1 k\Omega$.

Por otro lado, ya que la corriente en todas las resistencias es la misma, la que consume mayor potencia es la que tiene mayor valor, es decir $5.6 k\Omega$. La potencia en esta resistencia estará determinada por la Ecuación E.10. Como se observa, el valor es pequeño por lo que una resistencia de $0.125W$ será suficiente.

$$P = \frac{(V_{O1} - V_{IN1})^2}{R_{C1}} = \frac{7^2}{5600} = 8.75mW \quad (E.10)$$

Con respecto a la señal PWM que el controlador del actuador entrega al controlador principal, se usará un divisor de voltaje para reducir la señal de $0-10V$ a $0-5V$, mostrado en la Figura E.8.

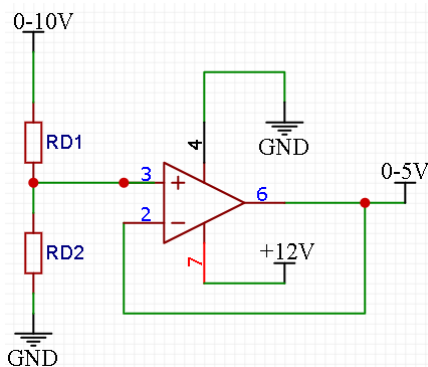


Figura E.8. Circuito reductor de señal de 0-10V a 0-5V.

El amplificador operacional será el mismo que se usará en el circuito anterior. Entonces, si se aplica la ley de Ohm entre los terminales de las dos resistencias (R_{D1} y R_{D2}) y se considera el mismo voltaje entre los terminales de entrada del amplificador operacional, se obtiene la Ecuación E.11. En esta Ecuación, V_{IN2} y V_{O2} son el voltaje en la entrada y salida del amplificador operacional respectivamente. Por lo tanto, si se desea que V_{O2} sea $5V$ cuando V_{IN1} es $10V$, las resistencias R_{D1} y R_{D2} deben ser de igual valor. Es así, que se propone usar un valor de $3\text{ k}\Omega$ para ambas resistencias.

$$V_{O2} = V_{IN2} \left(\frac{R_{D2}}{R_{D1} + R_{D2}} \right) \quad (\text{E.11})$$

Por otro lado, ya que la corriente en ambas resistencias es la misma, la potencia en cualquiera de las dos estará determinada por la Ecuación D.12. Como se observa, el valor es pequeño por lo que una resistencia de $0.125W$ será suficiente.

$$P = \frac{(V_{O1})^2}{R_{D2}} = \frac{5^2}{3000} = 8.33mW \quad (\text{E.12})$$

4) Sensores de seguridad

Con el objetivo de verificar que el usuario haya tomado en cuenta los tres puntos de sujeción, se colocarán fotoresistencias (LDR³⁷), las cuales funcionarán como sensor de seguridad. Estos dispositivos se ubicarán en las zonas de fijación de manera que cuando la persona tenga contacto con estas zonas, impedirá que la luz incida directamente sobre el sensor, lo que generará un cambio en la resistencia que será interpretado por el controlador como una señal de confirmación de que la persona ha tomado en cuenta el punto de sujeción. En la Figura E.9 se muestra el sensor seleccionado de código GL5528 y su curva característica.

³⁷ Light-dependent resistor

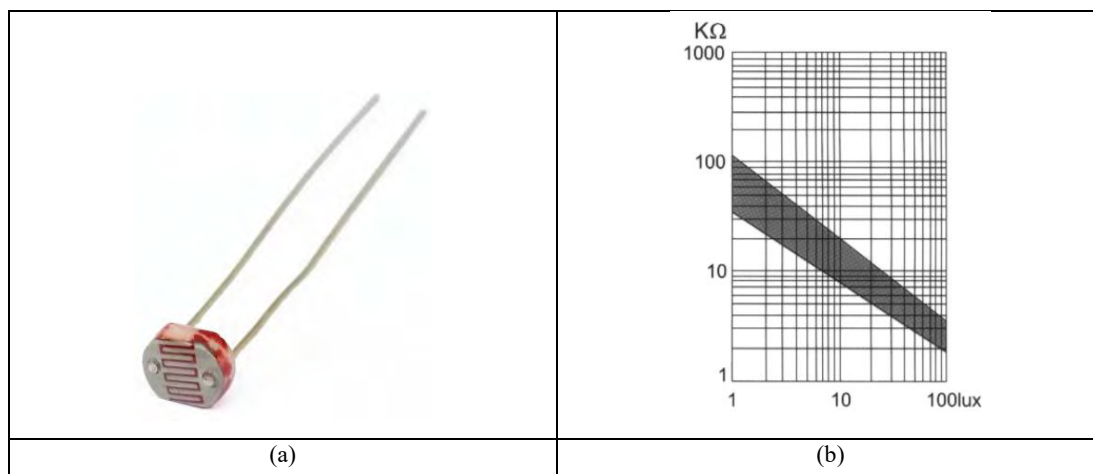


Figura E.9. Sensor GL5528 (a)Modelo real, (b) Variación de resistencia eléctrica vs intensidad luminosa.

Es importante definir qué condición se tomará como oscura o clara, ya que es así como el controlador debe interpretar el estado del sensor. Para ello, en la Tabla E.4 se muestran valores de intensidad lux en diferentes ambientes, con la cual se establecerá que el controlador debe interpretar un valor de menos de 10 lux como oscuro, es decir, si la resistencia en el sensor sea mayor a $20k\Omega$, la persona tomó en cuenta el punto de sujeción.

Tabla E.4. Típicos valores de iluminancia en distintos ambientes.

Iluminancia	Ambiente
0.002 lux	Cielo nocturno nublado, luna nueva
0.2 lux	Iluminación mínima para luz de emergencia
0.27-1 lux	Cielo nocturno despejado, luna llena
3.4 lux	Límite oscuro del crepúsculo bajo cielo despejado
50 lux	Sala familiar
80 lux	Pasillo/Cuarto de baño
100 lux	Día oscuro, nublado
300-500 lux	Amanecer/puesta de sol
1000 lux	Estudio de TV iluminado
10000-25000 lux	Luz de día despejado
32000-130000 lux	Luz del sol directa

El circuito mostrado en la Figura E.10. Circuito para lectura de sensor LDR., es el que se utilizará para leer el estado del sensor mediante el controlador.



Figura E.10. Circuito para lectura de sensor LDR.

El controlador leerá un estado de “0 lógico” en un pin digital sólo si el voltaje que ingresa es menor a $1.5V$, esto según lo descrito en su hoja de datos. Entonces, la resistencia R_{E1} debe ser tal que el voltaje en la entrada del controlador sea menor a $1.5V$ cuando la resistencia del sensor R_{LDR} sea mayor a $20k\Omega$. Para ello, planteando la ley de ohm en ambas resistencias se obtiene la Ecuación E.13.

$$\begin{aligned}
 1.5 &= \frac{5R_{E1}}{R_{E1} + R_{LDR}} \\
 0.3 &= \frac{R_{E1}}{R_{E1} + 20} \\
 R_{E1} &= 8.57k\Omega
 \end{aligned}
 \tag{E.13}$$

Debido a que el valor obtenido no es comercial, se debe tomar el inmediato superior ($10k\Omega$), esto no afectará el resultado ya que sólo se estaría reduciendo el límite máximo de iluminancia para considerar que la persona tomó en cuenta el punto de sujeción, es decir, el sensor no entregaría una señal falsa si el ambiente resulta ser bastante oscuro.

Lo siguiente es calcular la potencia máxima que consume la resistencia R_{E1} , que será cuando la resistencia en el sensor R_{LDR} tenga el valor más bajo posible, el cual es $2k\Omega$. De esta forma, la potencia se calcula mediante la Ecuación E.14, la cual es bastante baja por lo que una resistencia de $0.125W$ será suficiente.

$$P_{RE1} = \left(\frac{5R_{E1}}{R_{E1} + R_{LDR}} \right)^2 \frac{1}{R_{E1}} = \left(\frac{(5)(10)}{10 + 2} \right)^2 \left(\frac{1}{10} \right) = 1.74mW \quad (\text{E.14})$$

5) Sensor de batería baja

Debido a que el voltaje en la batería disminuye hasta $9V$ cuando ya no tiene carga, el sensor de batería baja debe detectar esta variación de voltaje. Para medir este voltaje, no será necesario un sensor adicional, ya que el controlador principal posee entradas analógicas por las que se puede leer una señal de 0 a $5V$ con una resolución de 10 bits. Lo único que se debe implementar es un circuito divisor de voltaje con resistencias que regularán el voltaje de $12.6V$ (voltaje máximo en la batería) a $5V$ (voltaje máximo que el controlador puede leer). Ver Figura E.11.

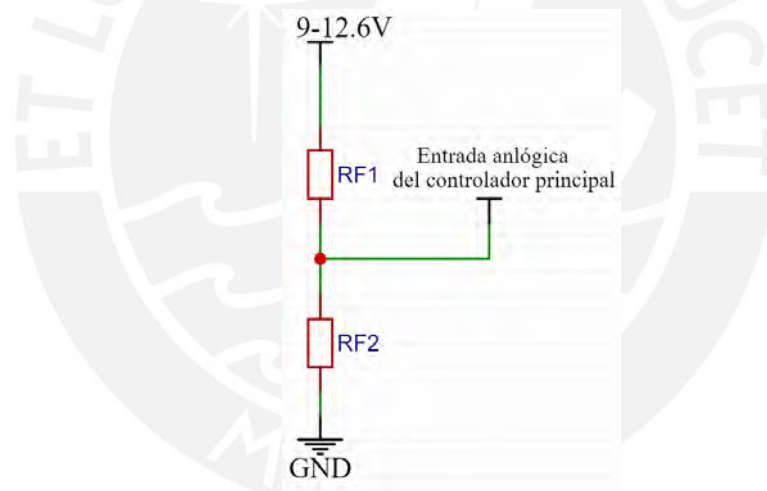


Figura E.11. Circuito para leer el voltaje en la batería.

De forma similar al circuito de encendido, la resistencia R_{F2} se usa para enviar una señal de $0V$ en lugar de alta impedancia y se fijará en $10k\Omega$. Si se aplica la ley de Ohm en ambas resistencias, se obtiene la Ecuación E.15, donde V_{BT} es el voltaje que lee el controlador y V_{BB} es el voltaje real de la batería, los cuales serán reemplazados por $12.6V$ y $5V$ respectivamente, obteniendo al final una relación entre R_{F1} y R_{F2} .

$$V_{BT} = \frac{R_{F2}}{R_{F1} + R_{F2}} V_{BB} \quad (\text{E.15})$$

$$R_{F1} = 1.52R_{F2}$$

Entonces, como el valor de R_{F2} se estableció en $10k\Omega$, el valor de R_{F1} debería ser de $15.2k\Omega$, sin embargo, debido a que no es un valor comercial, se tomará el inmediato superior, el cual es $16k\Omega$, con el objetivo de nunca sobrepasar los $5V$. Por otro lado, ya que la corriente en ambas resistencias es la misma, R_{F1} será la que disipa más potencia, la cual se termina mediante la Ecuación E.16. Como se observa, una resistencia de $0.125W$ será suficiente.

$$P_{R_{F1}} = \frac{V_{R_{F1}}^2}{R_{F1}} = 3.767mW \quad (E.16)$$

6) Botones de control y emergencia

La interfaz de usuario contará con 4 botones, un botón de encendido, un botón de apagado, un botón de inicio y un botón de emergencia. Los criterios principales de selección se basan en el tamaño, ya que deben ser visibles para el usuario; y el voltaje y la corriente máxima que puede soportar. En la Tabla E.5 se muestran las características que deben tener los botones de control y emergencia.

Tabla E.5. Características de los botones de control y emergencia.

Botón/ Característica	Forma y tamaño	Tipo	Voltaje (V)	Corriente (mA)
Encendido	Redondo, $\varnothing 22mm$	Normalmente abierto, retorno automático	12	32
Apagado	Redondo, $\varnothing 22mm$	Normalmente abierto, retorno automático	5	20
Inicio	Redondo, $\varnothing 22mm$	Normalmente abierto, retorno automático	5	20
Emergencia	Redondo, $\varnothing 22mm$	Normalmente abierto, retorno manual	12	75

Debido a que los botones presentan características ampliamente comerciales, se pueden encontrar fácilmente en el entorno local. Para objetivos del diseño de la interfaz se consideró usar los botones que se muestran a continuación, los cuales se muestran en una tienda online. En el caso de que se adquieran botones de otra marca, la variación

respecto a lo considerado sería muy pequeña, principalmente en el tamaño del agujero de montaje.

a) Botones de control

DRAWING FOR SHORT TYPE BUTTON

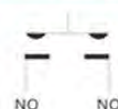


开关额定负载 Switch rated load

项目/Project	参数/Parameter
额定绝缘电压Ui Rated insulation voltage Ui	AC250V
发热电流Ith Heating current Ith	5A
额定电压 Rated voltage	DC 6V 12V 24V 36V 48V 220V
额定电流(A) Rated current	10 10 9 8 7 9

开关结构说明 Switch structure description

双点快动通断触头



由两只插脚组成，双点慢动通断触头

LED灯珠参数 LED lamp parameters

项目/Project	参数/Parameter
灯珠类型 Led type	高亮度LED灯珠，冷色 High brightness LED lamp, cool
额定电压 Rated voltage	AC/DC 3V, 5V, 6V, 12V, 24V, 36V, 48V, 110V, 220V
额定电流 Rated current	≤20mA
降压方式 Buck mode	单色发光内置双电阻降压 Single color light-emitting built-in dual resistance Buck 单色发光电路图：(不分正负极) Monochrome light emitting circuit diagram: (not positive or negative)
参考寿命 Reference life	40000小时 (参考值) 40000 hours (reference value)



o+ 是指双色灯公共端，电源为正极，
R- 是指双色灯电源为负极
G- 是指双色灯电源为负极



注：在电流电压下才可以
使用，最高电压为60V
注：可订制双正双色灯。

其它参数 Other parameters

项目/Project	参数/Parameter	项目/Project	参数/Parameter
开关型式 Switch type	快动单触点 Fast moving single contact	防爆等级 Explosion grade	Ik10 (针对金属材料) for metal material
接触电阻 Contact resistance	≤50mΩ	操作压力 Operating pressure	2.5~4.5N
绝缘电阻 Insulation resistance	≥1000MΩ	操作行程 Operation schedule	接通约2mm, 总行程约3mm Connected to about 2mm, head office about 3mm
绝缘强度 Insulation strength	2000VAC	螺母扭矩 Nut torque	5~14N.m
环境温度 Ambient temperature	-20°C ~ +55°C	外壳 Outer shell	不锈钢/黄铜镀镍/铝合金氧化/塑料 Stainless steel / brass plating aluminum alloy oxide / plastic
电器寿命 Electrical life	5万次以上 More than 50000 times	按键 Press key	不锈钢/黄铜镀镍/铝合金氧化/塑料 Stainless steel / brass plating aluminum alloy oxide / plastic
机械寿命 Mechanical life	50万次以上 More than 500000 times	底座 Base seat	工程塑料 Engineering
防水等级 Waterproof grade	IP67	触点 Touch point	银合金 Silver alloy

金属按钮 技术参数

Metal Button Technical Parameters

型号说明 Model description

LA128	安装直径 Mounting diameter	接线方式 Mode of connection	头部形状 Head shape	开关组合 Switch combination	头部类型 Head type	发光类型 Luminescence type	发光颜色 Luminous color	带灯电压 Lamp voltage	外壳材质 Shell material
公司代码 LA128	Φ16 Φ19 Φ22	A 插脚型 B 接线柱 C 超短型	P 平圆形斜面外壳 G 高平圆形斜面外壳	1NO-10 (No为常开触头) 1NC-01为常闭触头	:自复 D: 带灯 DZ: 带灯自锁 Z: 自锁	D 单点 E 环形 DY 电源符号		(AV/DC,V) 5 6 12 24 36 48 110 220 380 AC220 AC380	S 不锈钢 N 黄铜镀镍 P 工程塑料
		A Pin type B Terminal C Ultra short type	P flat circular bevel shell G Gaoping round slant shell	11为1NO1NC 22为2NO2NC 1NO—10 (NO is normally open contact) 1NC-01 is normally closed contact	: Self recovery D: with light DZ: self locking with lamp Z: self lock	D Single point E Annular DY Power source	S Stainless steel N Brass plating P Plastics		

38

b) Botón de emergencia



³⁸ Botones de metal 22cm:

<https://es.aliexpress.com/item/32949579002.html?spm=a219c.12010612.8148356.11.5326e413pj8Cg9>



39

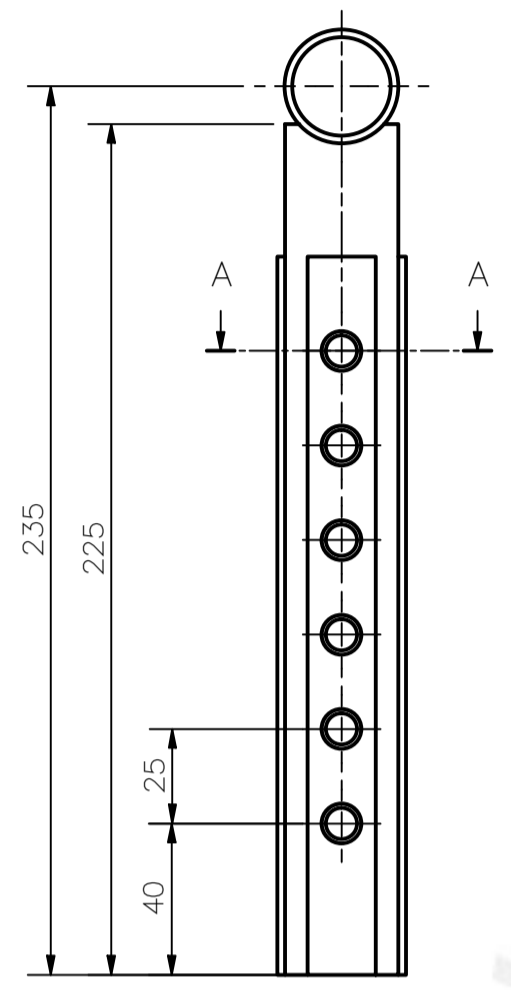
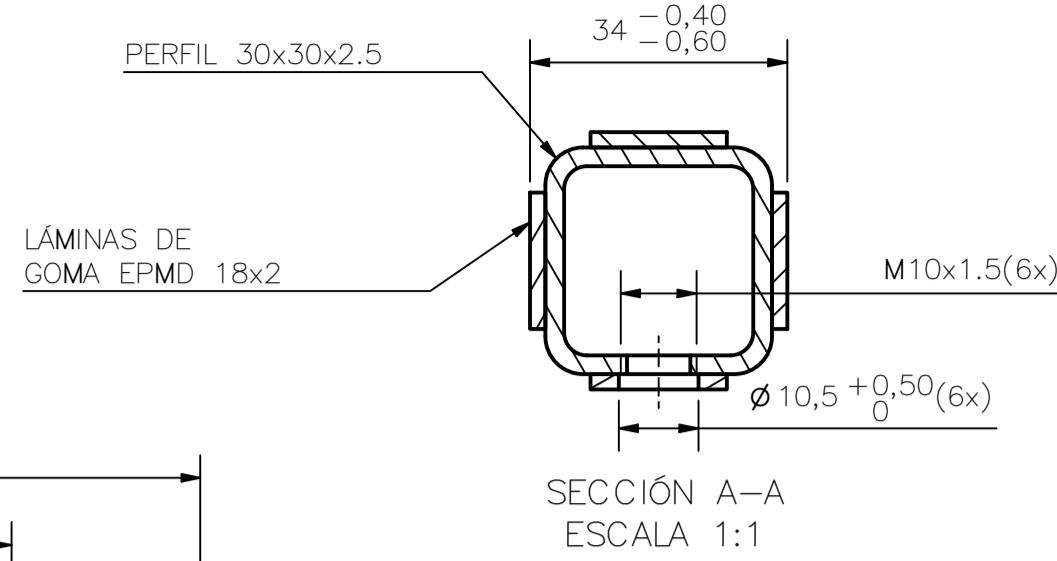
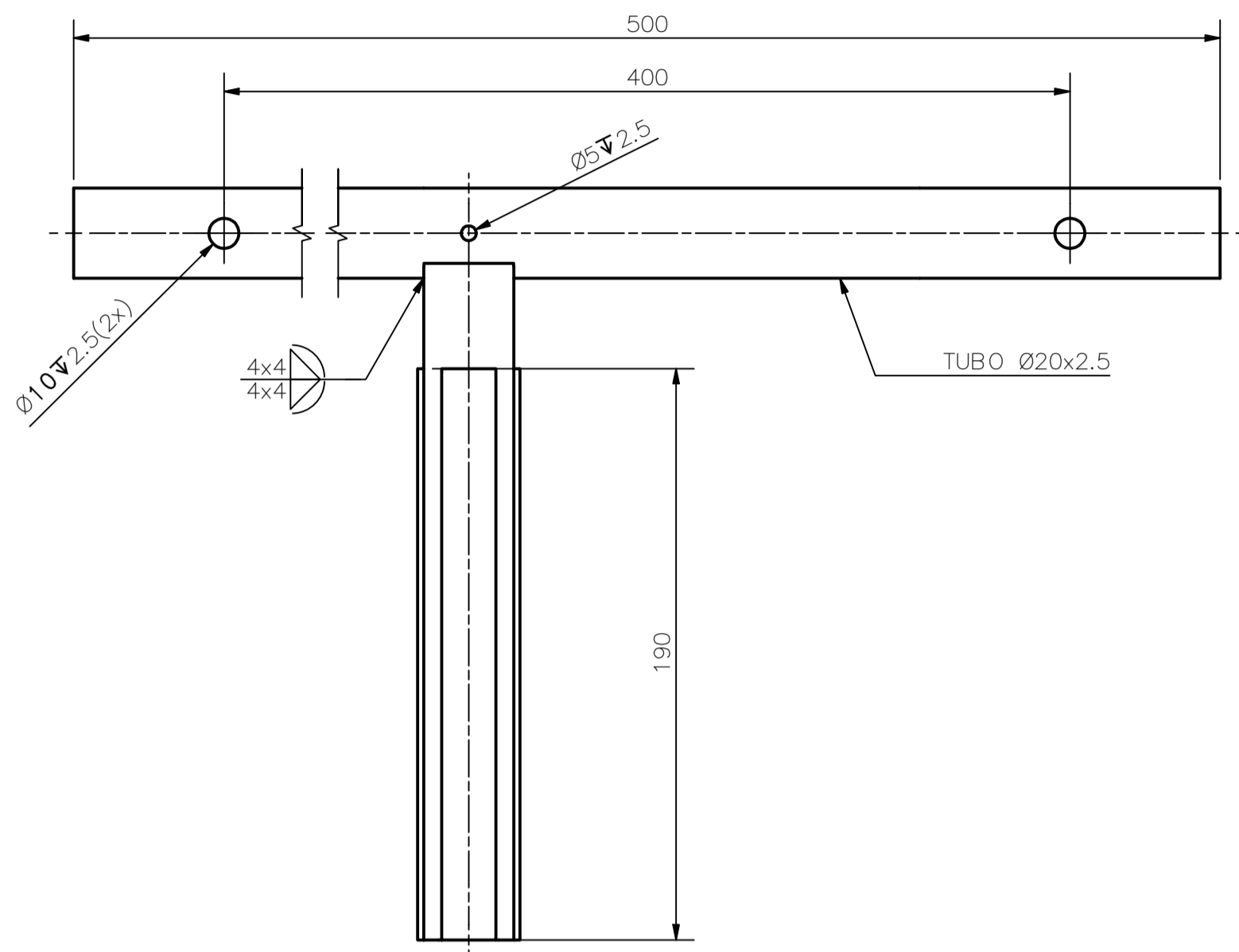


³⁹ Botón de emergencia LAY37(PCB): <https://es.aliexpress.com/item/32844391988.html>. Consulta: junio del 2020

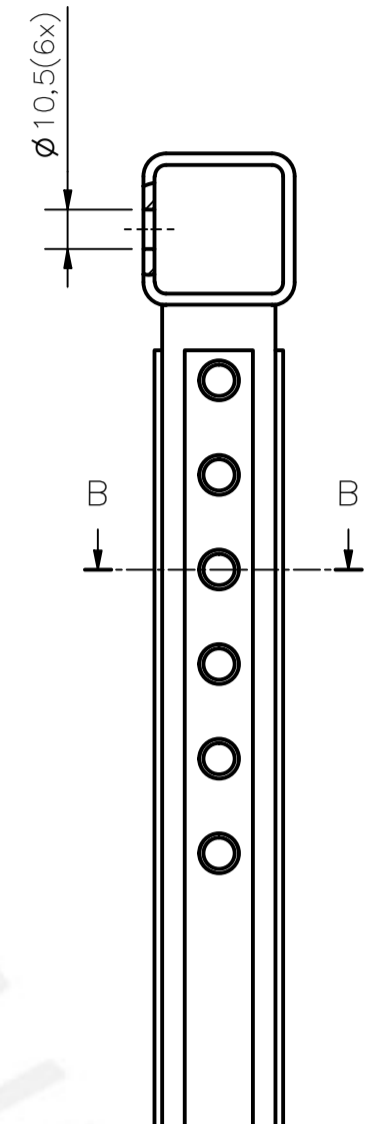
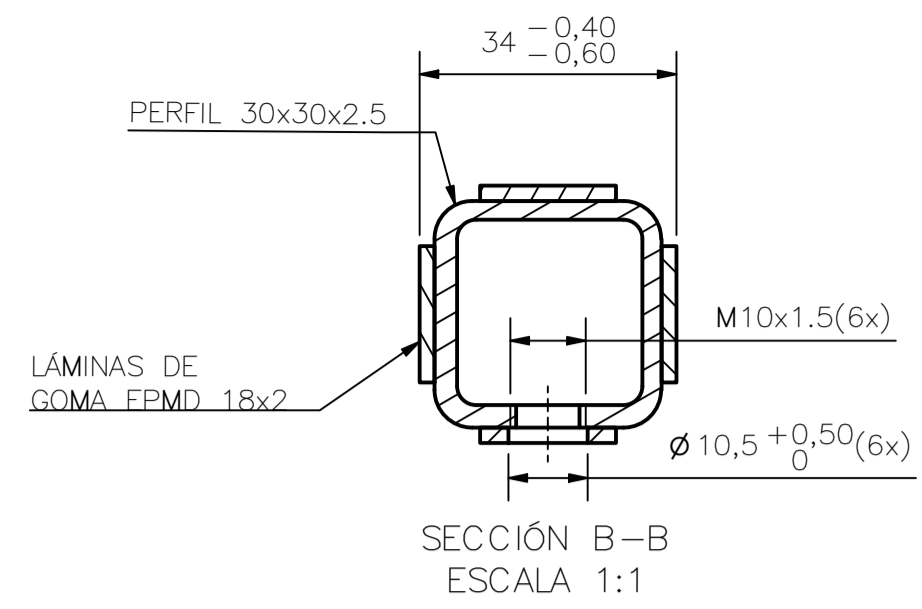
ANEXO F : PLANOS DE ENSAMBLE Y DESPIECE



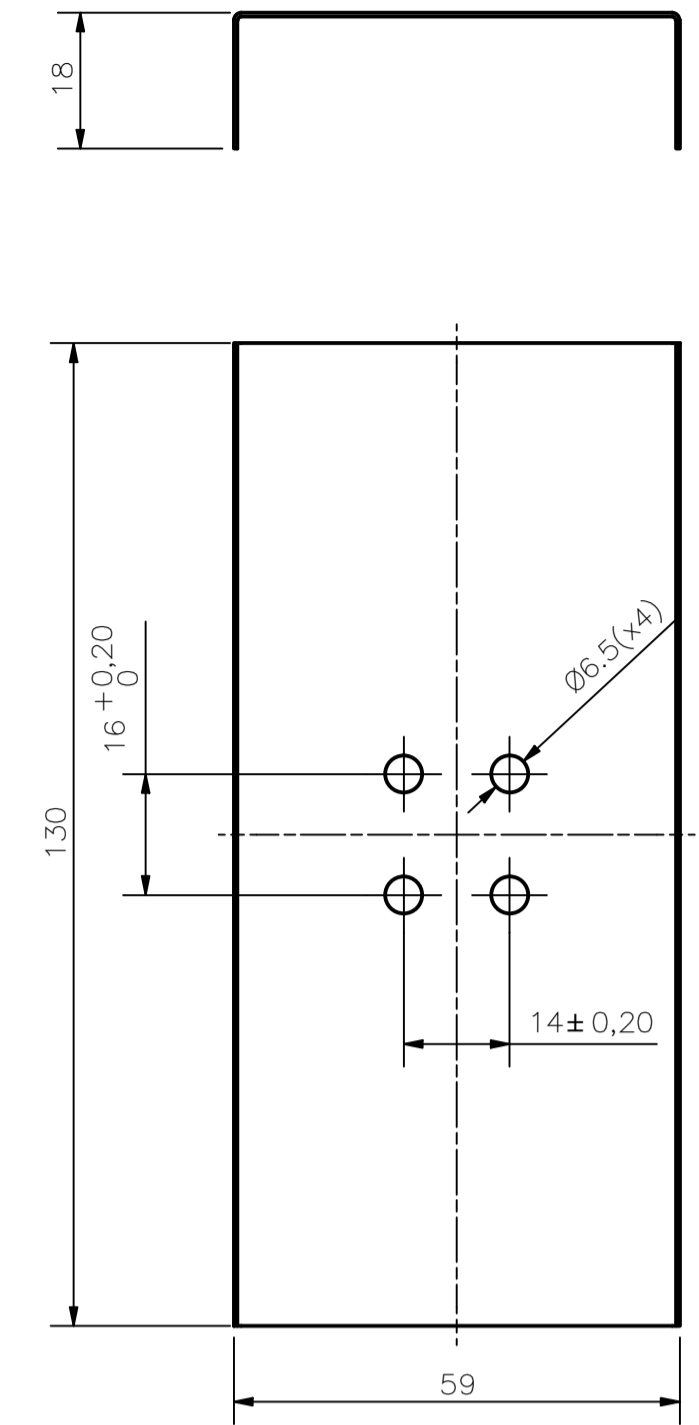
NOMBRE: ESTRUCTURA MANUBRIO
 POSICIÓN: 1
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: -PERFILES DE ALUMINIO 6063 T6
 -LÁMINAS DE GOMA EPDM
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



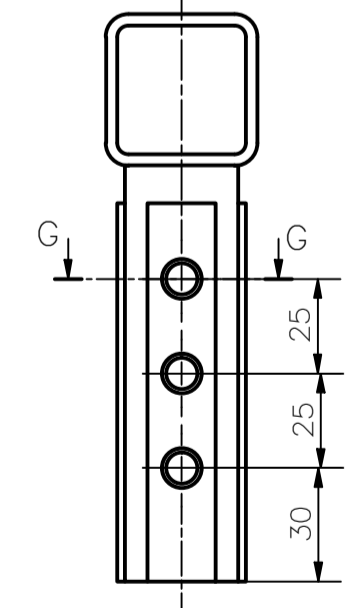
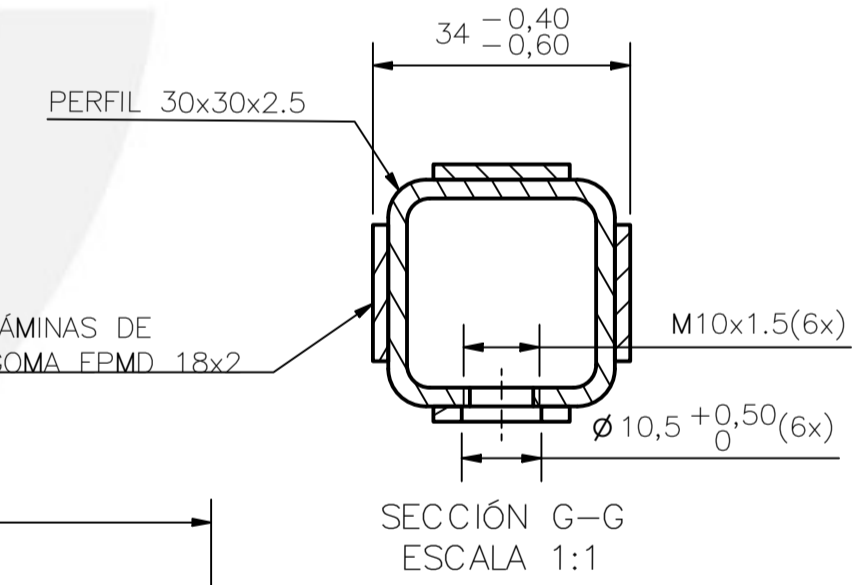
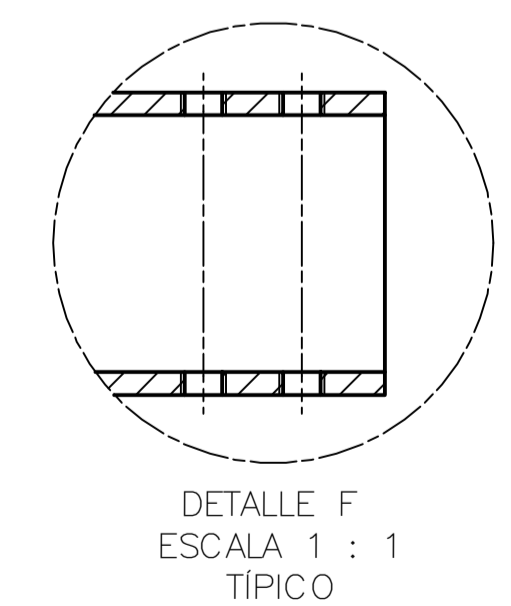
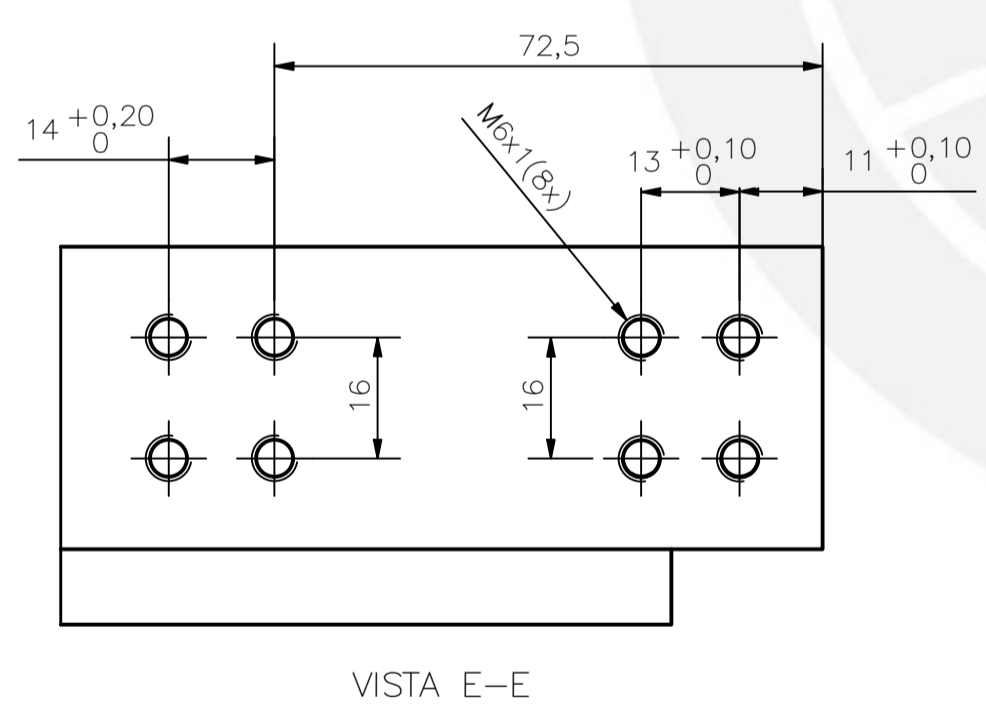
NOMBRE: SOPORTE VERTICAL DESLIZANTE
 POSICIÓN: 2
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: -PERFILES DE ALUMINIO 6063 T6
 -LÁMINAS DE GOMA EPDM
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



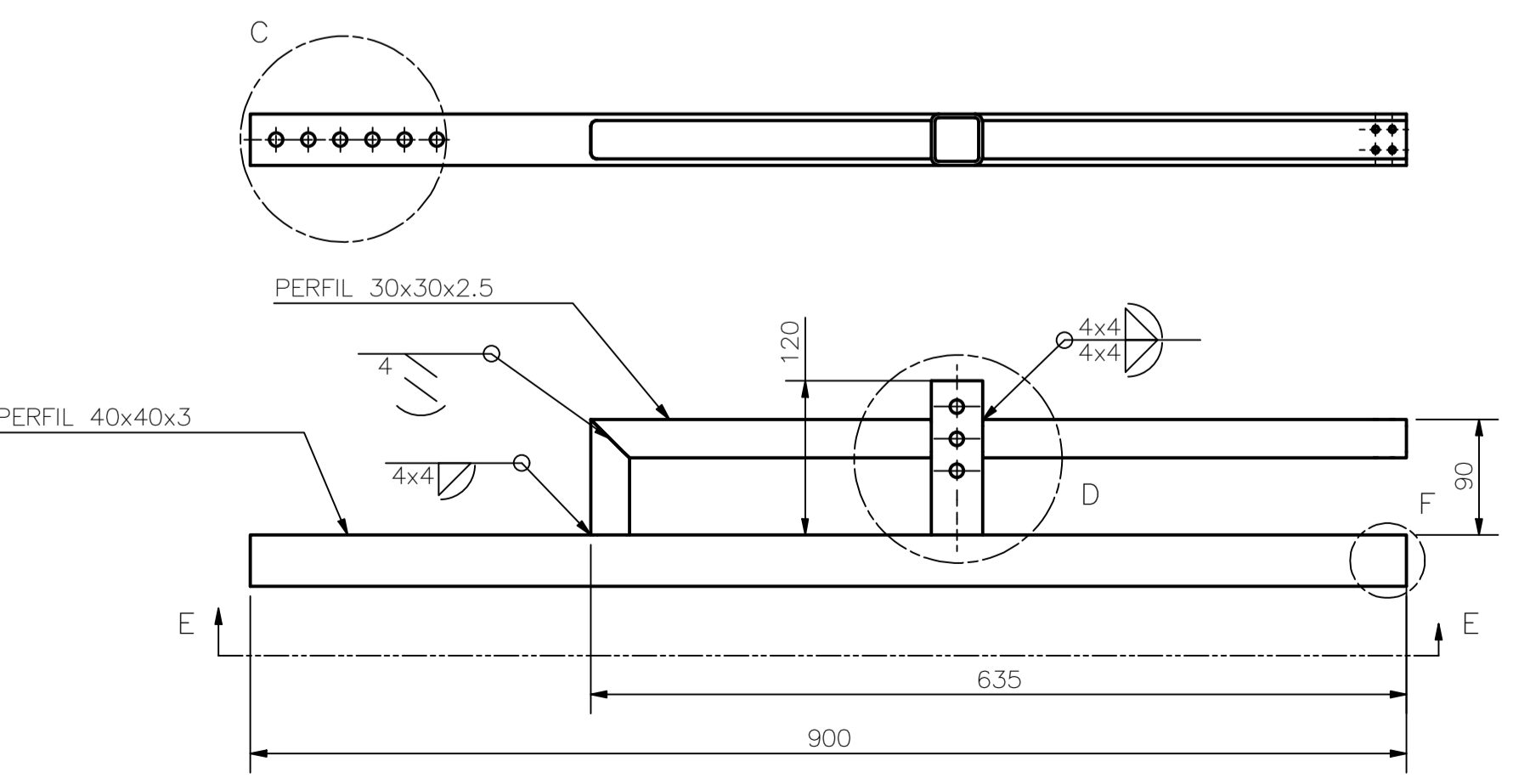
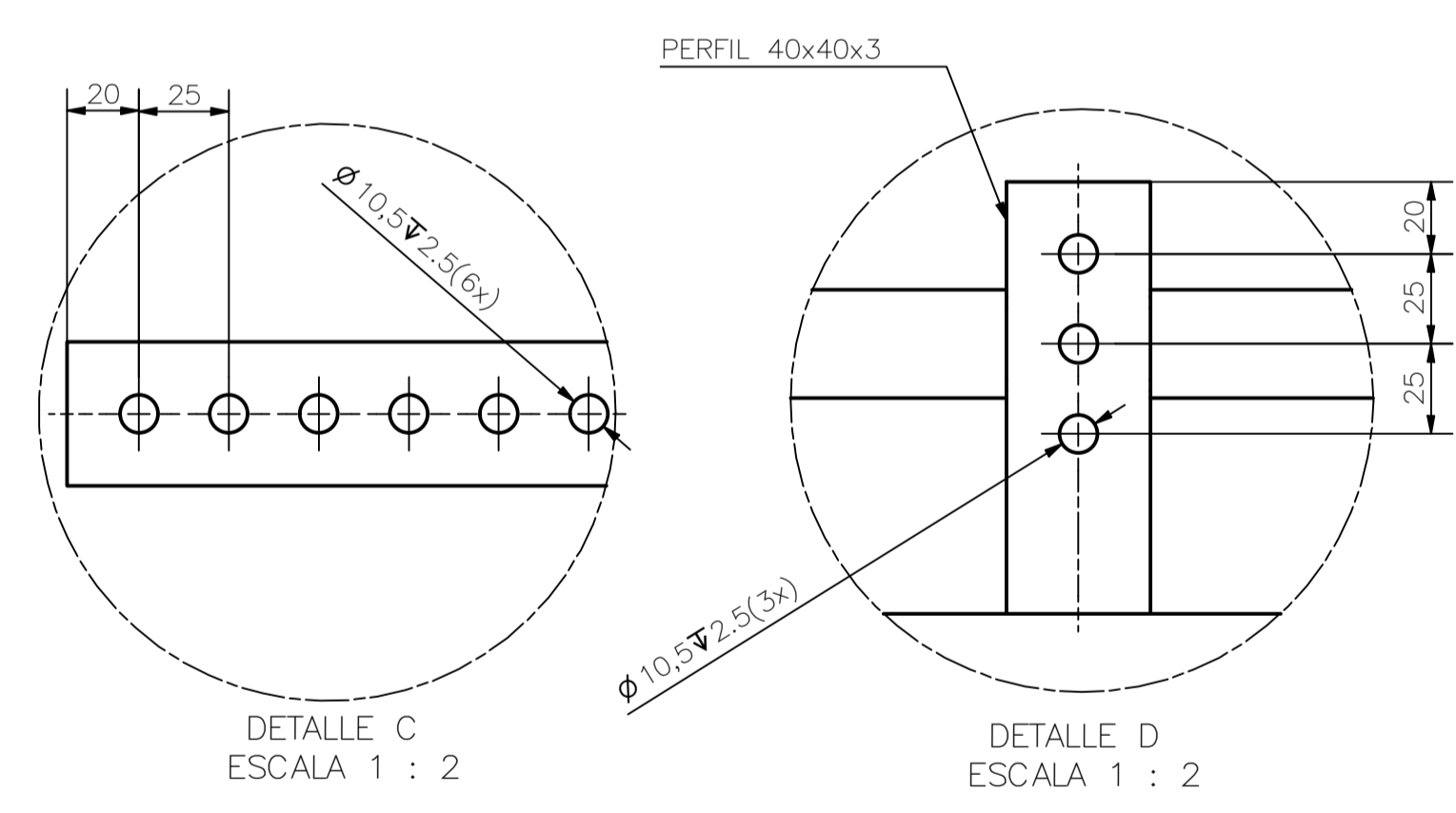
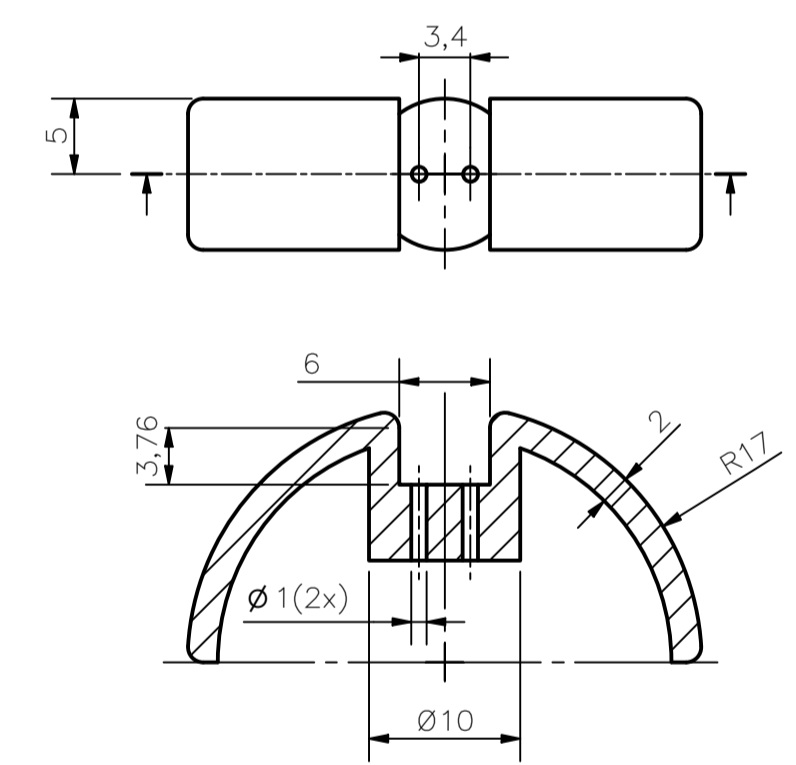
NOMBRE: SOPORTE PARA BATERIA
 POSICIÓN: 5
 CANTIDAD: 2
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11
 OBSERVACIÓN: ESPESOR 0.5mm



NOMBRE: SOPORTE HORIZONTAL DESLIZANTE
 POSICIÓN: 4
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: -PERFILES DE ALUMINIO 6063 T6
 -LÁMINAS DE GOMA EPDM
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



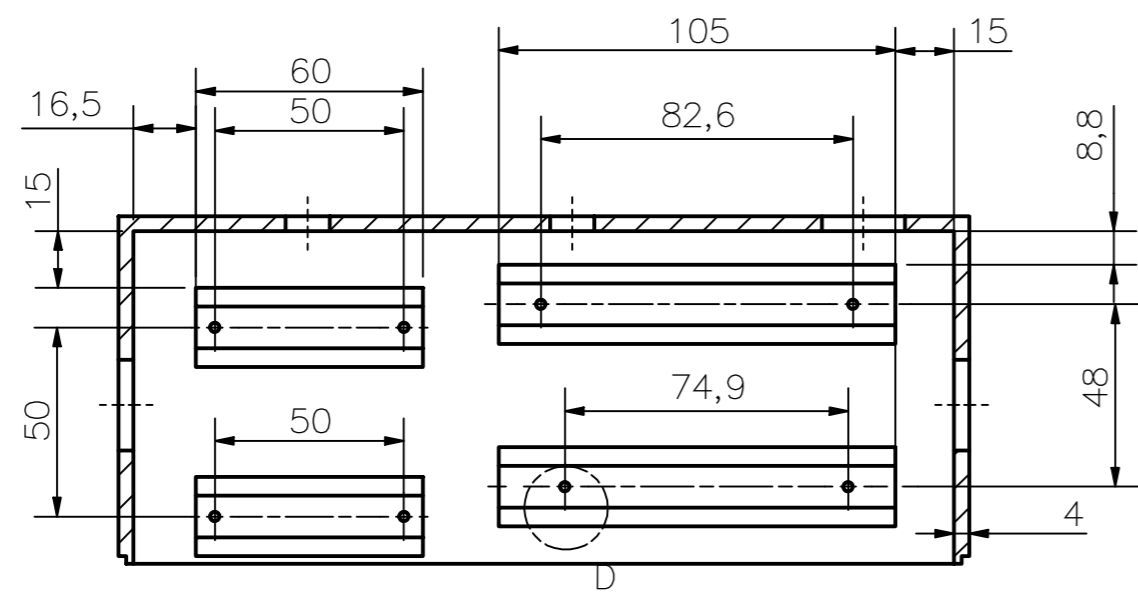
NOMBRE: SOPORTE CIRCULAR PARA SENSOR LDR
 POSICIÓN: 6
 CANTIDAD: 2
 ESCALA: 2:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.1
 ACABADO SUPERFICIAL: Redondeos R1
 OBSERVACIÓN: Redondeos R1
 Fabricación por impresión 3D



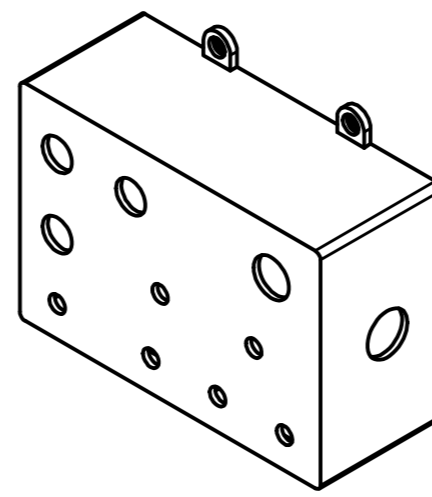
NOMBRE: SOPORTE FIJO
 POSICIÓN: 3
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:5
 MATERIAL: ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11

OBSERVACIONES GENERALES:
 - Todos los perfiles cuadrados son ISO 10799-2
 - Las láminas de goma se pegan a los perfiles usando pegamento de cianocriato

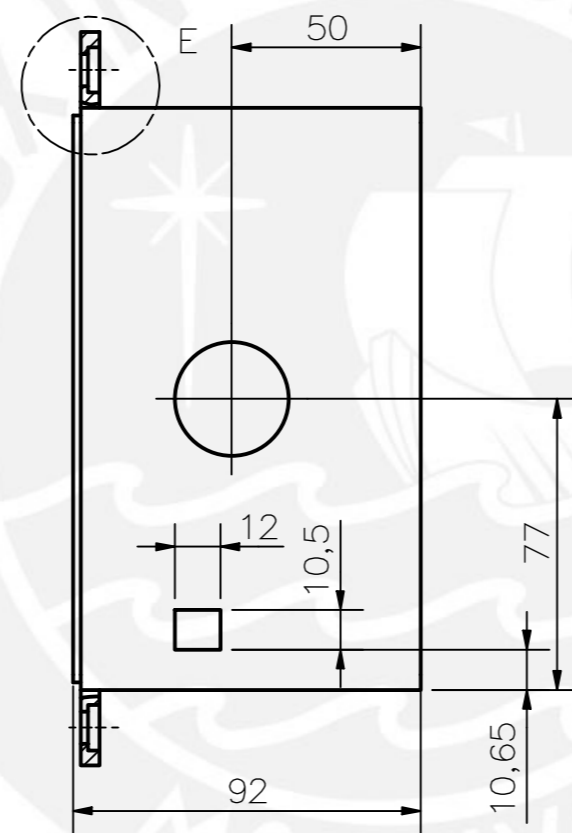
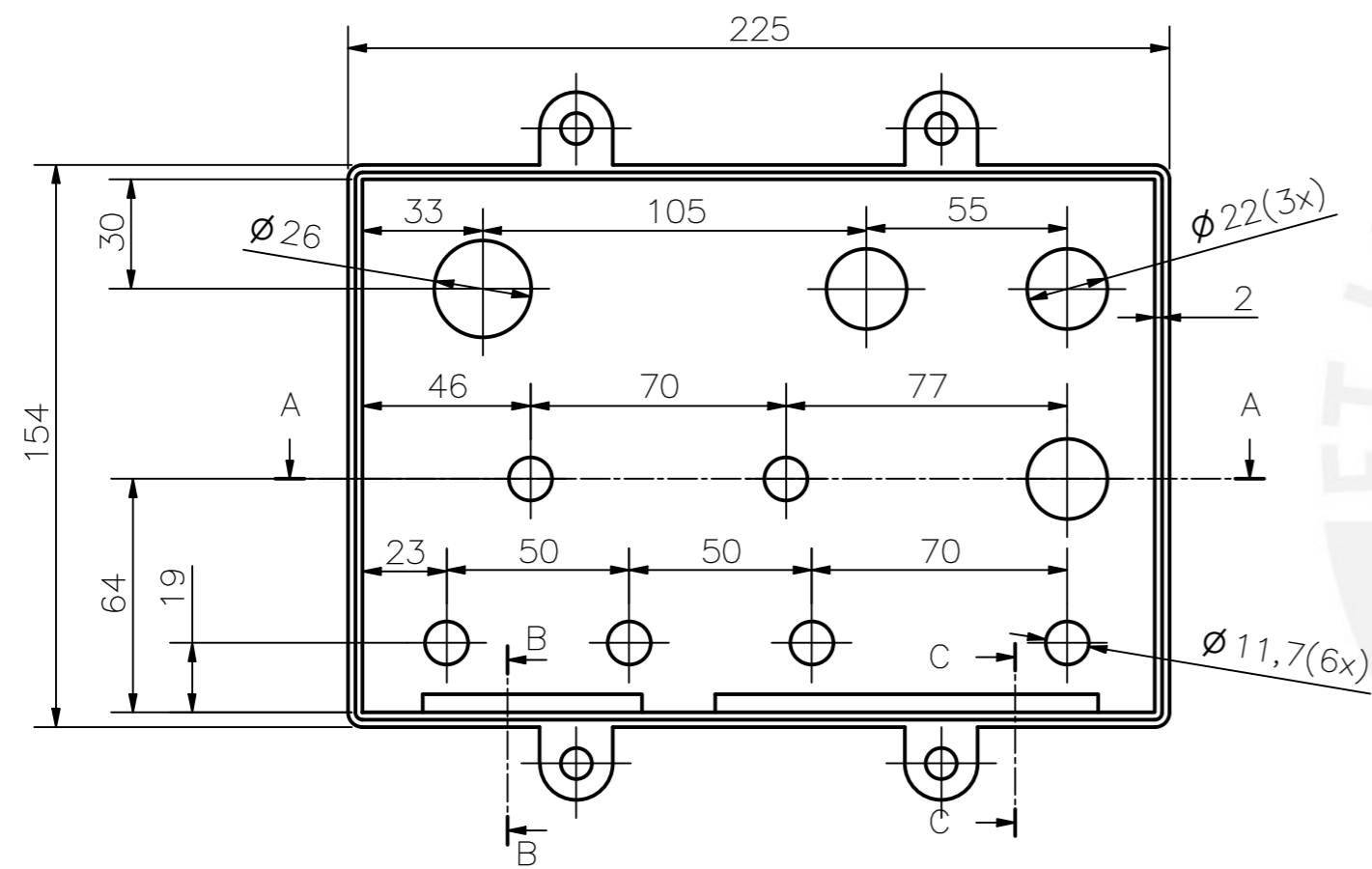
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA: INDICADA
	COMPONENTES DEL SUB-ENSAMBLE MARCO FIJO	FECHA: 2020.06.27
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 07-A1-D01



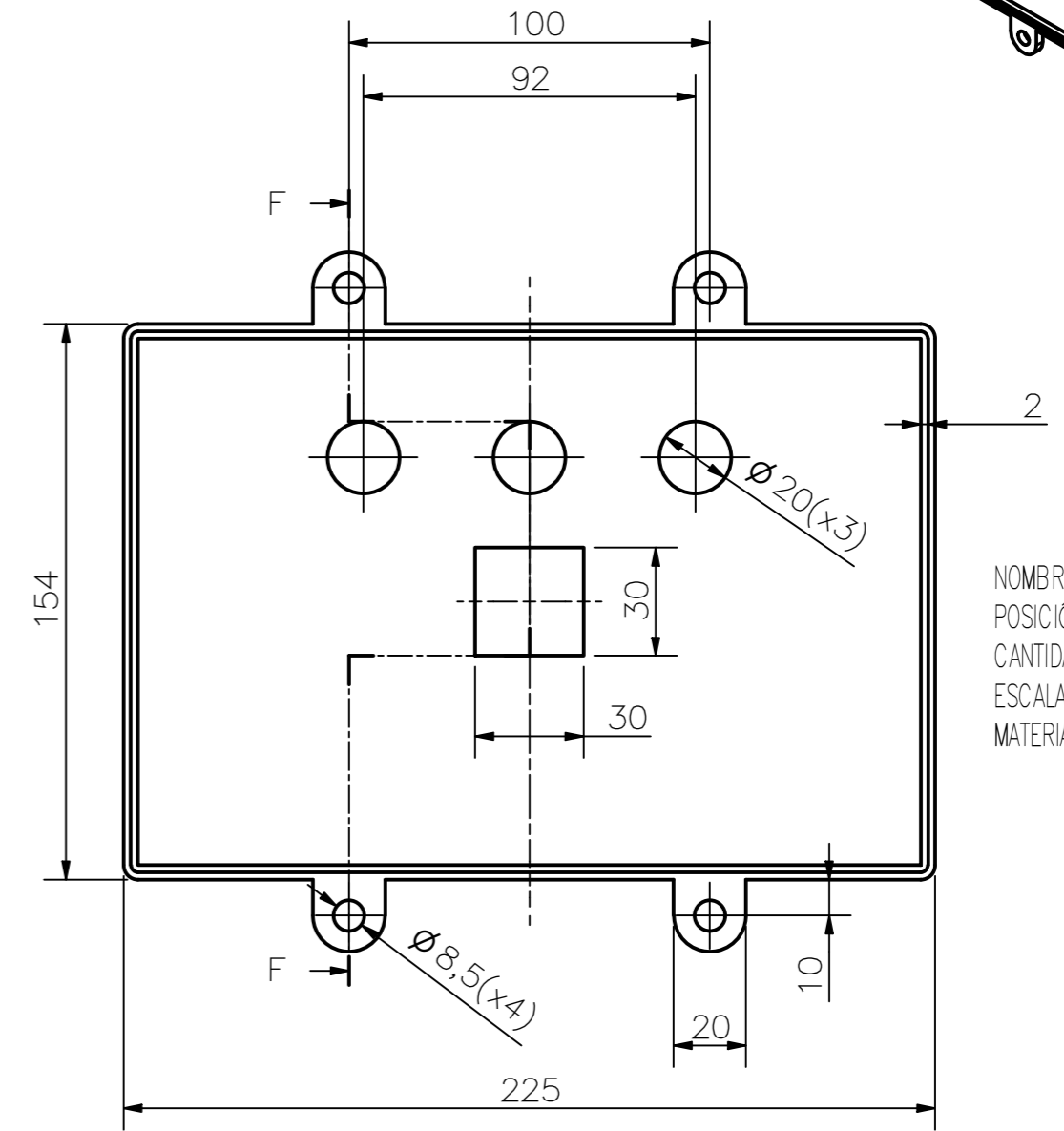
SECCIÓN A-A



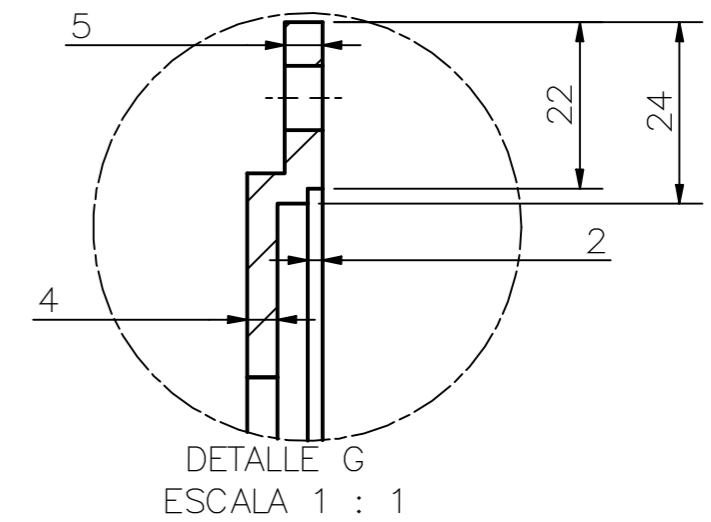
NOMBRE: CARCASA PRINCIPAL
 POSICIÓN: 12
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: ABS



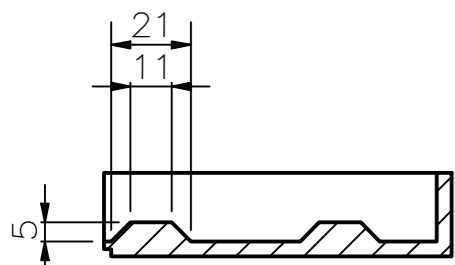
SECCIÓN F-F



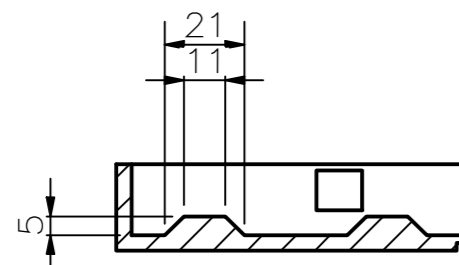
NOMBRE: TAPA PARA CARCASA
 POSICIÓN: 13
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: ABS



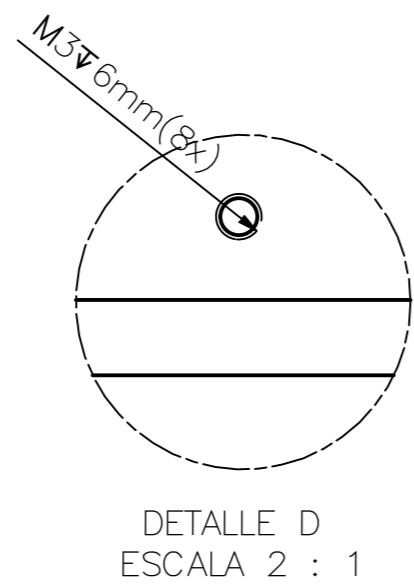
DETALLE G
 ESCALA 1 : 1



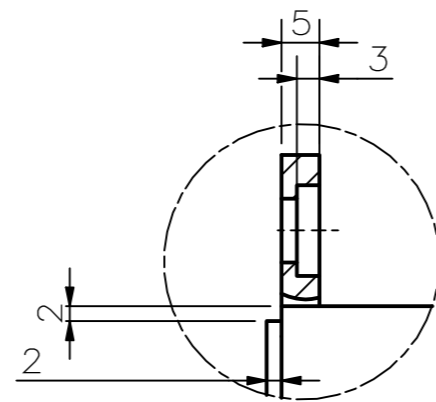
SECCIÓN B-B



SECCIÓN C-C



DETALLE D
 ESCALA 2 : 1

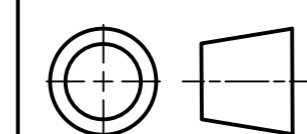


DETALLE E
 ESCALA 1 : 1

OBSERVACIONES GENERALES:
 -Ambas piezas se fabrican mediante impresión 3D
 -Tolerancia General: ± 0.1
 -Acabado superficial: N9

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

MÉTODO DE PROYECCIÓN



DISPOSITIVO ASISTEN EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDA Y VICEVERSA

COMPONENTES DEL SUB-ENSAMBLE INTERFAZ

ESCALA:

INDICADA

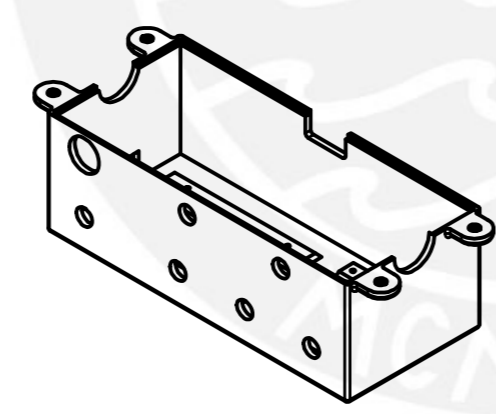
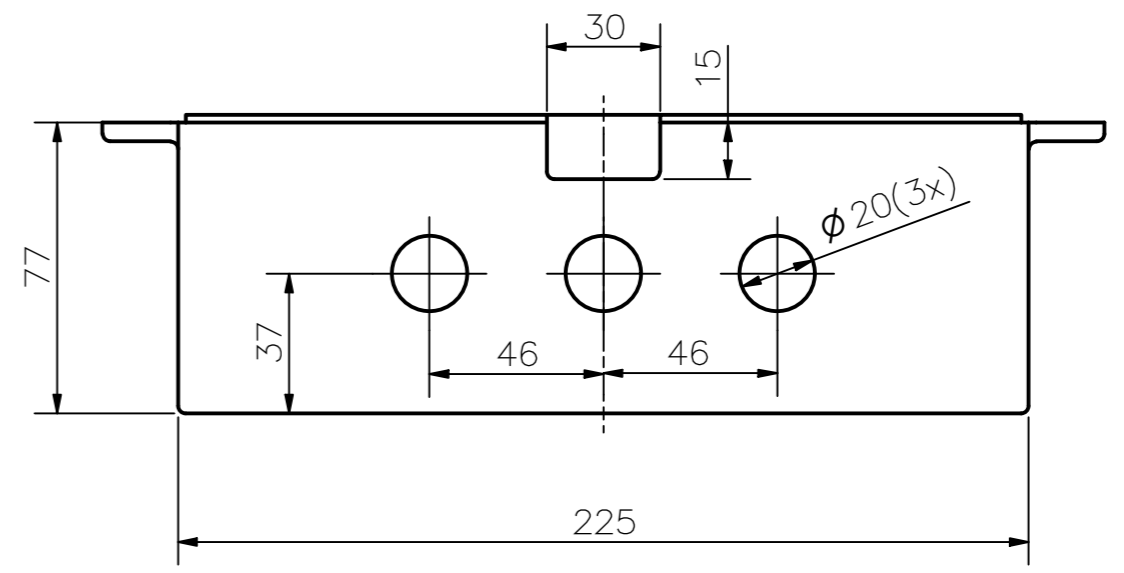
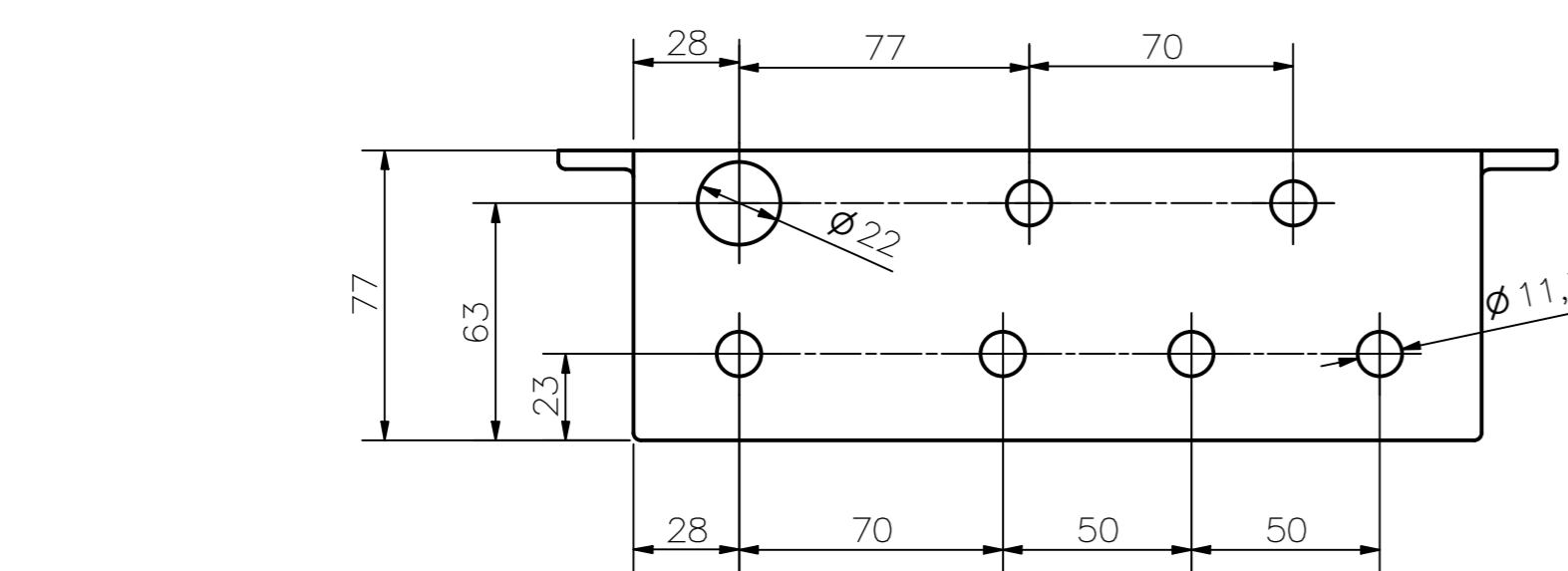
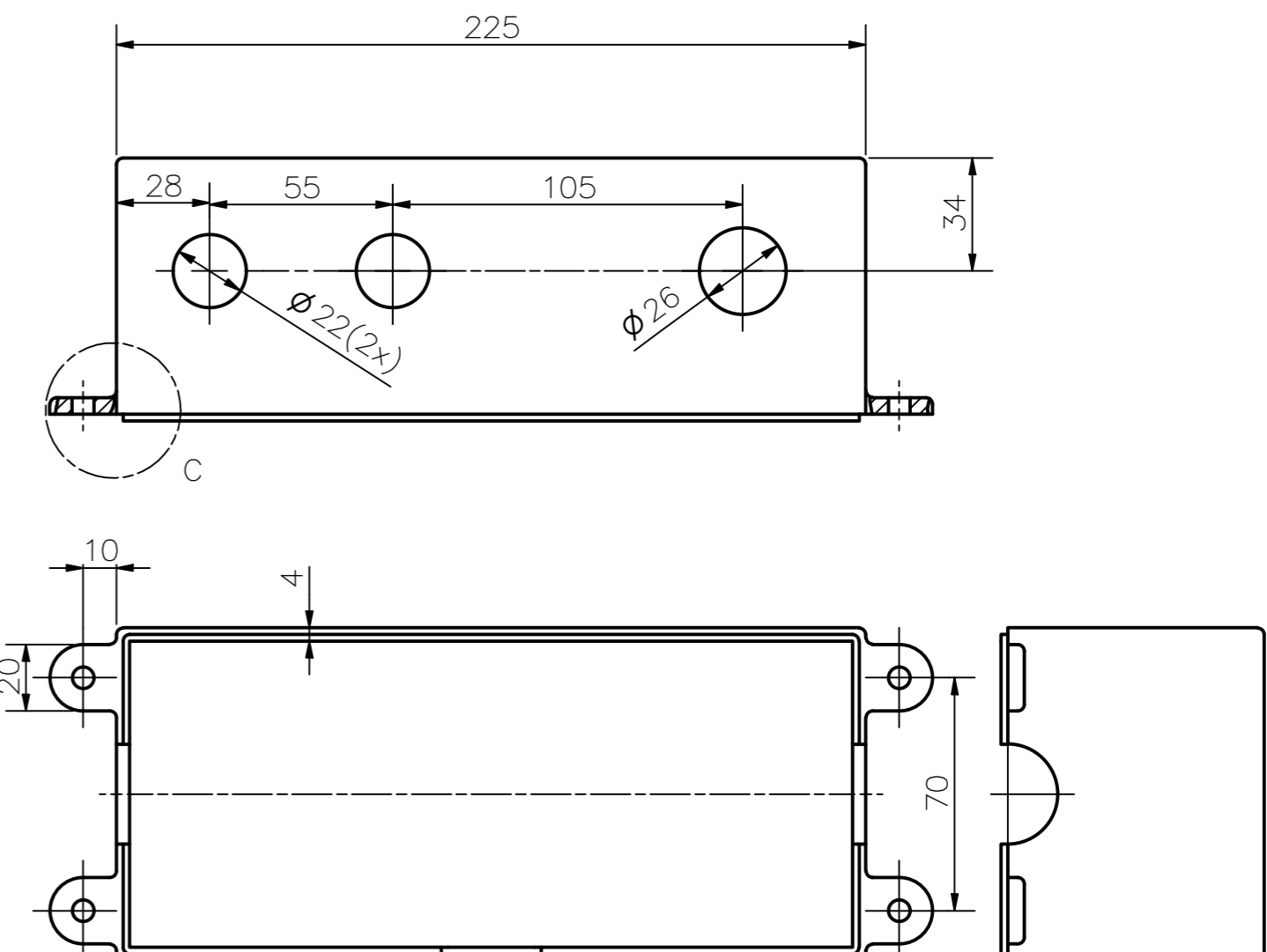
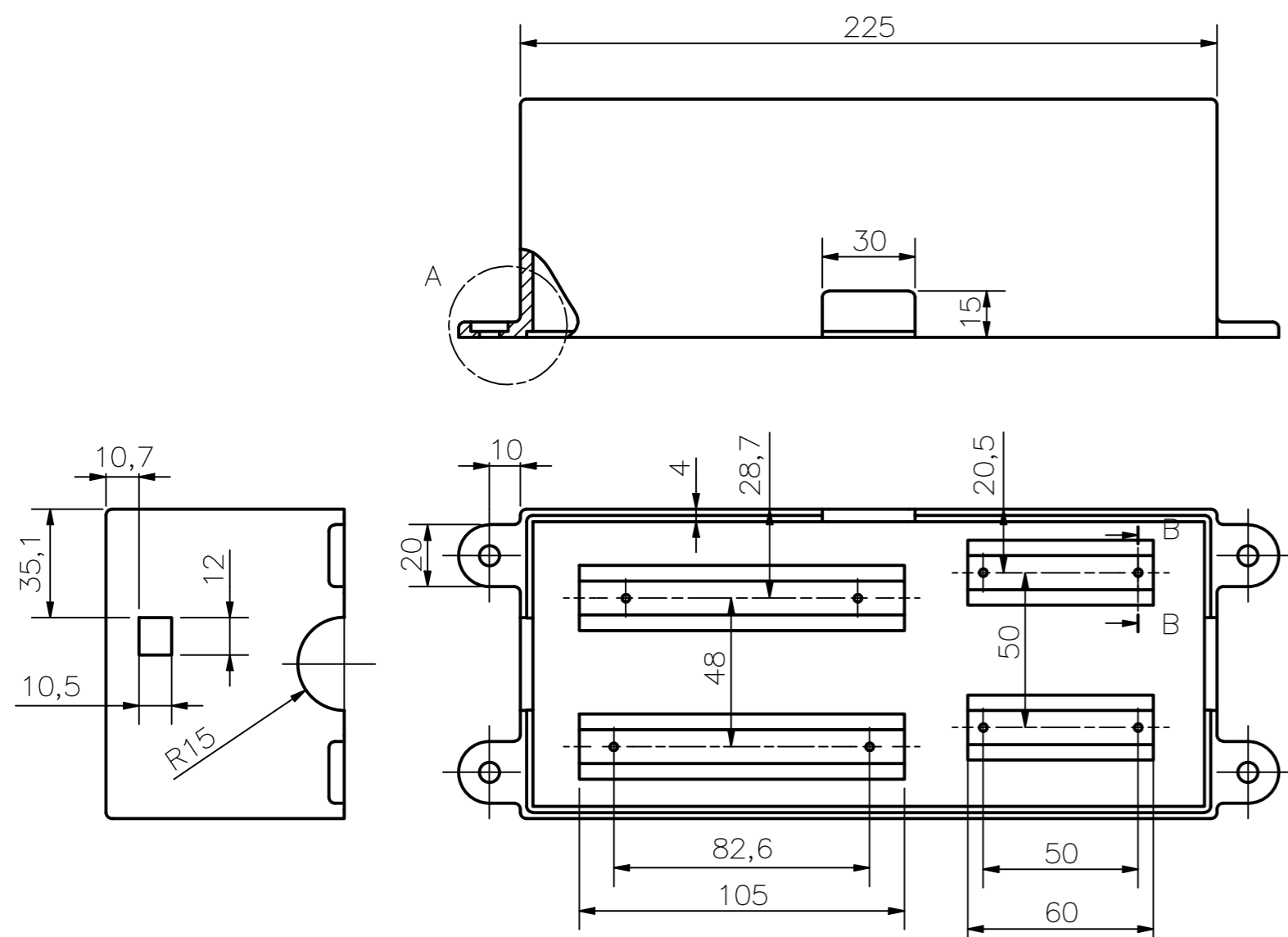
FECHA:
 2020.06.27

PLANO:
 03-A2-D02

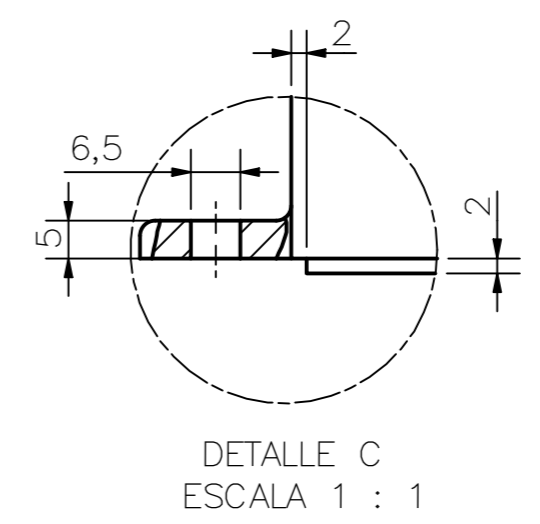
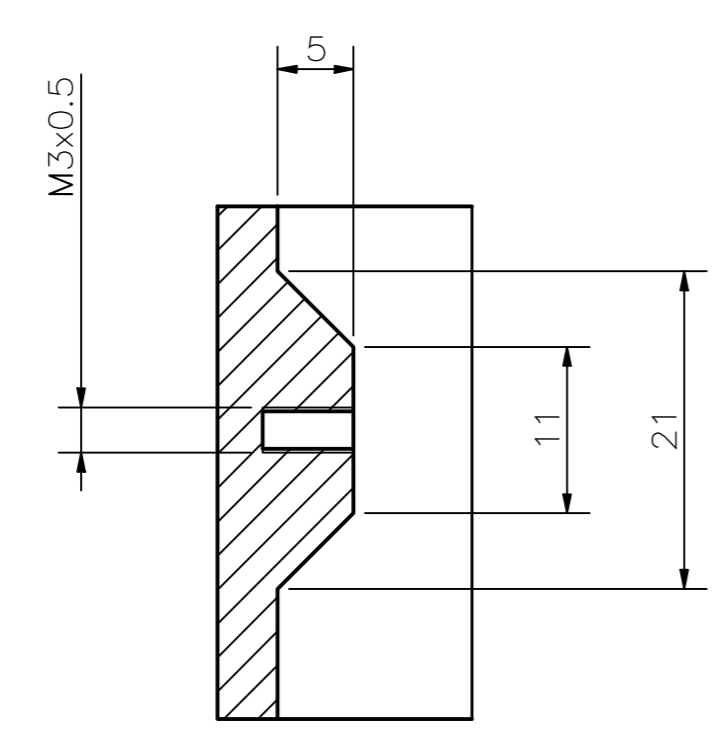
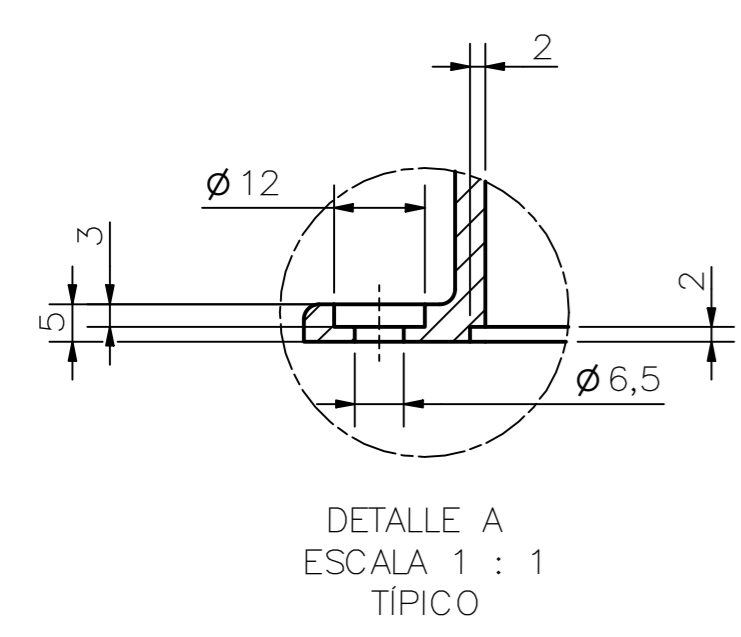
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20141800		

20141800

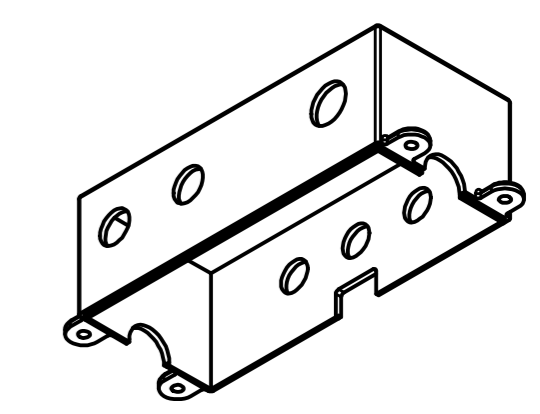
GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO



NOMBRE: TAPA INFERIOR DE CARCASA
 POSICIÓN: 12
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: ABS



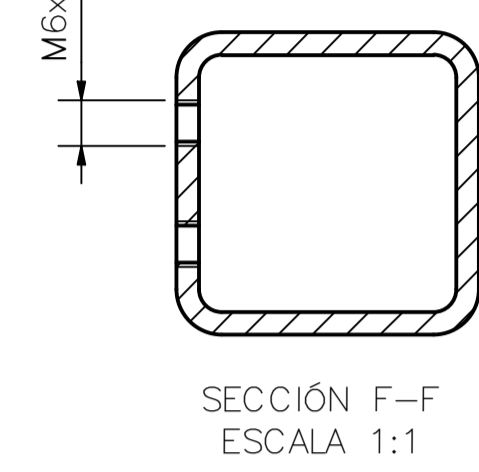
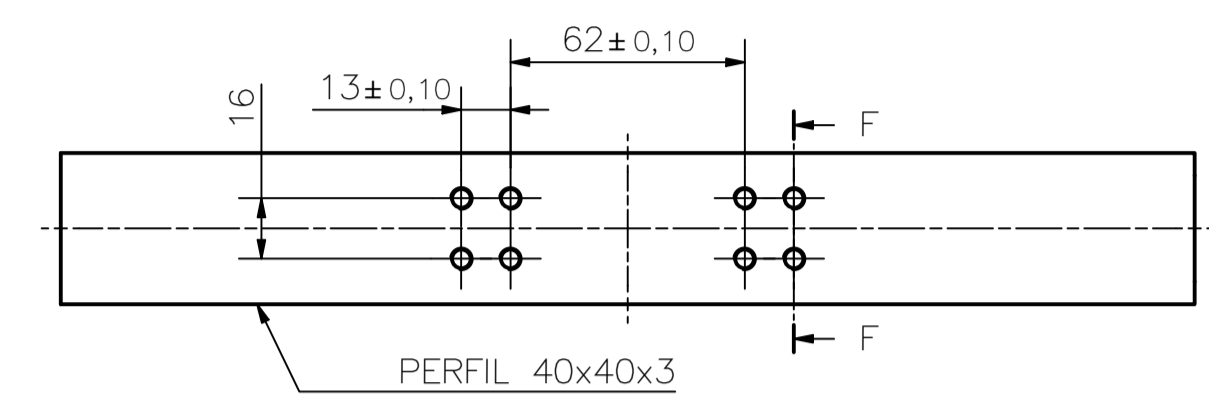
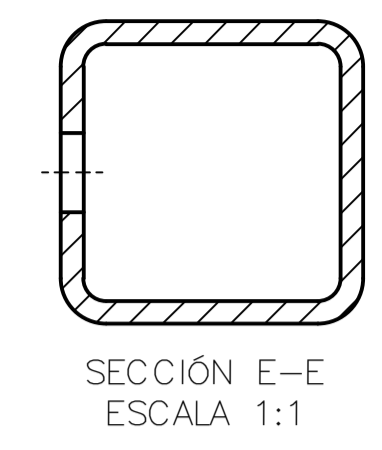
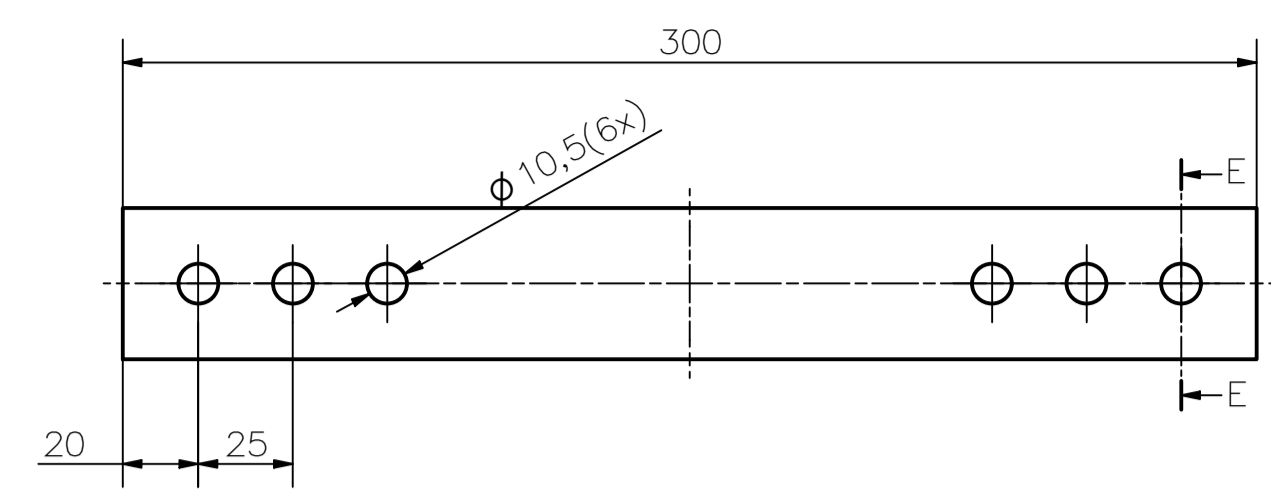
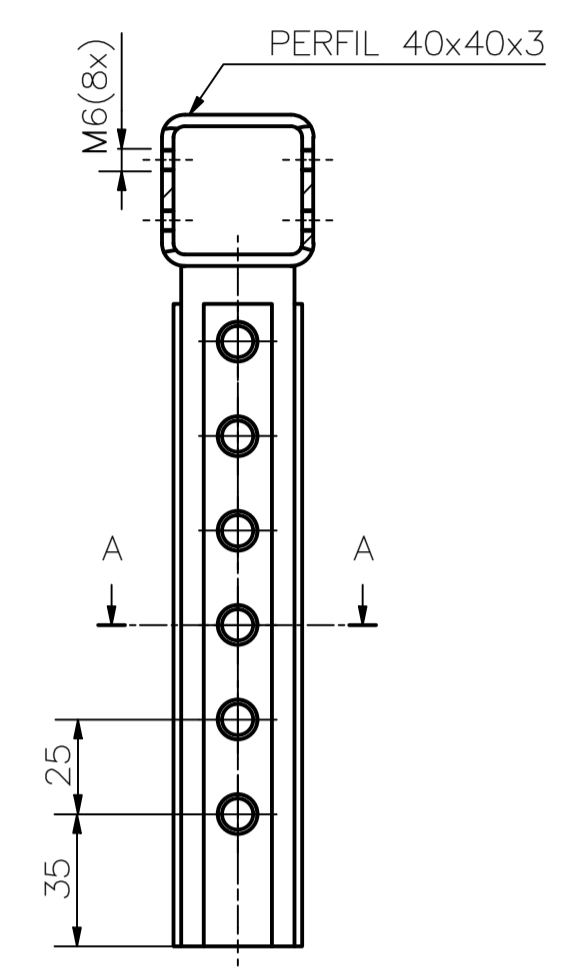
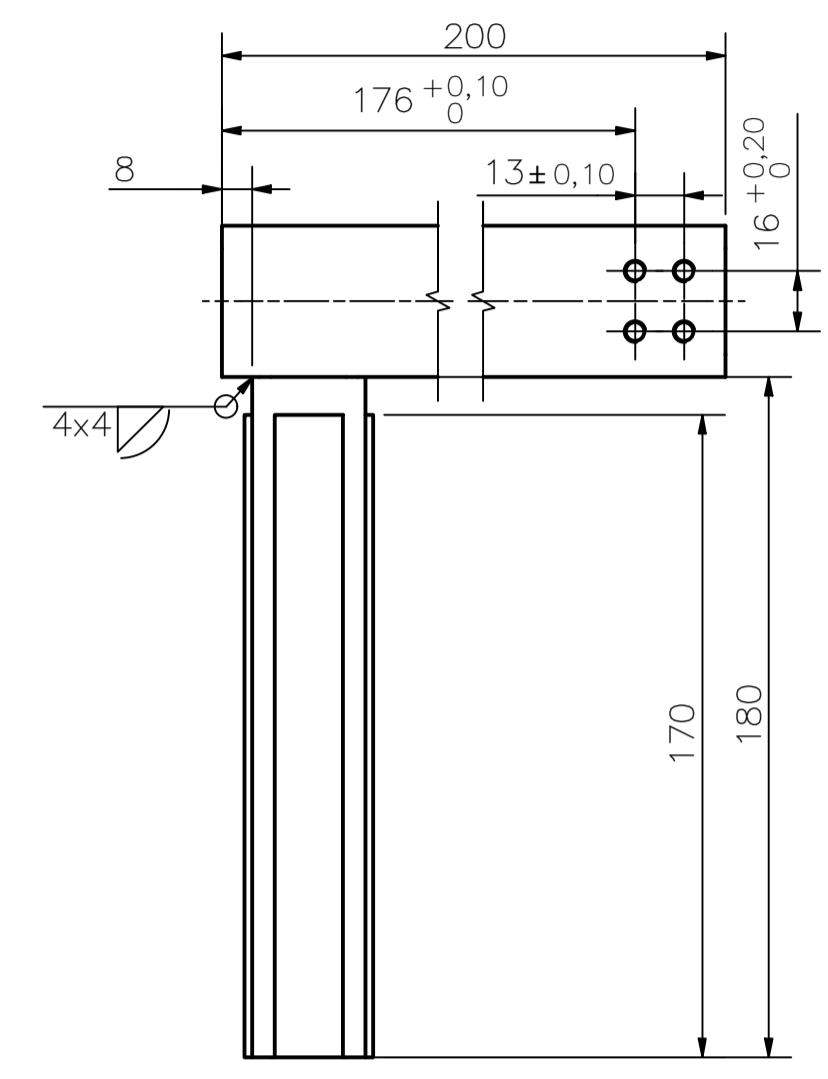
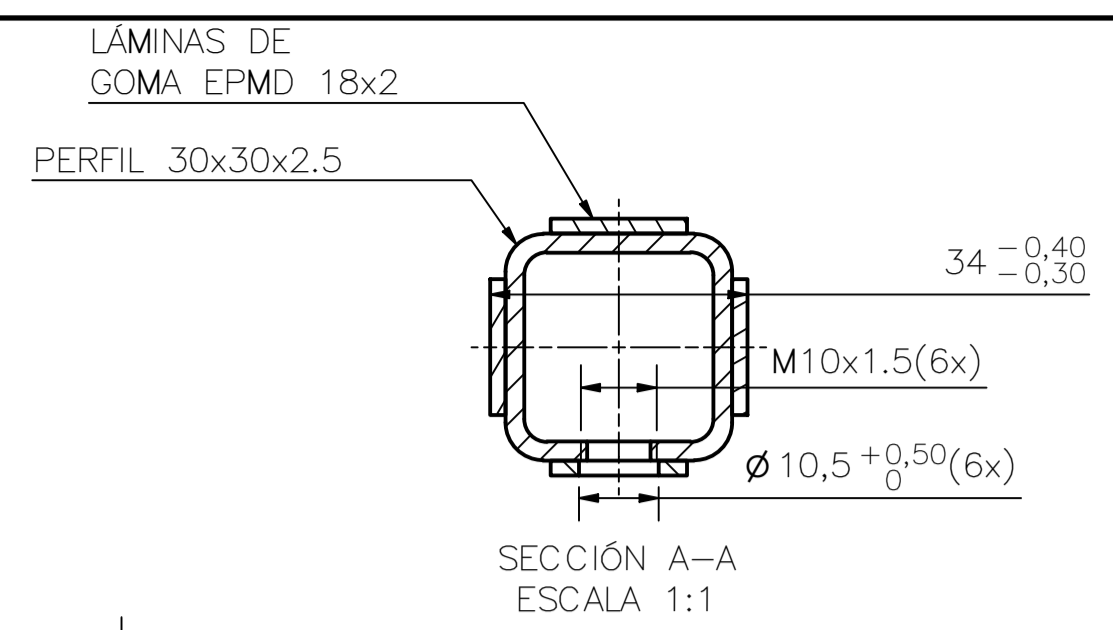
NOMBRE: TAPA SUPERIOR DE CARCASA
 POSICIÓN: 13
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: ABS



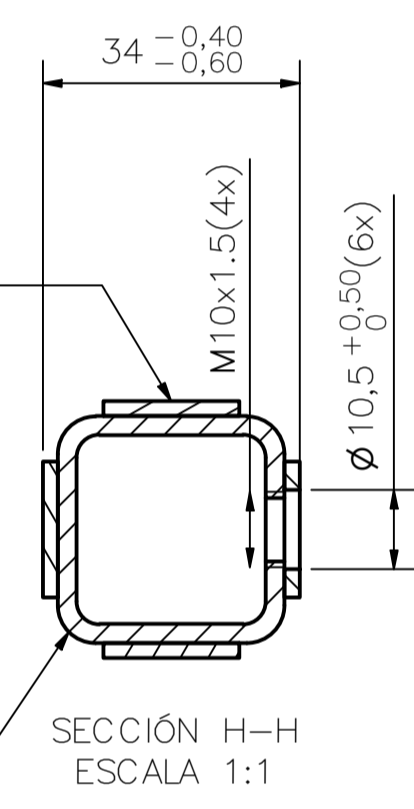
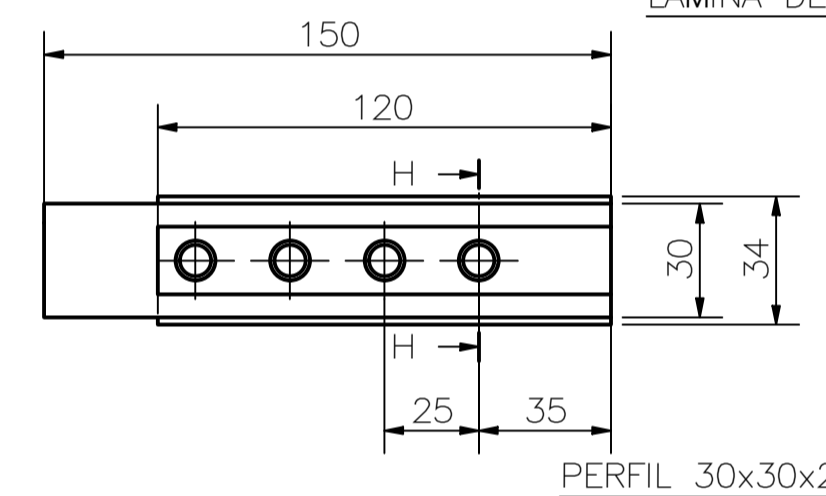
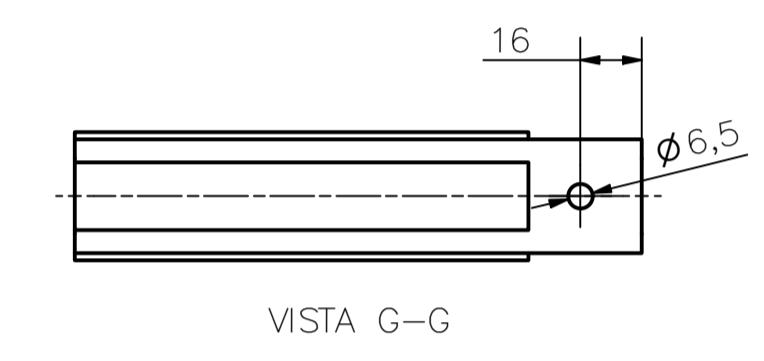
OBSERVACIONES GENERALES:
 -Redondeos no indicados R2
 -Ambas piezas se fabrican mediante impresión 3D
 -Tolerancia General: $\pm 0,1$
 -Acabado superficial: N9

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA: INDICADA
	COMPONENTES DEL SUB-ENSAMBLE INTERFAZ	FECHA: 2020.07.19
COTA NOMINAL	20141800	PLANO: 08-A2-D02
COTA MÁXIMA	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	
COTA MÍNIMA		

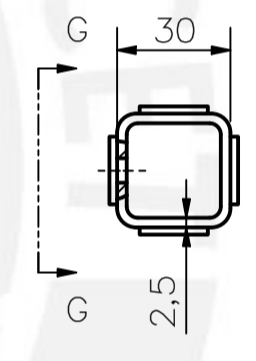
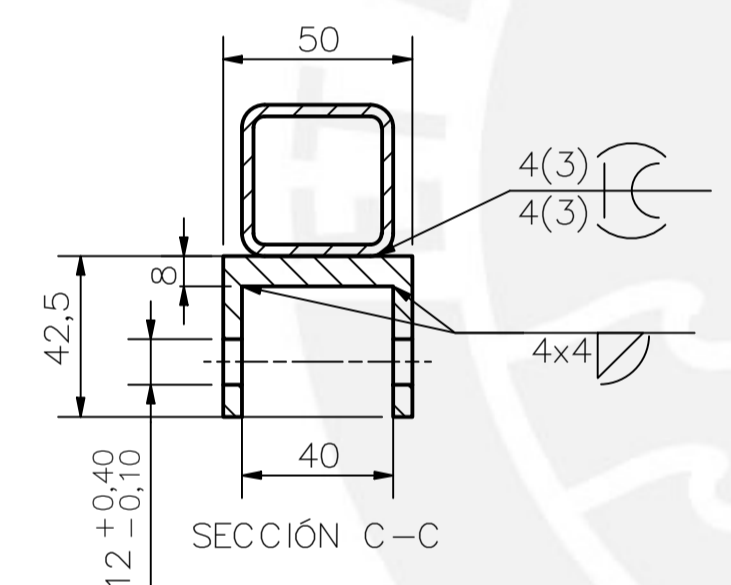
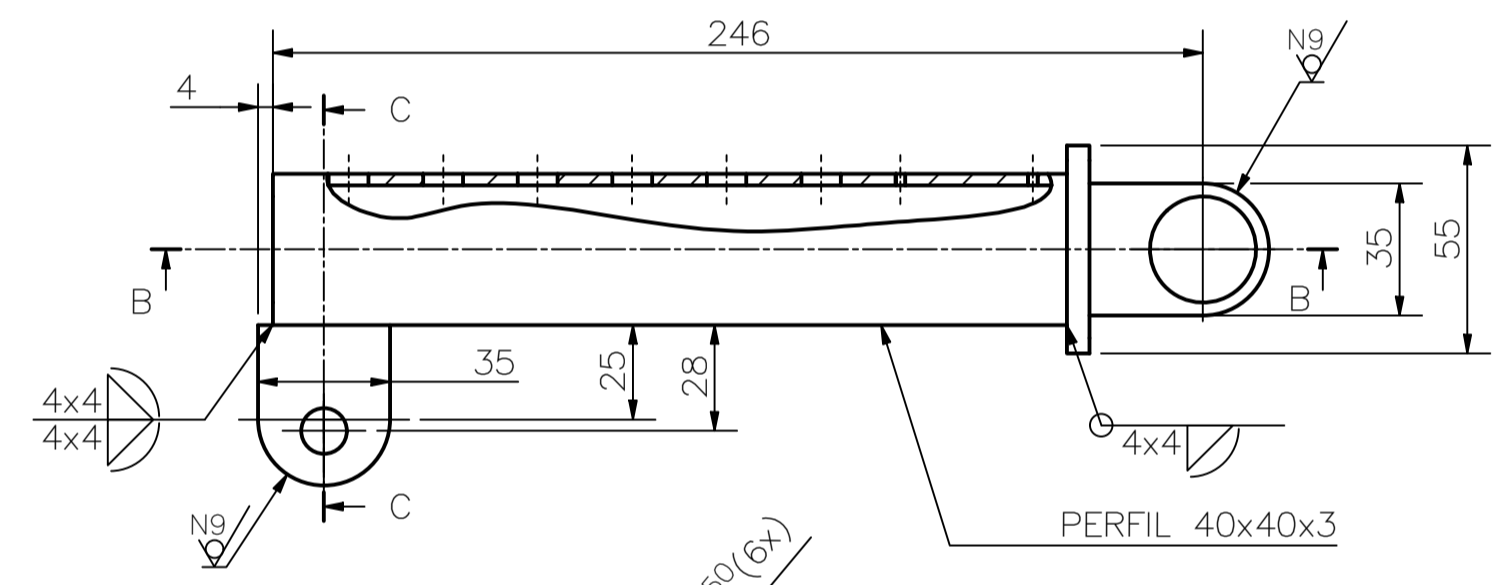
NOMBRE: SOPORTE DESLIZANTE DE UNIÓN
 POSICIÓN: 28
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: -PERFILES DE ALUMINIO 6063 T6
 -LÁMINAS DE GOMA EPDM
 TOLERANCIA GENERAL: ±0,5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11
 OBSERVACIONES: ✓



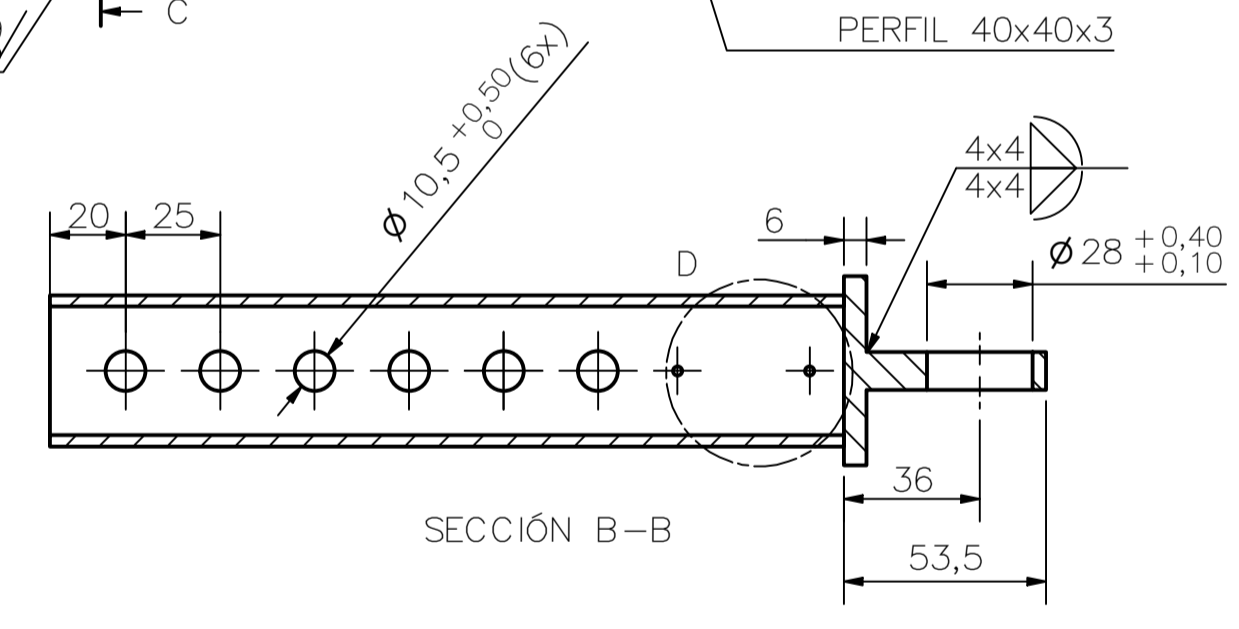
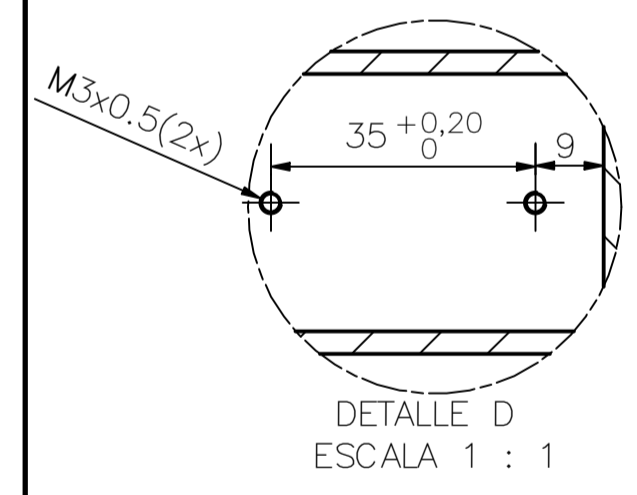
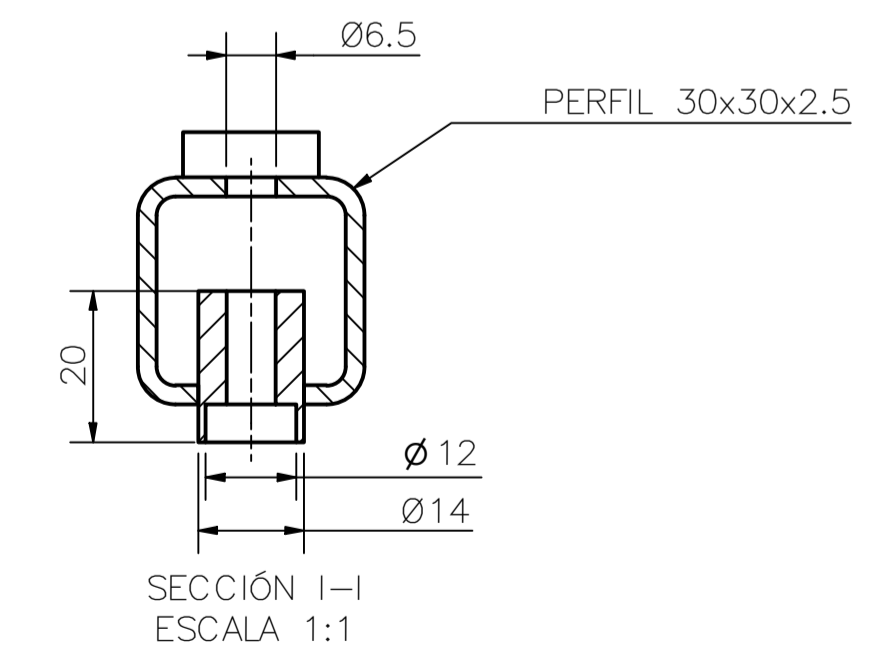
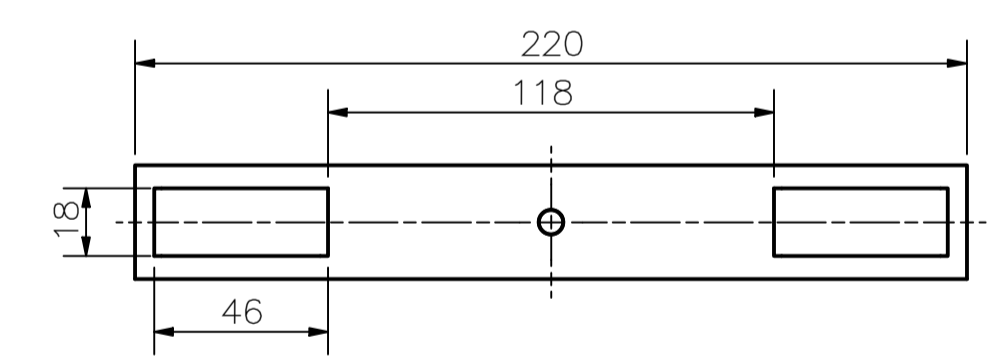
NOMBRE: PERFIL DE UNIÓN
 POSICIÓN: 29
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: ±0,5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11 ✓



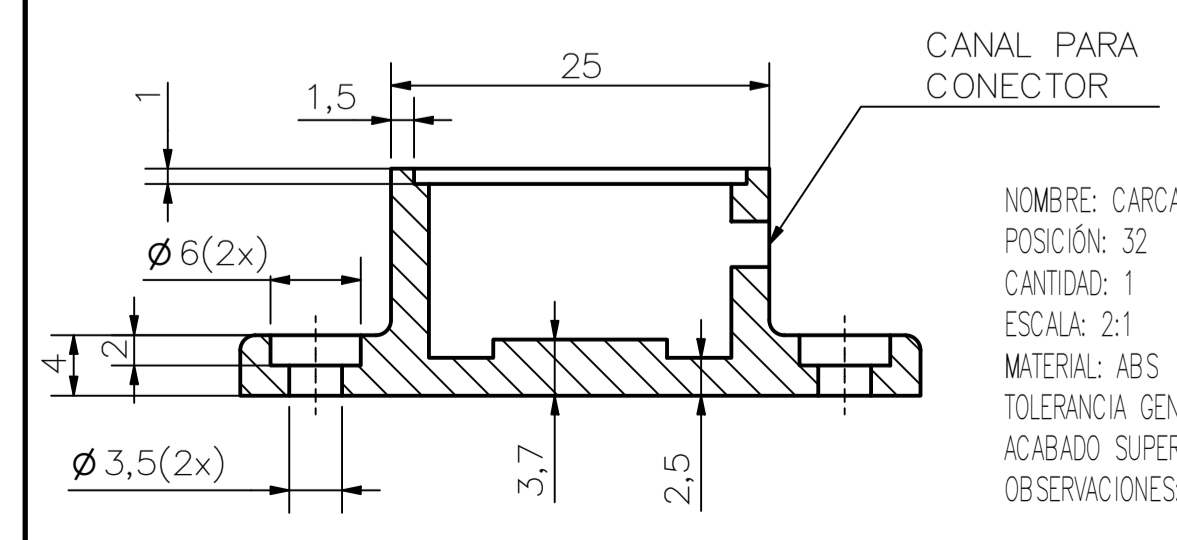
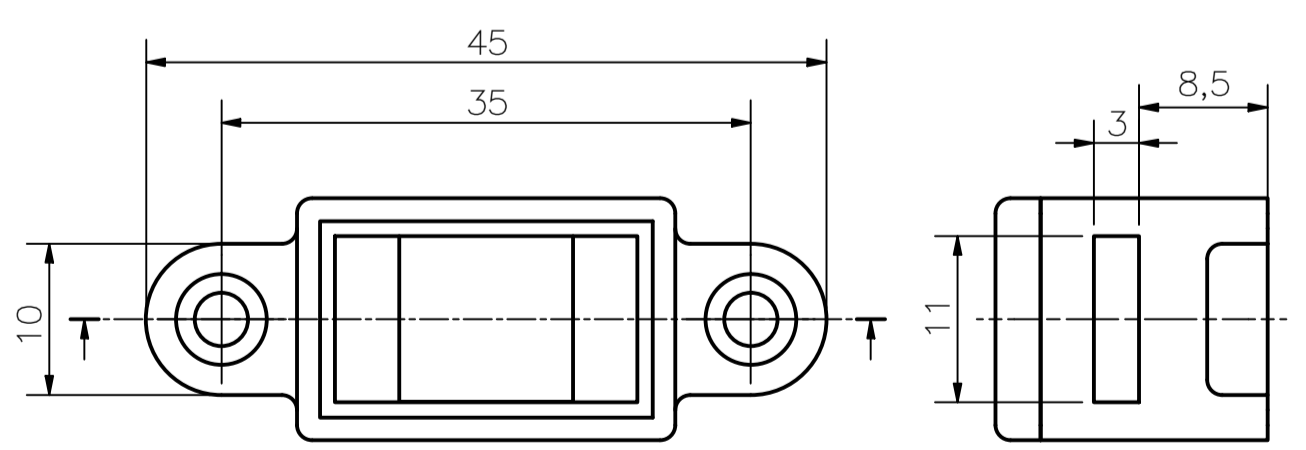
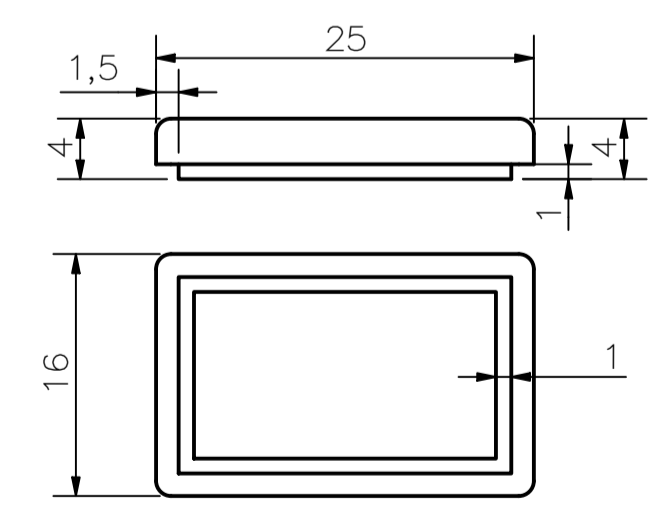
NOMBRE: PERFIL SOPORTE DE MUSLOS
 POSICIÓN: 30
 CANTIDAD: 2
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: -PERFILES DE ALUMINIO 6063 T6
 -LÁMINAS DE GOMA EPDM
 TOLERANCIA GENERAL: ±0,5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11 ✓



NOMBRE: PERFIL FAJA MUSLOS
 POSICIÓN: 31
 CANTIDAD: 2
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: ±0,5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11 ✓



NOMBRE: SOPORTE ARTICULADO
 POSICIÓN: 27
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: -PERFILES DE ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: ±0,5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11 ✓

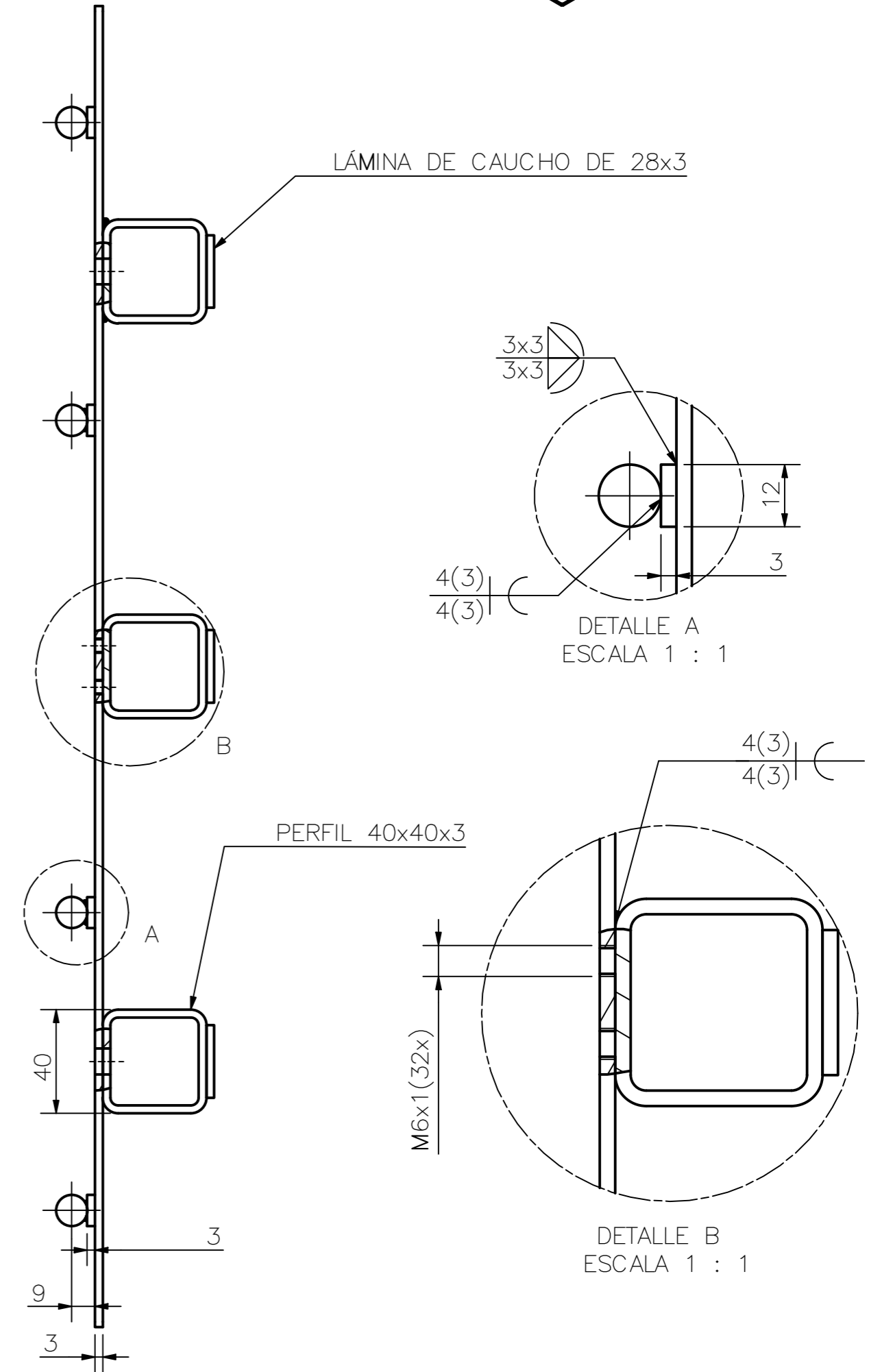
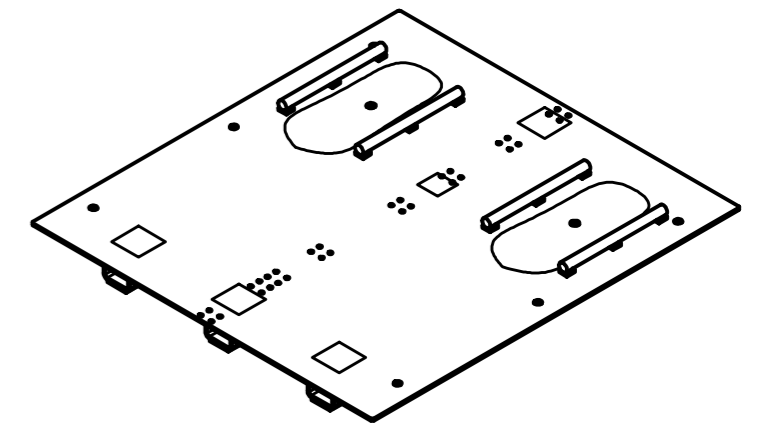
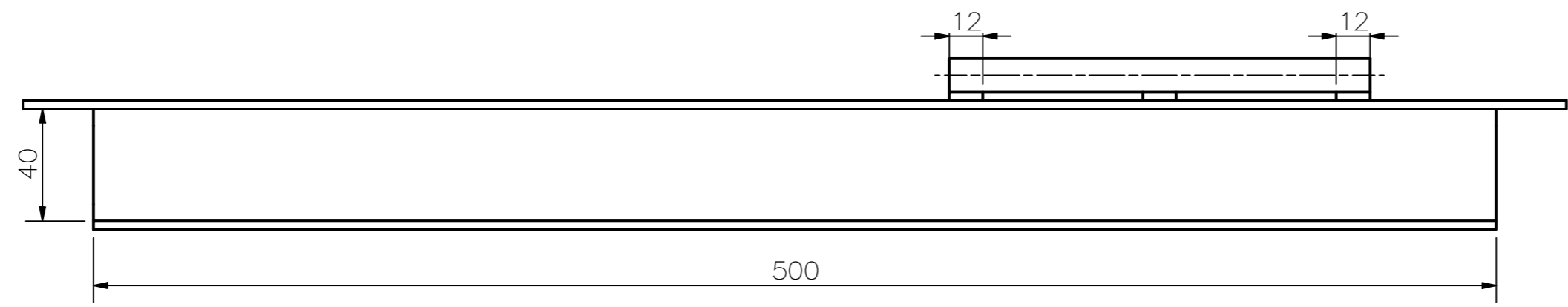
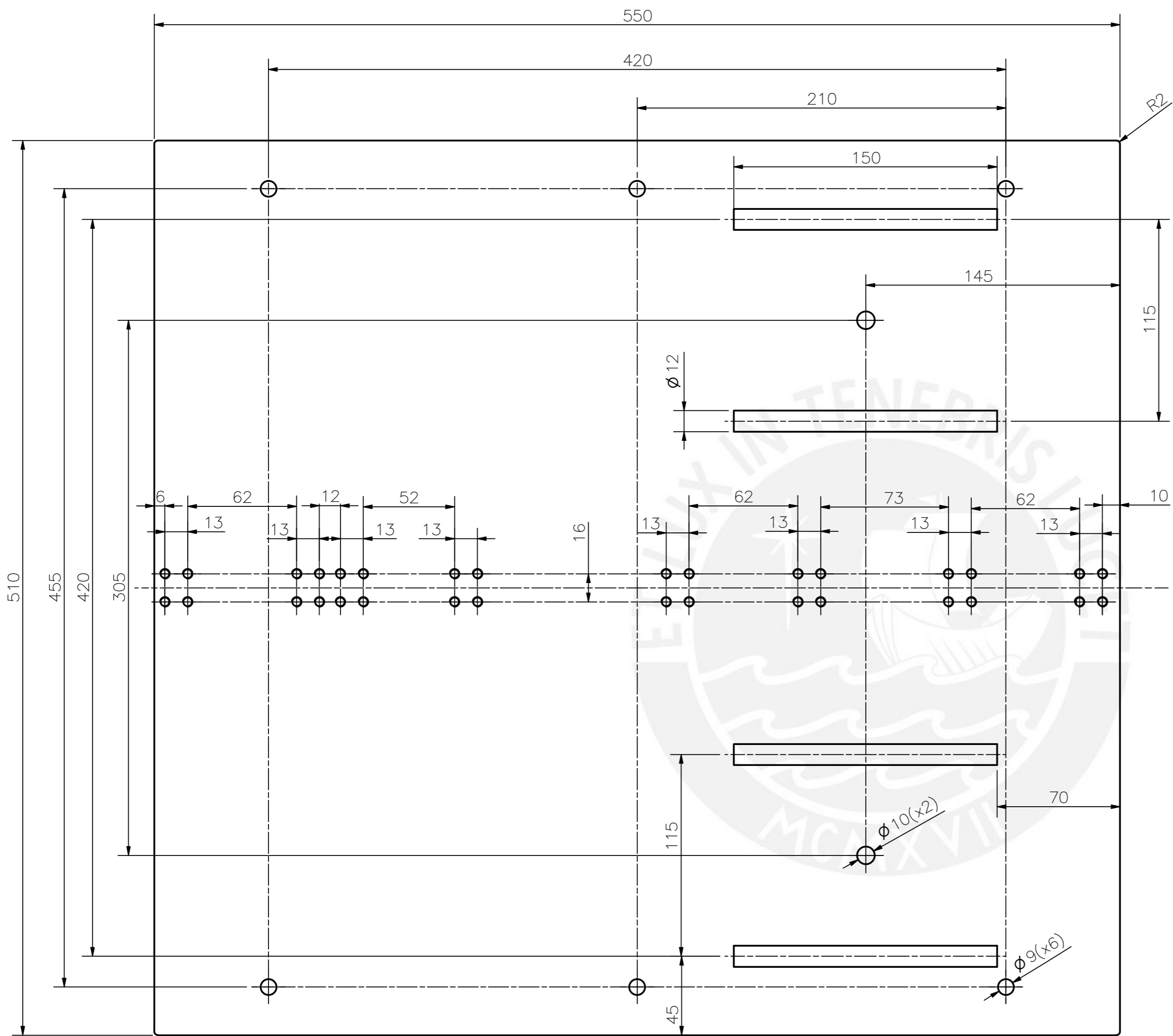


NOMBRE: CARCASA DE SENSOR DE GIRO
 POSICIÓN: 32
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 2:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: 0,1
 ACABADO SUPERFICIAL: N9 ✓
 OBSERVACIONES: -IMPRESIÓN 3D
 -REDONDEOS R1

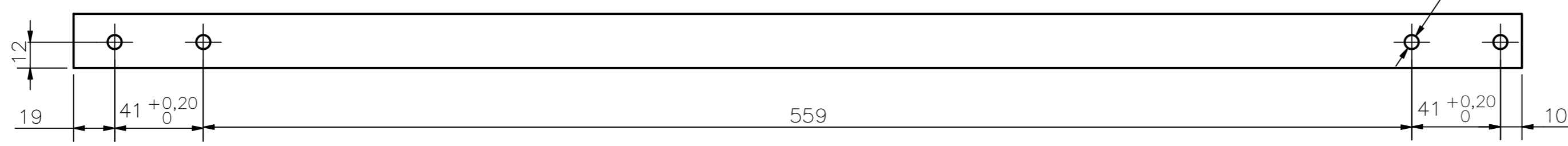
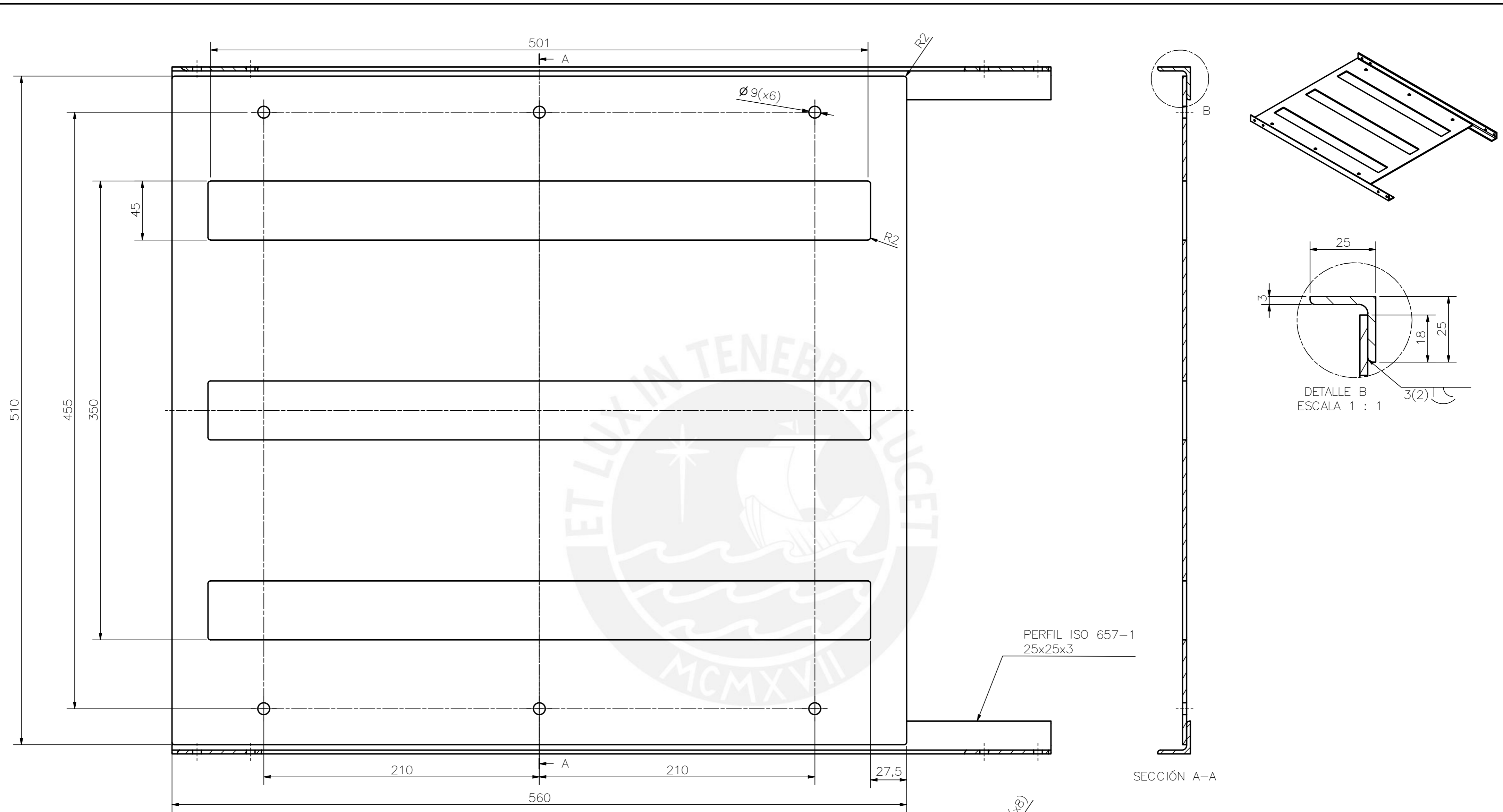
NOMBRE: TAPA CARCASA DE SENSOR DE GIRO
 POSICIÓN: 33
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 2:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: 0,1
 ACABADO SUPERFICIAL: N9 ✓
 OBSERVACIONES: -IMPRESIÓN 3D
 -REDONDEOS R1

OBSERVACIONES GENERALES:
 - Todos los perfiles cuadrados son ISO 10799-2
 - Las láminas de goma se pegan a los perfiles usando pegamento de cianocrilato

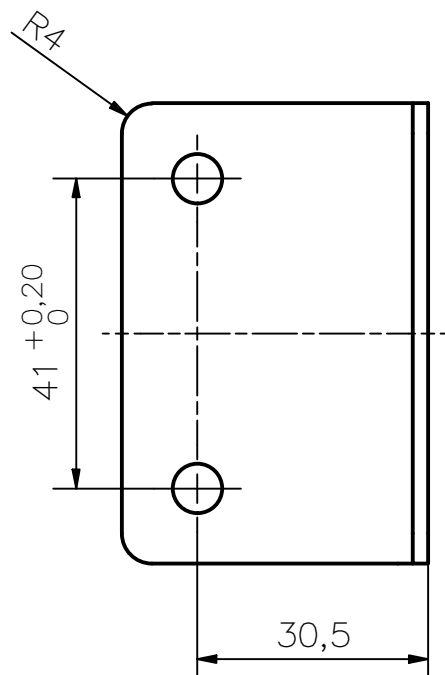
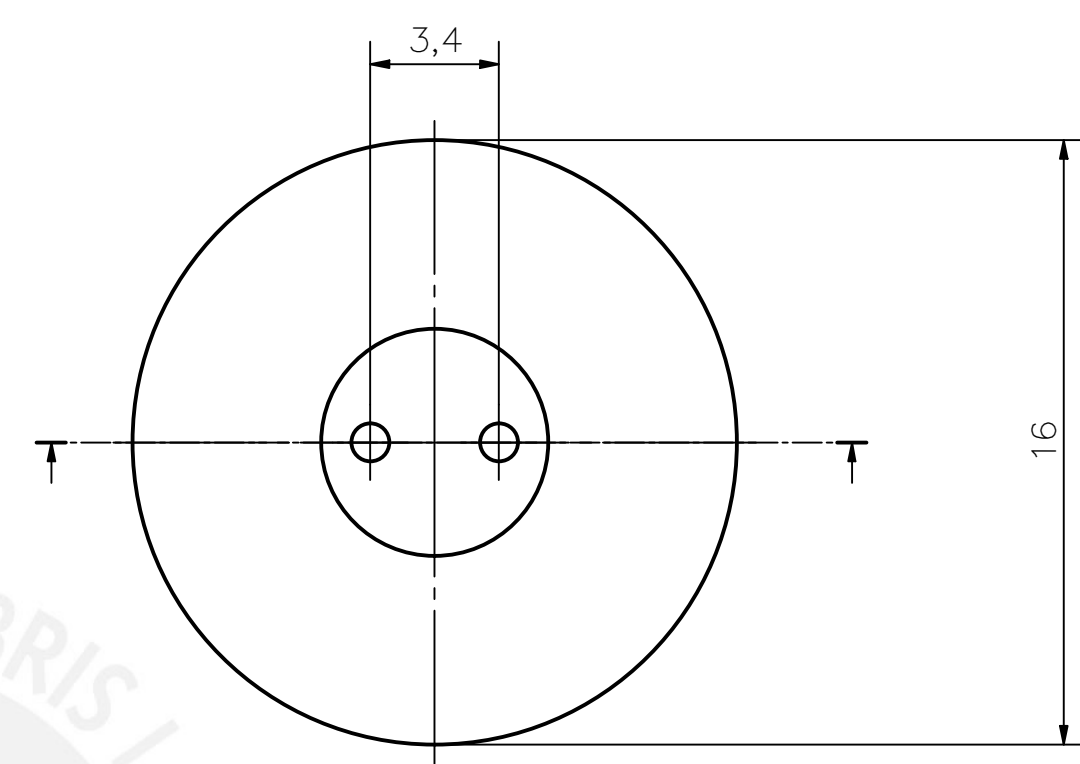
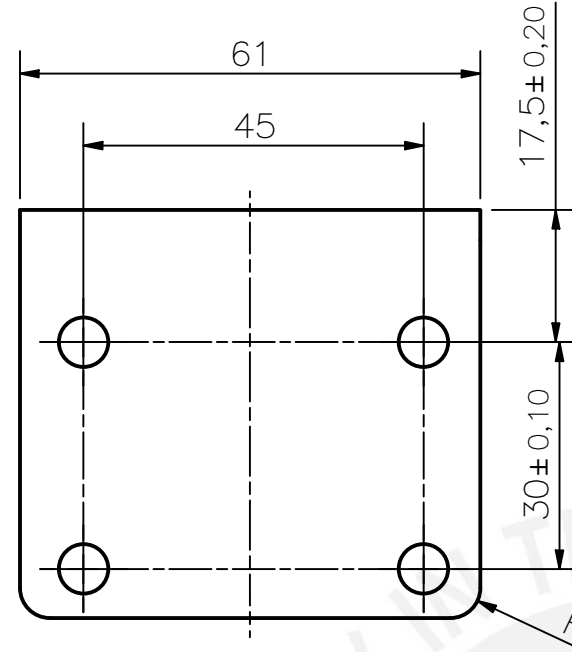
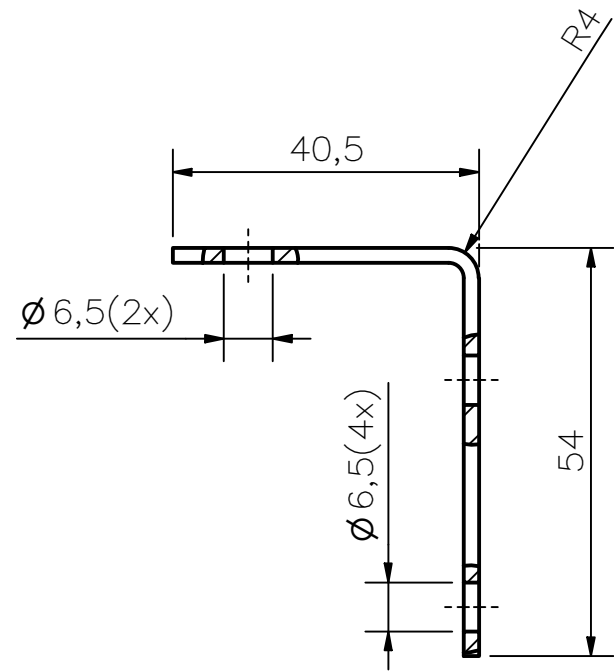
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA: INDICADA
	COMPONENTES DEL SUB-ENSAMBLE MARCO MÓVIL	FECHA: 2020.06.27
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 09-A1-D03



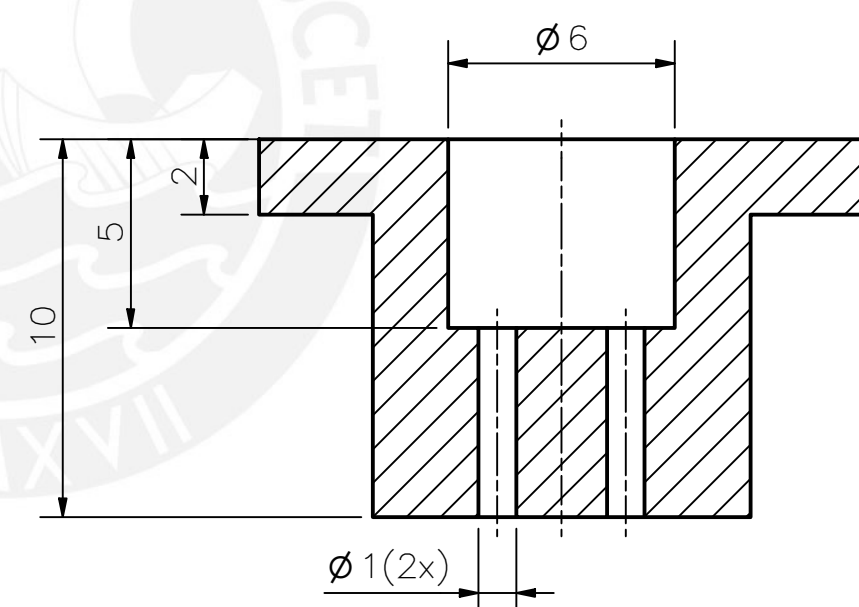
ACABADO SUPERFICIAL N11	TOLERANCIA GENERAL +0.5	MATERIAL ALUMINIO 6063 T6
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA 1:2
	PLATAFORMA SUPERIOR	FECHA: 2020.06.28
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 11-A2-D05



ACABADO SUPERFICIAL N11	TOLERANCIA GENERAL +0.5	MATERIAL ALUMINIO 6063 T6
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDEA Y VICEVERSA	ESCALA 1:2
PLATAFORMA INFERIOR		FECHA: 2020.07.05
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 12-A2-D06



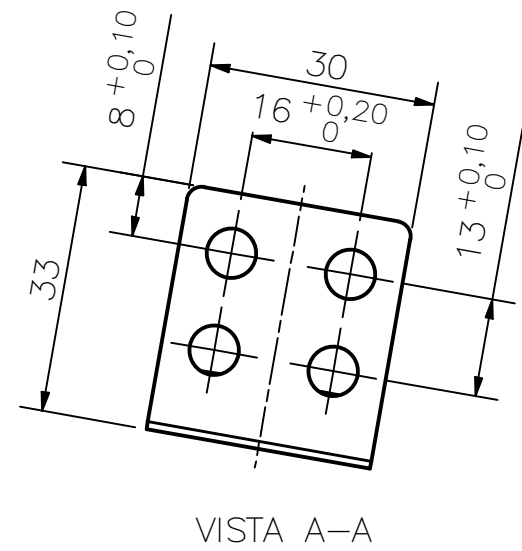
NOMBRE: ACOPLE PARA RUEDAS
 POSICIÓN: 48
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: +0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11
 OBSERVACIONES: ESPESOR 2mm



NOMBRE: SOPORTE PLANO DE SENSOR LDR
 POSICIÓN: 49
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 5:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.1
 ACABADO SUPERFICIAL: N9
 OBSERVACIONES: IMPRESIÓN 3D

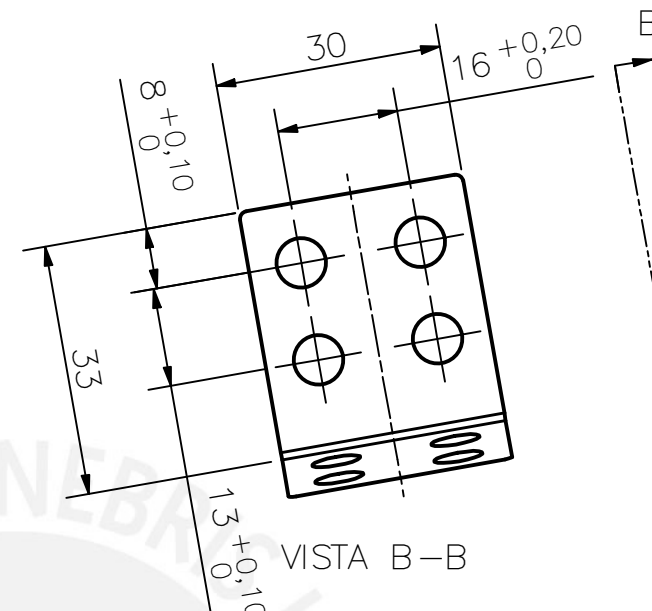
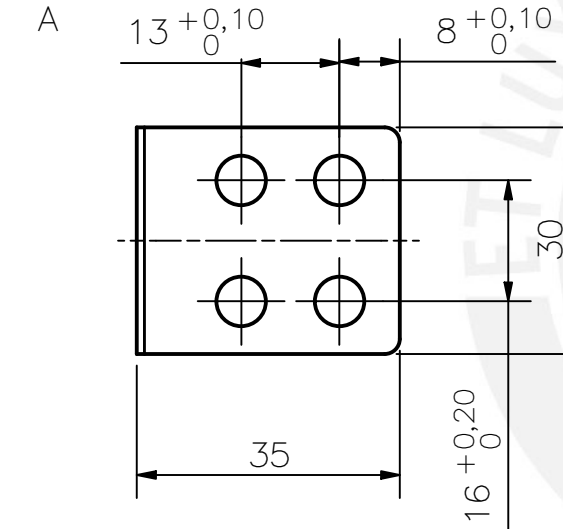
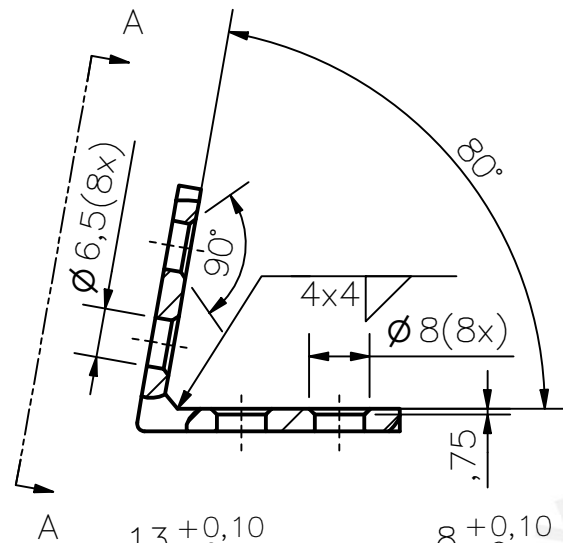
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISPOSITIVO ASISTENE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDA Y VICEVERSA SOPORTES DE BATERÍA Y SENSOR LDR	ESCALA: INDICADA FECHA: 2020.06.27
COTA NOMINAL 20141800	COTA MÁXIMA 20141800	COTA MÍNIMA 20141800
GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO		PLANO: 13-A3-D07

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20141800	20141800	20141800



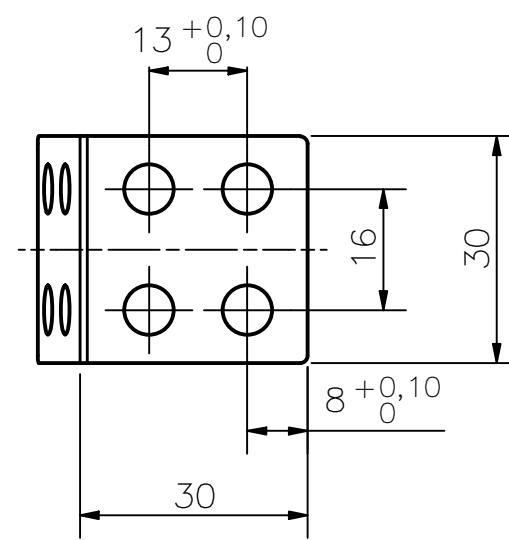
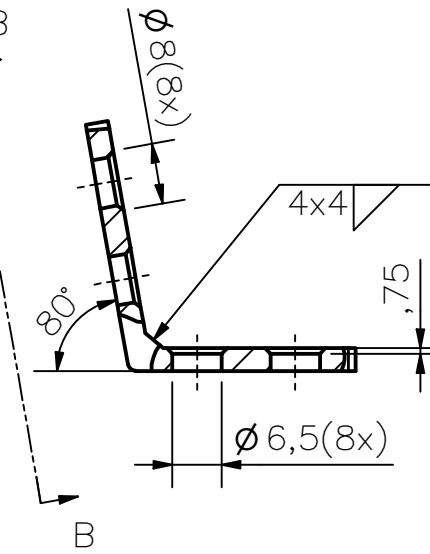
VISTA A-A

NOMBRE: REFUERZO INCLINADO AGUDO
 POSICIÓN: 65
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



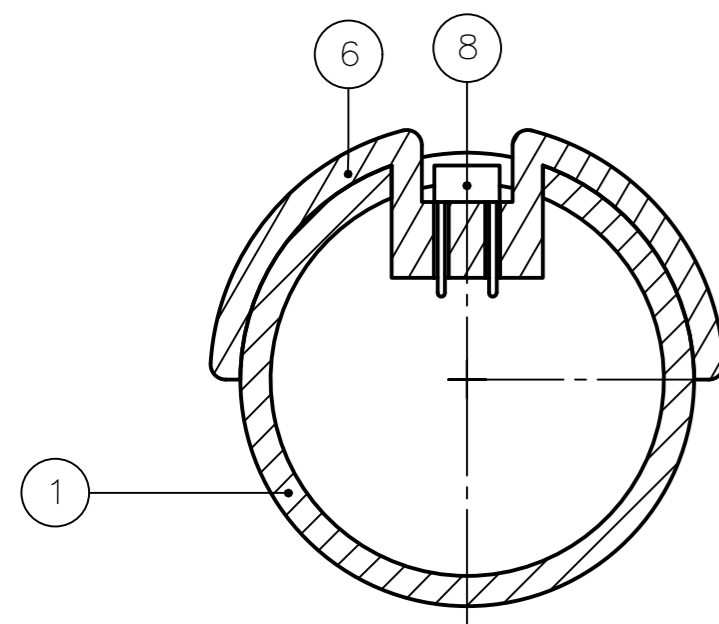
VISTA B-B

NOMBRE: REFUERZO INCLINADO OBTUSO
 POSICIÓN: 66
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ALUMINIO 6063 T6
 TOLERANCIA GENERAL: ±0.5
 ACABADO SUPERFICIAL: N11

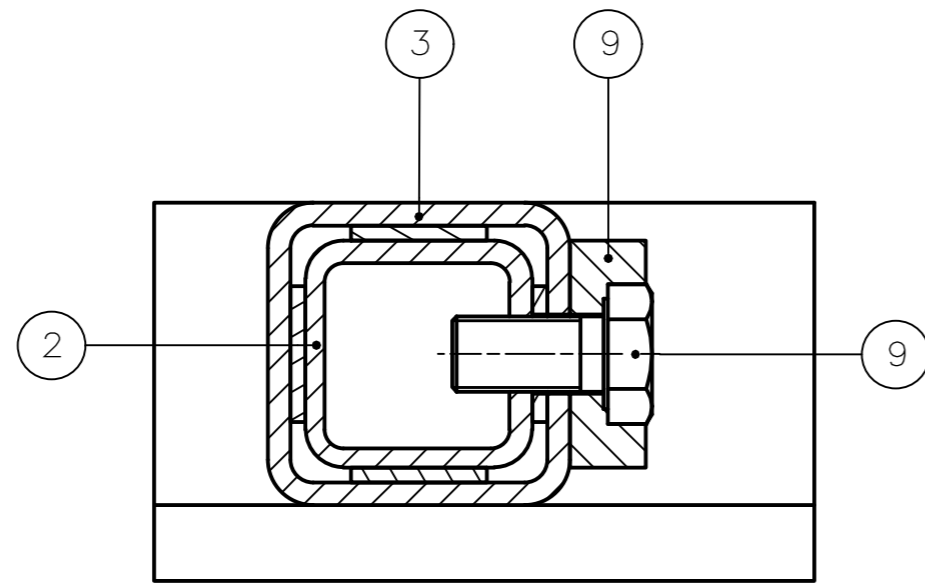


OBSERVACIONES GENERALES:
 - Espesor de 3mm
 - Redondeos no indicados R2

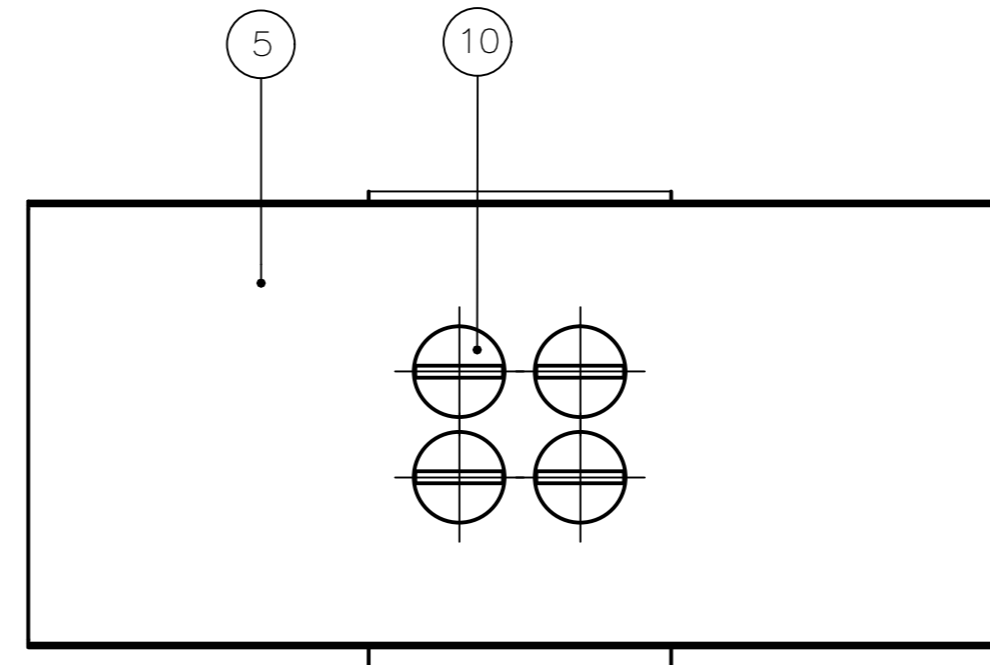
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN BÍPEDA Y VICEVERSA REFUERZOS INCLINADOS	ESCALA: INDICADA
		FECHA: 2020.07.07
COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA	20141800 GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 14-A3-D08



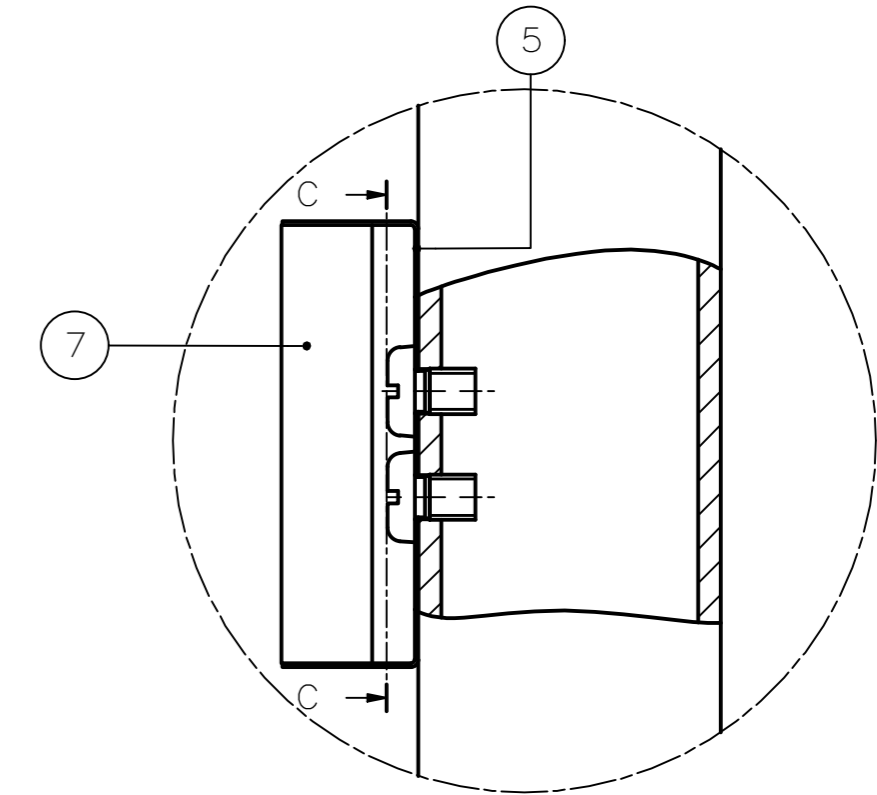
SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1



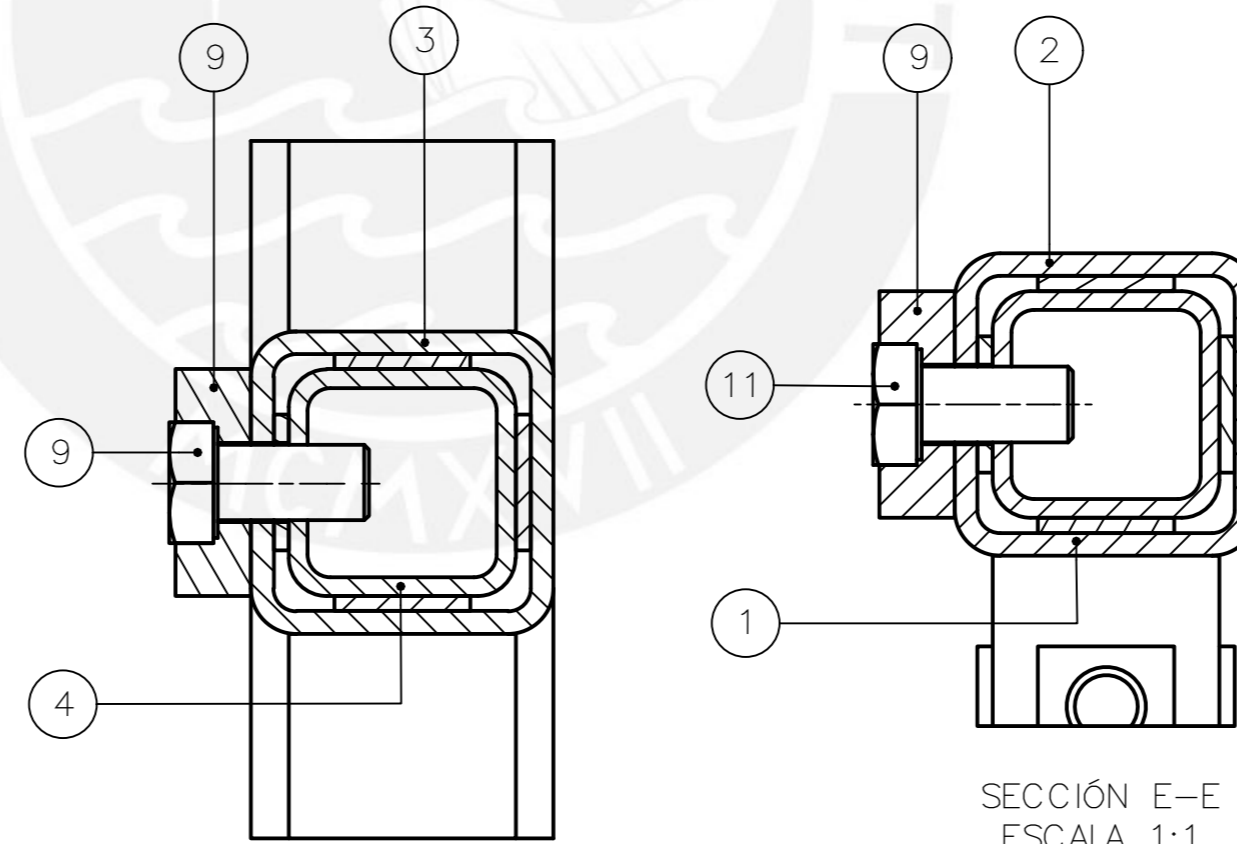
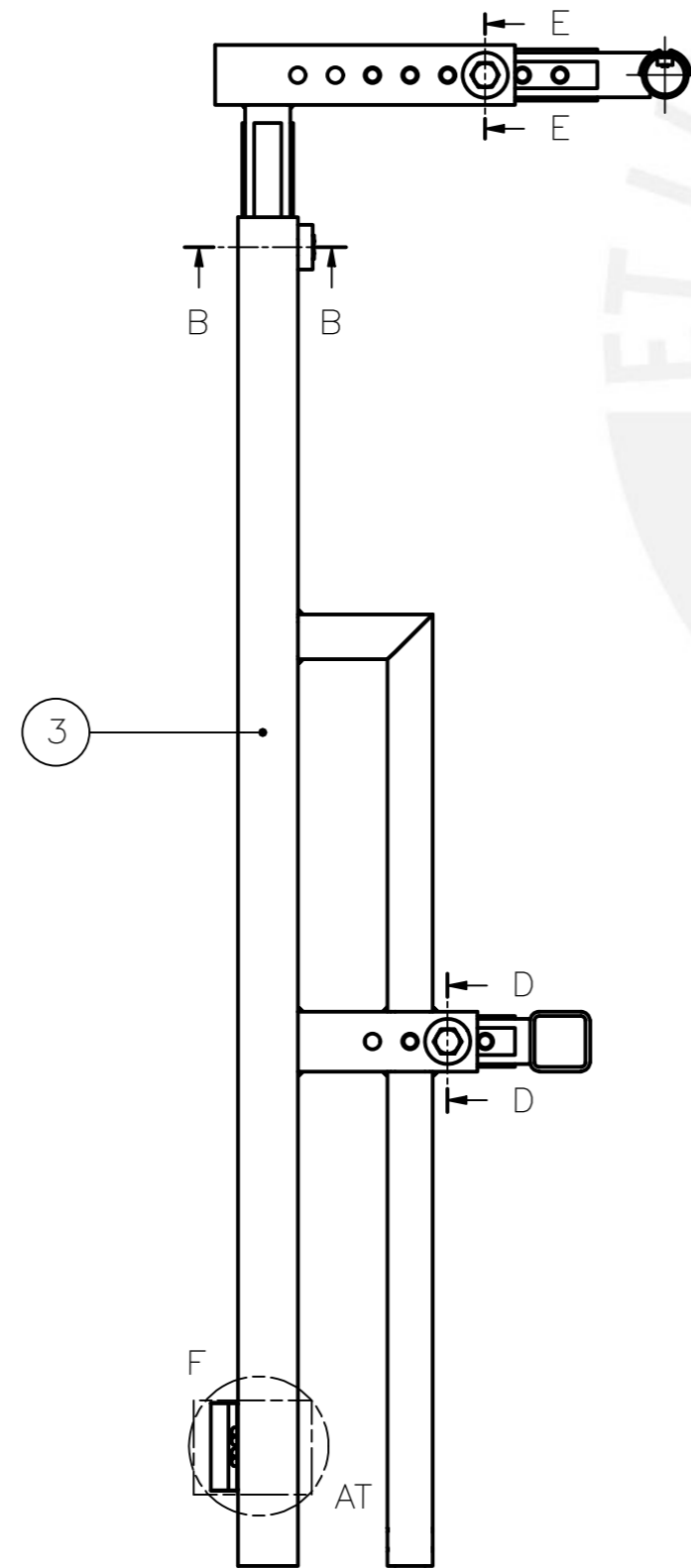
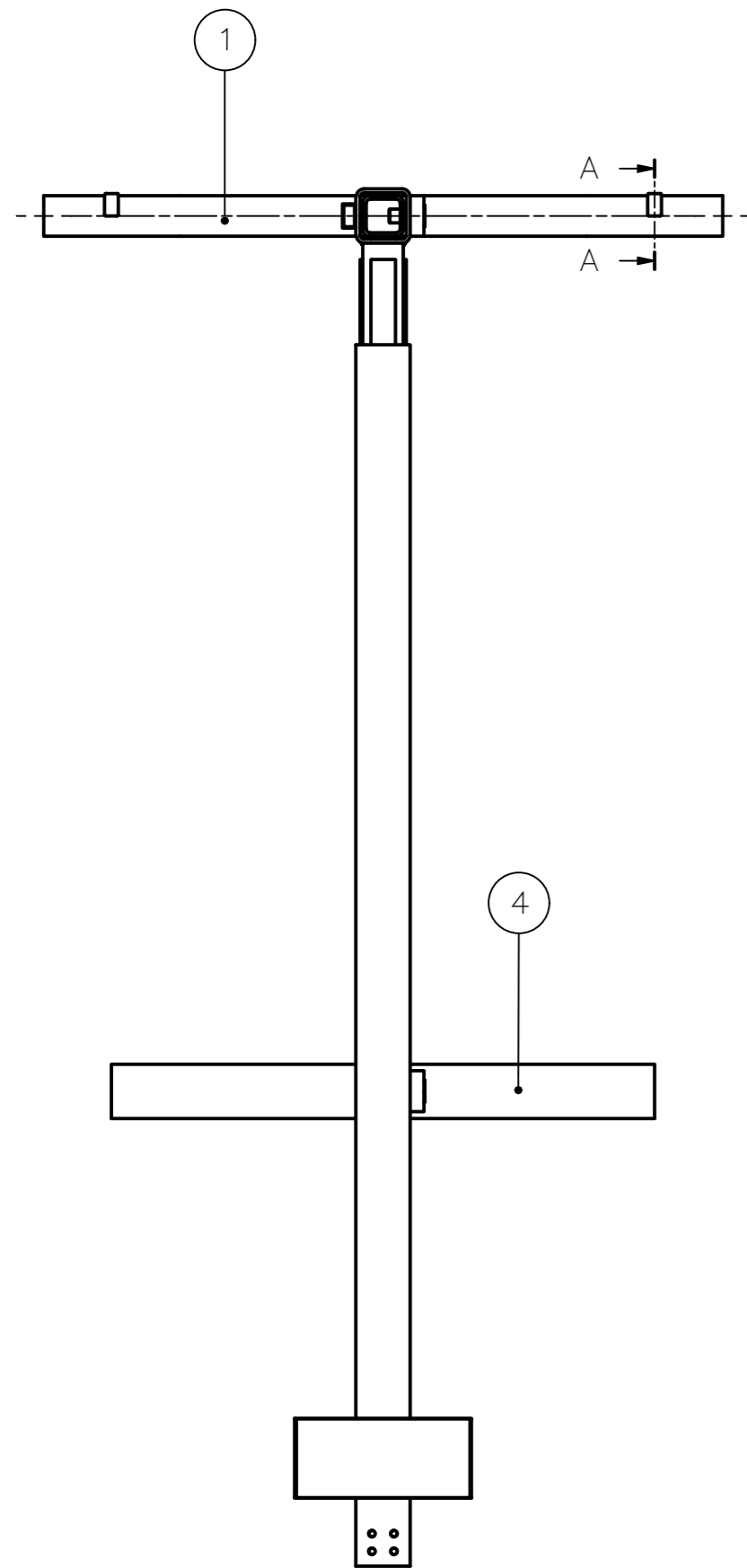
SECCIÓN B-B
ESCALA 1:1



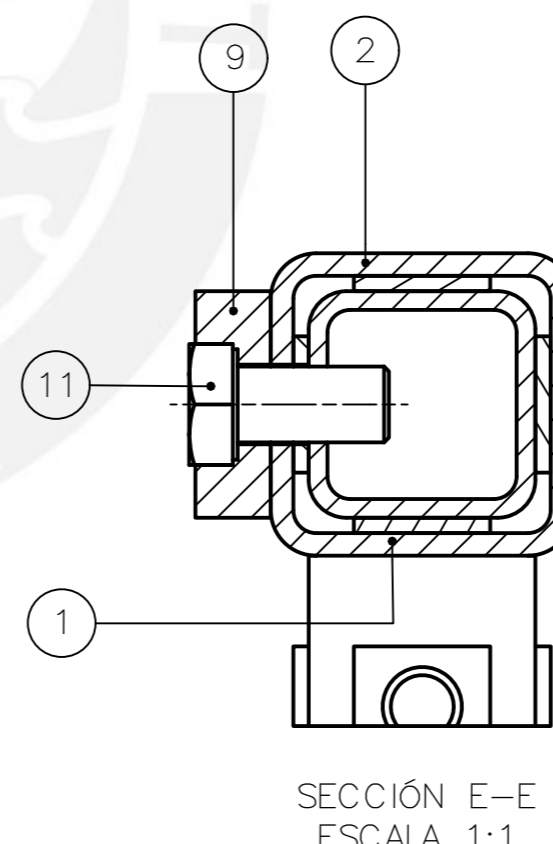
SECCIÓN C-C
ESCALA 1:1



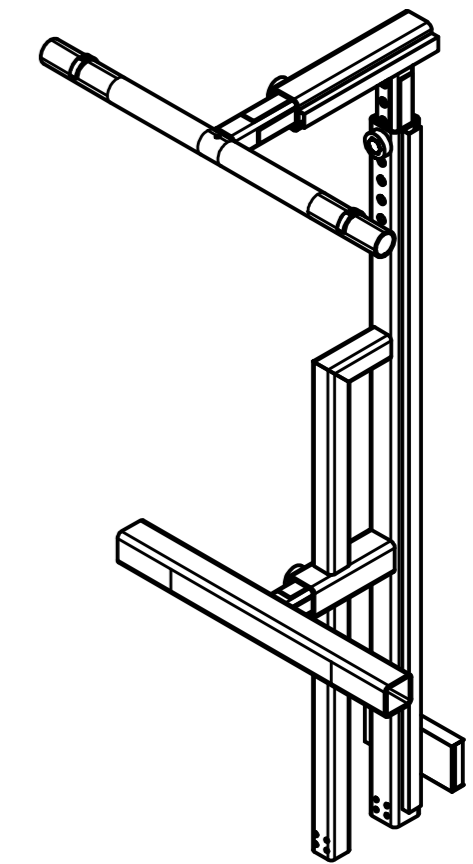
DETALLE AT
ESCALA 1:1



SECCIÓN D-D
ESCALA 1:1



SECCIÓN E-E
ESCALA 1:1



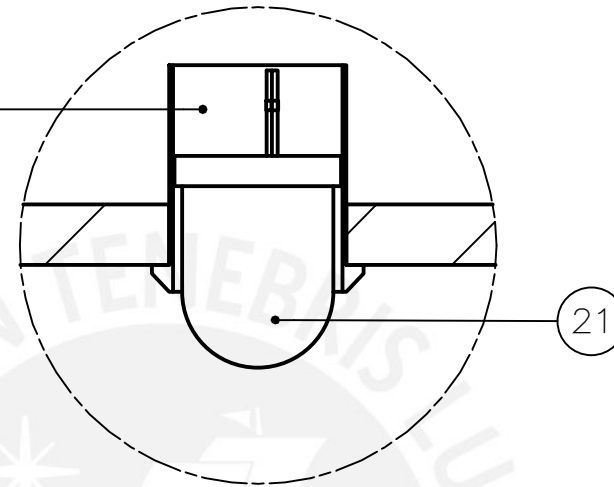
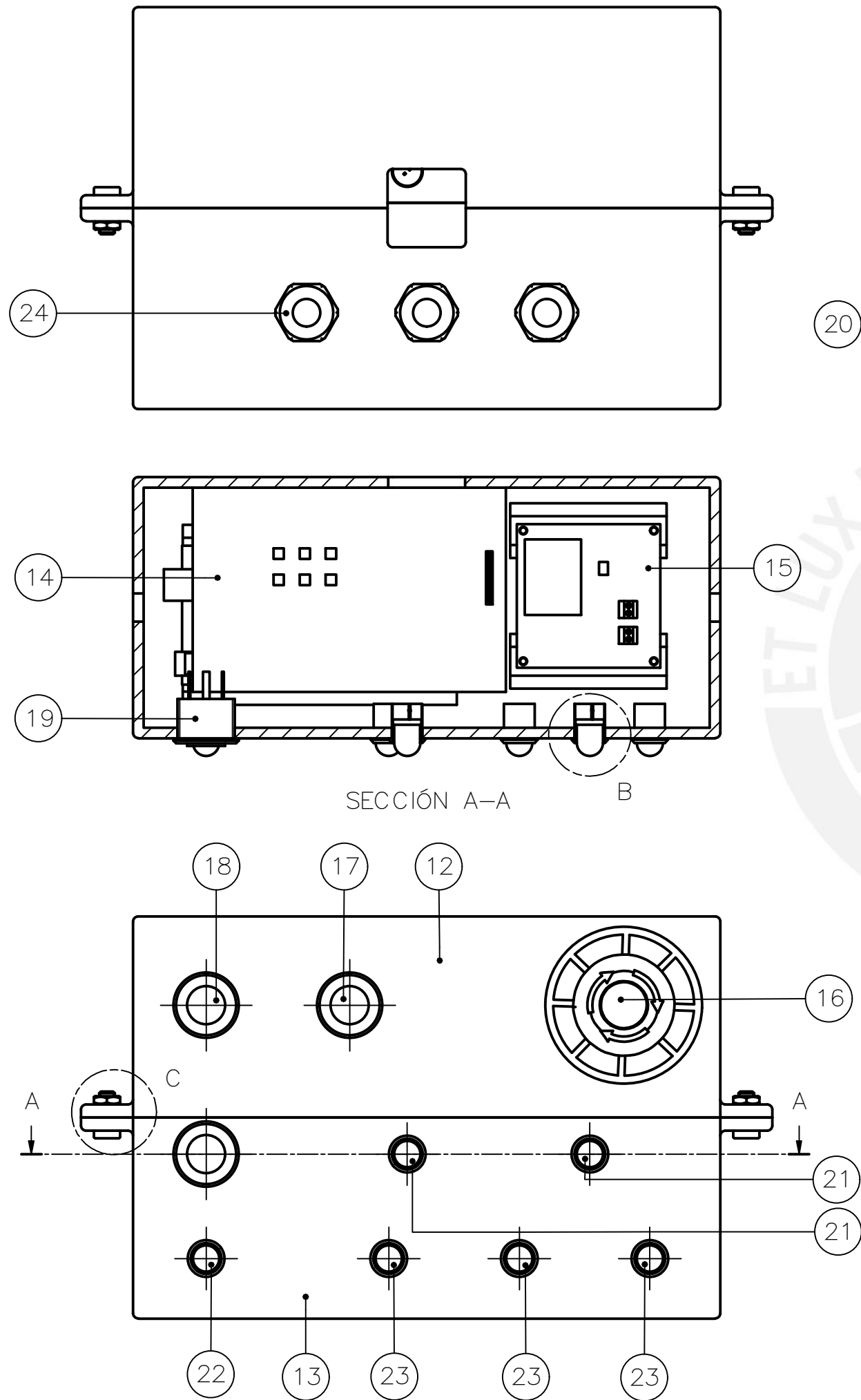
11	1	TORNILLO M10x20	ISO 8676	ALSI 304	
10	4	TORNILLO M6 x 8	ISO 1580	ALSI 304	
9	3	CABEZA PERNO DE UNIÓN		PLÁSTICO PBT	Para perno M10x20 ISO 1580
8	2	SENSOR LDR			Fotorresistencia GL5528
7	1	BATERÍA LIPO 12V			3S, 3300 mAh
6	2	SOPORTE CIRCULAR DE SENSOR LDR		ABS	Ver 07-A1-D01
5	1	SOPORTE DE BATERÍA		ALUMINIO 6063 T6	Ver 07-A1-D01
4	1	SOPORTE HORIZONTAL DESLIZANTE		INDICADO EN DESPIECE	Ver 07-A1-D01
3	1	SOPORTE FIJO		INDICADO EN DESPIECE	Ver 07-A1-D01
2	1	SOPORTE VERTICAL DESLIZANTE		INDICADO EN DESPIECE	Ver 07-A1-D01
1	1	ESTRUCTURA MANUBRIO		INDICADO EN DESPIECE	Ver 07-A1-D01
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

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

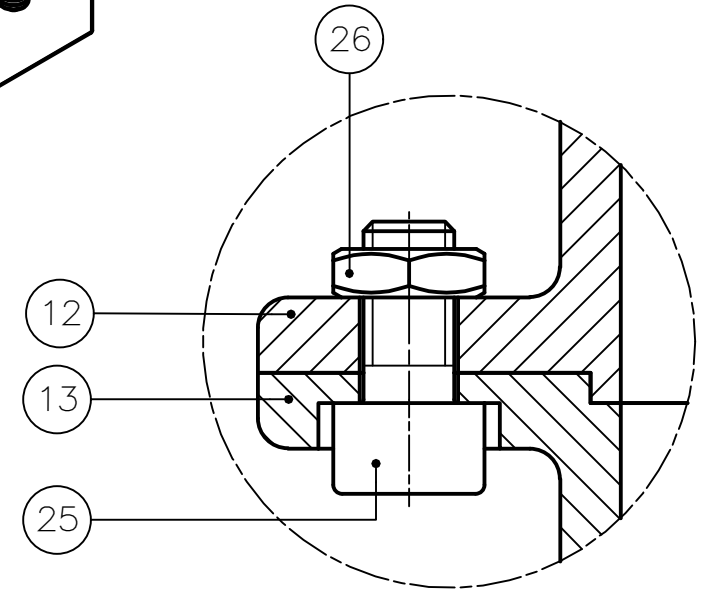
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA
		1:5
	SUB-ENSAMBLE MARCO FIJO	FECHA: 2020.06.24
		PLANO: 02-A2-E02

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20141800		

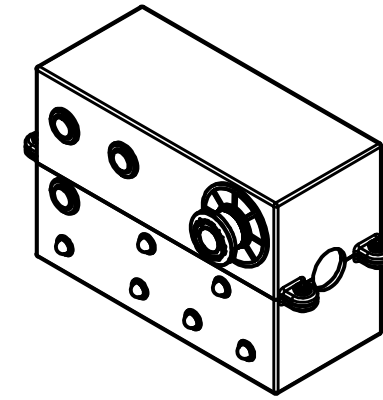
GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO



DETALLE B
ESCALA 2 : 1



DETALLE C
ESCALA 2 : 1

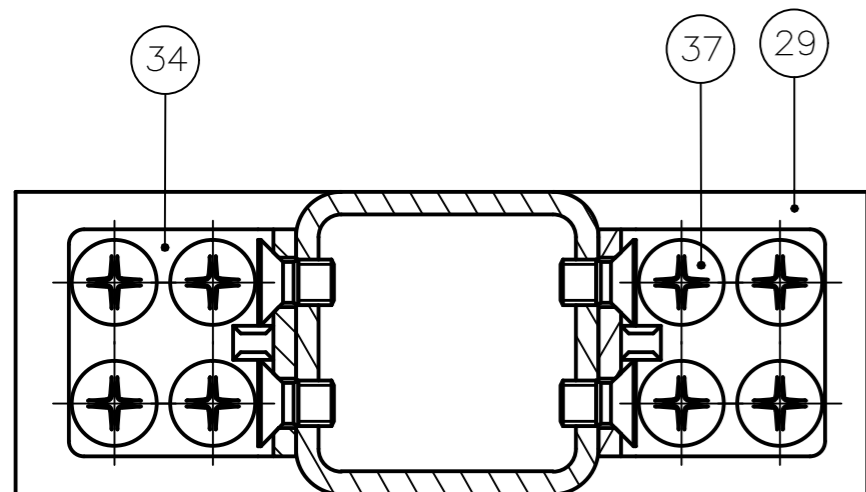
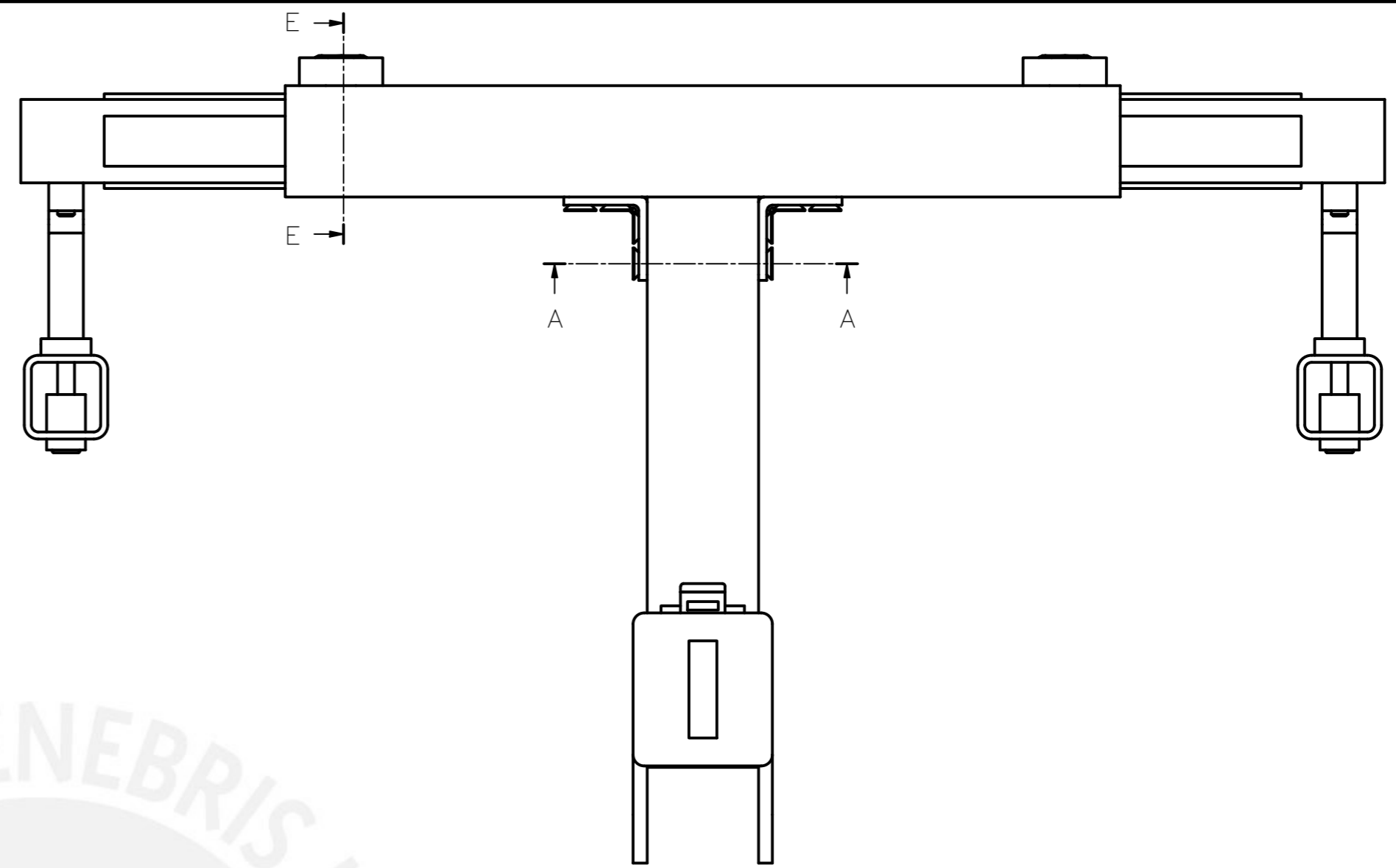
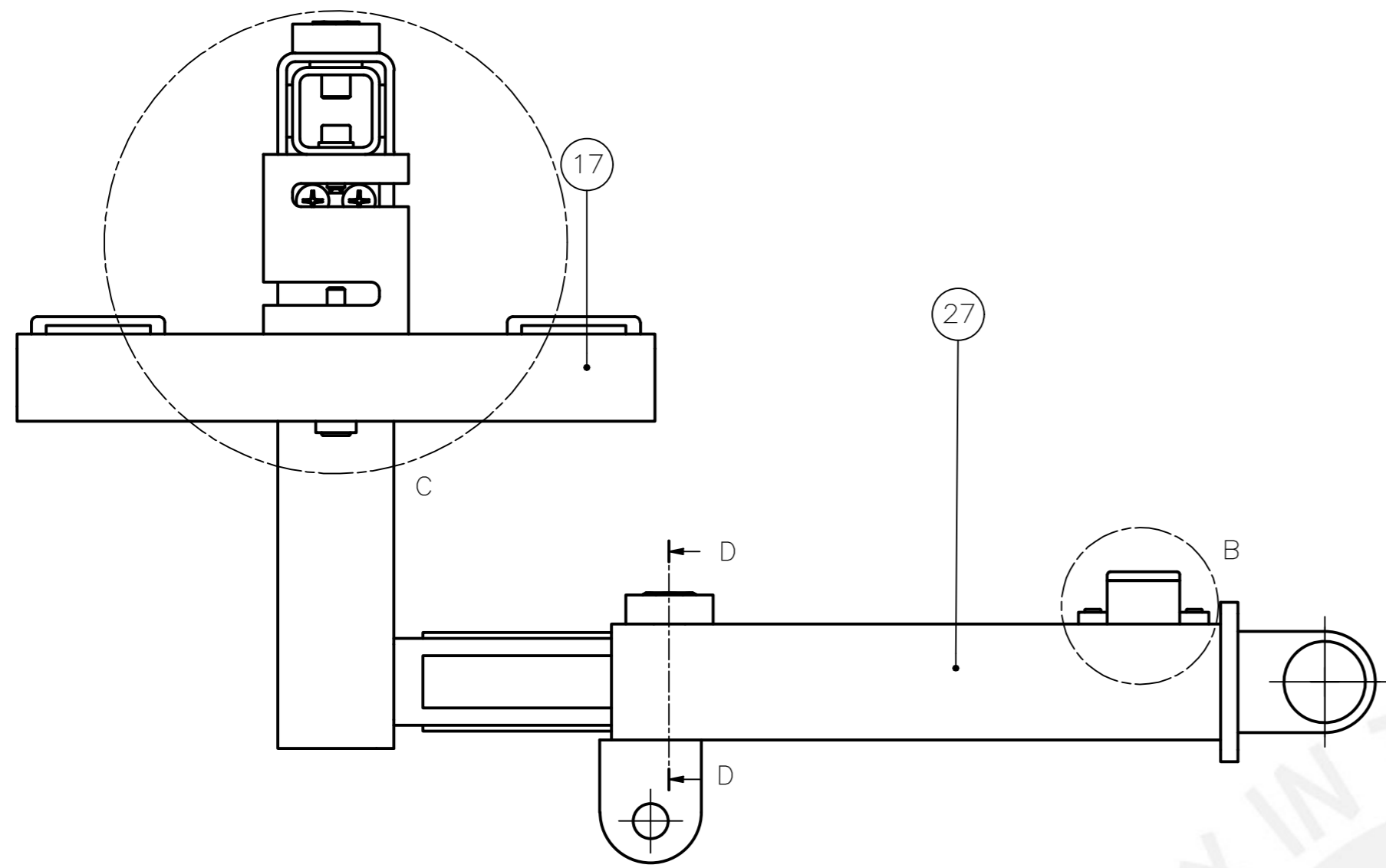


26	4	TUERCA M6	DIN EN ISO 4035	ASI 304	
25	4	TORNILLO M6 x 12	DIN 912	ASI 304	
24	3	PRENSOESTOPA PG11		-	Pasamuro de 1/4" para cable
23	3	LED NARANJA 10mm		-	Led difuso
22	1	LED ROJO 10mm		-	Led difuso
21	2	LED AZUL 10mm		-	Led difuso
20	6	SOCKET PARA LED 10mm		PLÁSTICO GENERAL	
19	1	BOTÓN DE INICIO Ø22		ALUMINIO	Montaje en panel, auto retorno
18	1	BOTÓN DE ENCENDIDO Ø22		ALUMINIO	Montaje en panel, auto retorno
17	1	BOTÓN DE APAGADO Ø22		ALUMINIO	Montaje en panel, auto retorno
16	1	BOTÓN DE EMERGENCIA		-	LAY 37(PCB) como referencia
15	1	TARJETA ELECTRÓNICA DE POTENCIA		-	
14	1	TARJETA ELECTRÓNICA DE CONTROL		-	
13	1	TAPA INFERIOR DE CARCASA		ABS	Ver 03-A2-D02
12	1	TAPA SUPERIOR DE CARCASA		ABS	Ver 03-A2-D02

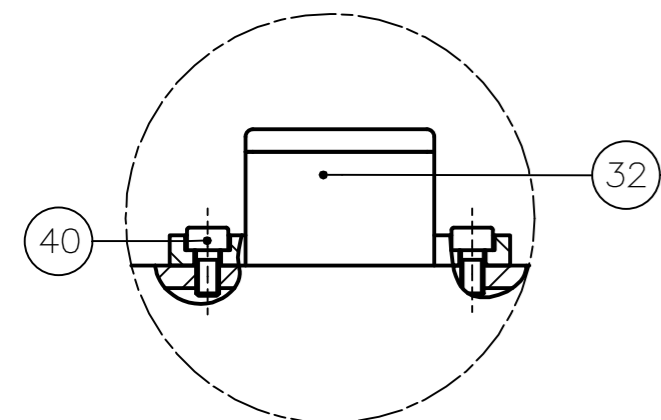
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
------	-------	-------------	-------	----------	---------------

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

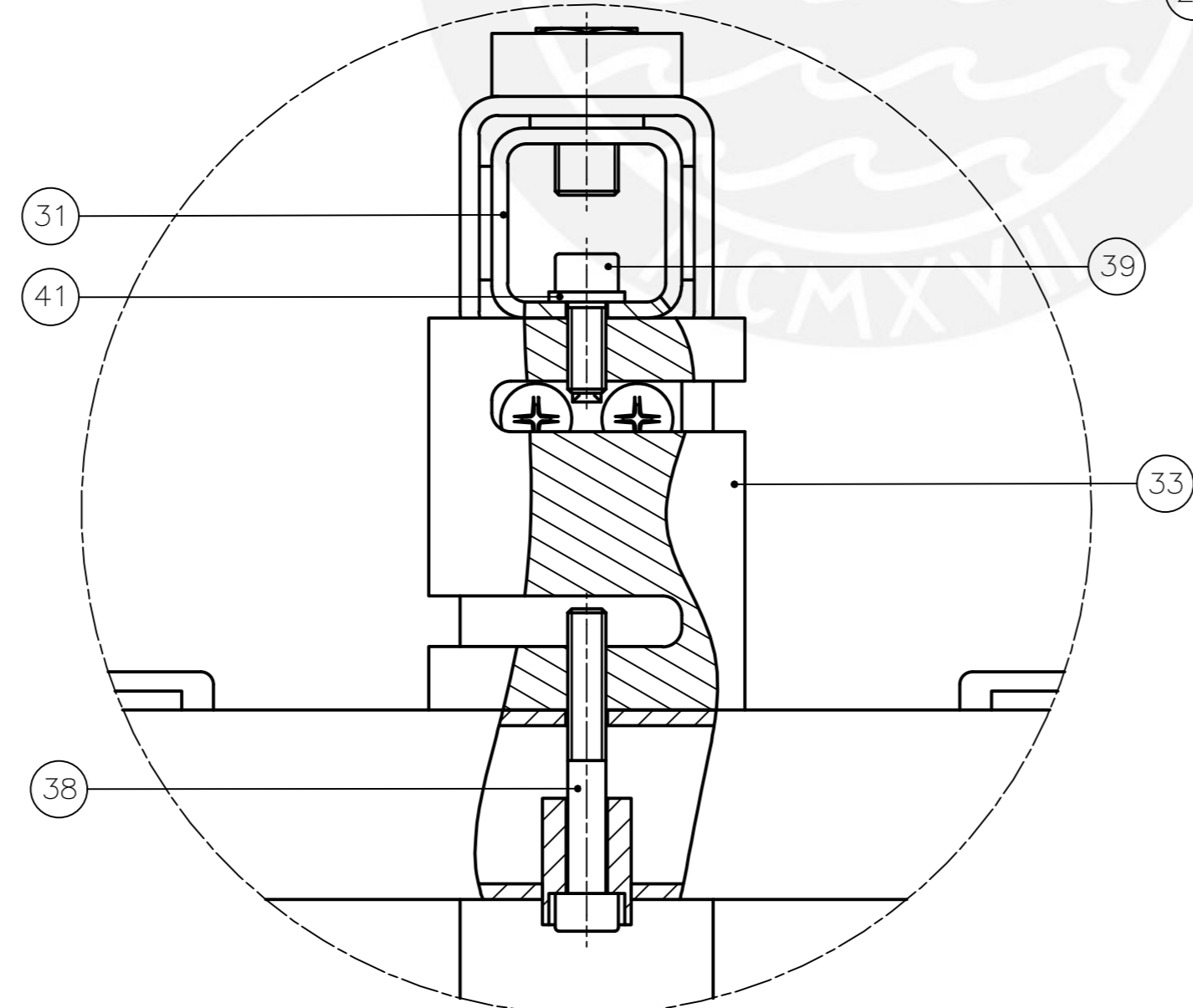
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA
	SUB-ENSAMBLE INTERFAZ	1:2
		FECHA: 2020.06.24
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 04-A3-E02



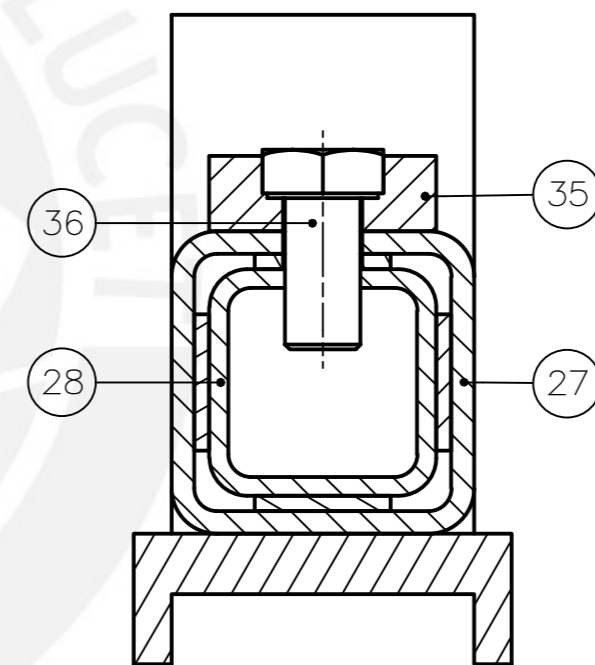
SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1



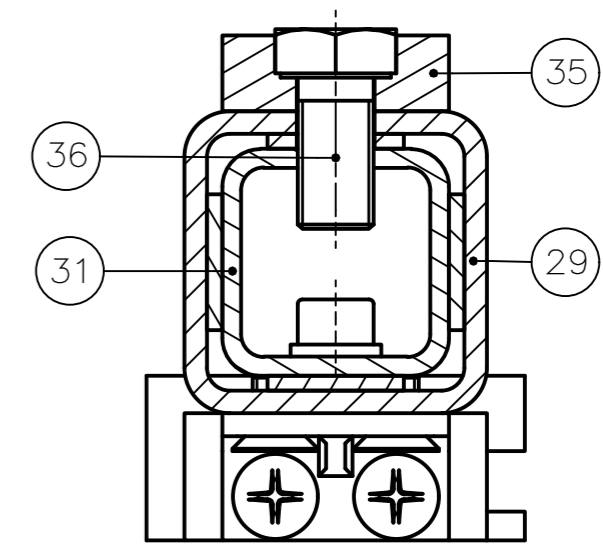
DETALLE B
ESCALA 1:1



DETALLE C
ESCALA 1:1



SECCIÓN D-D
ESCALA 1:1

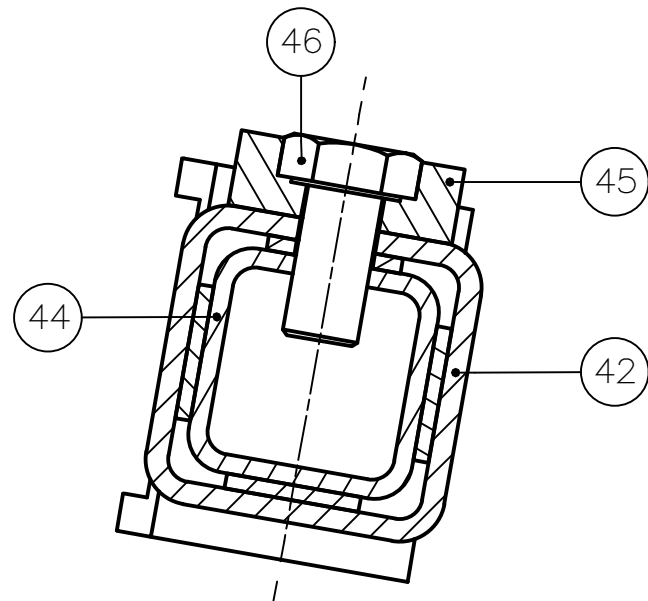


SECCIÓN E-E
ESCALA 1:1

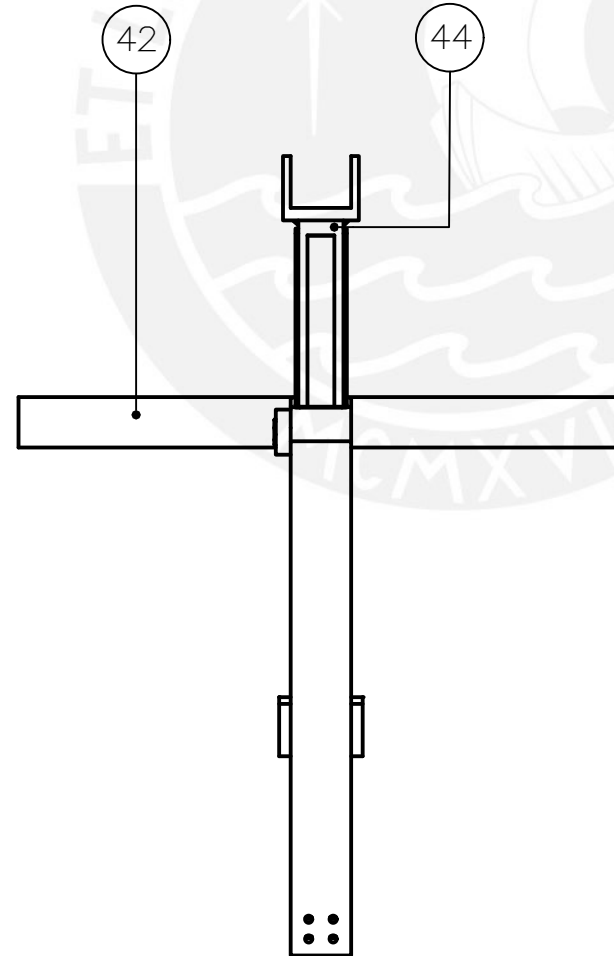
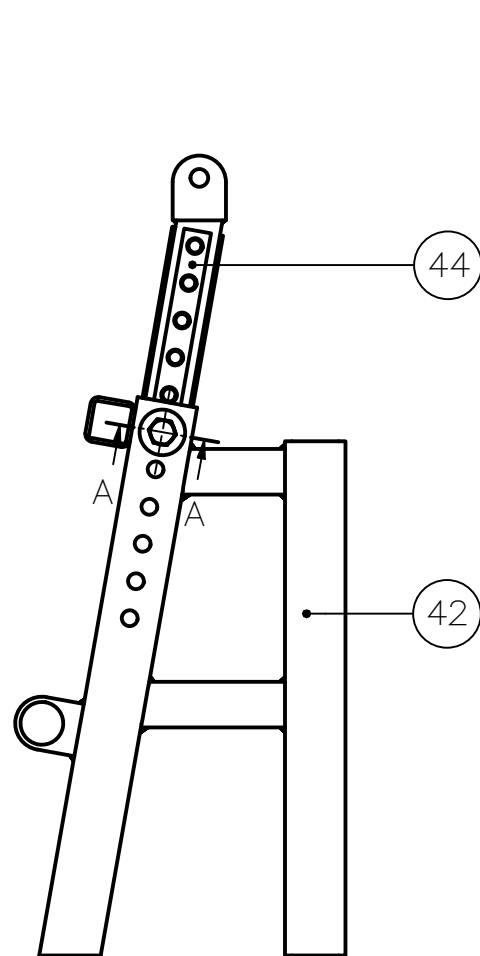
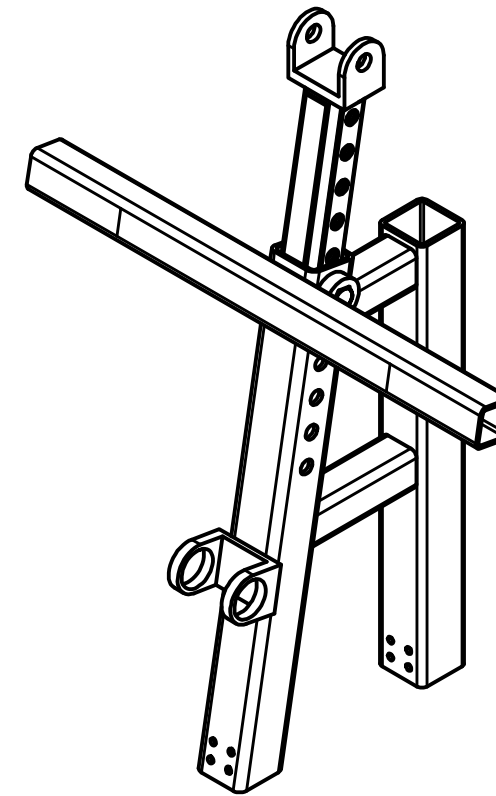
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
41	2	ARANDELA A6	DIN EN ISO 7089	AISI 304	
40	2	TORNILLO M3 x 6	DIN 912	AISI 304	
39	2	TORNILLO M6 x 16	DIN 912	AISI 304	
38	2	TORNILLO M6 x 45	DIN 912	AISI 304	
37	16	TORNILLO- M6 x 10	ISO 7046-1	AISI 304	
36	1	TORNILLO M10x20	ISO 8676	AISI 304	
35	3	CABEZA PERNO DE UNIÓN		POLIETILENO	
34	2	REFUERZO ANGULAR 30x30		ALUMINIO 6063 T6	
33	2	SENSOR DE FUERZA			
32	1	CARACA PARA SENSOR DE GRO		ABS	VER 05-A1-003
31	1	PERFIL FAJA MUSLOS		ALUMINIO 6063 T6	VER 05-A1-003
30	1	PERFIL SOPORTE DE MUSLOS			VER 05-A1-003
29	1	PERFIL DE UNIÓN		ALUMINIO 6063 T6	VER 05-A1-003
28	1	SOPORTE DESLIZANTE DE UNIÓN			VER 05-A1-003
27	1	SOPORTE ARTICULADO		ALUMINIO 6063 T6	VER 05-A1-003

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

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA 1:2
SUB-ENSAMBLE MARCO MÓVIL		FECHA: 2020.06.24
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 06-A2-E03



SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1

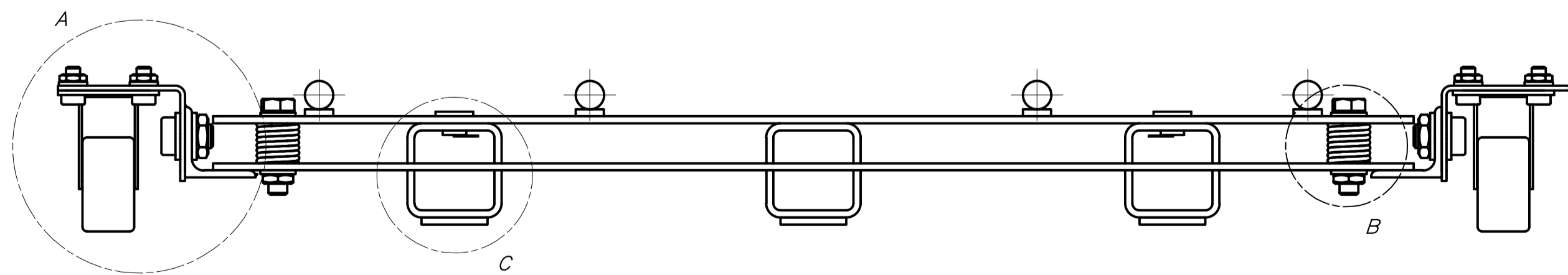
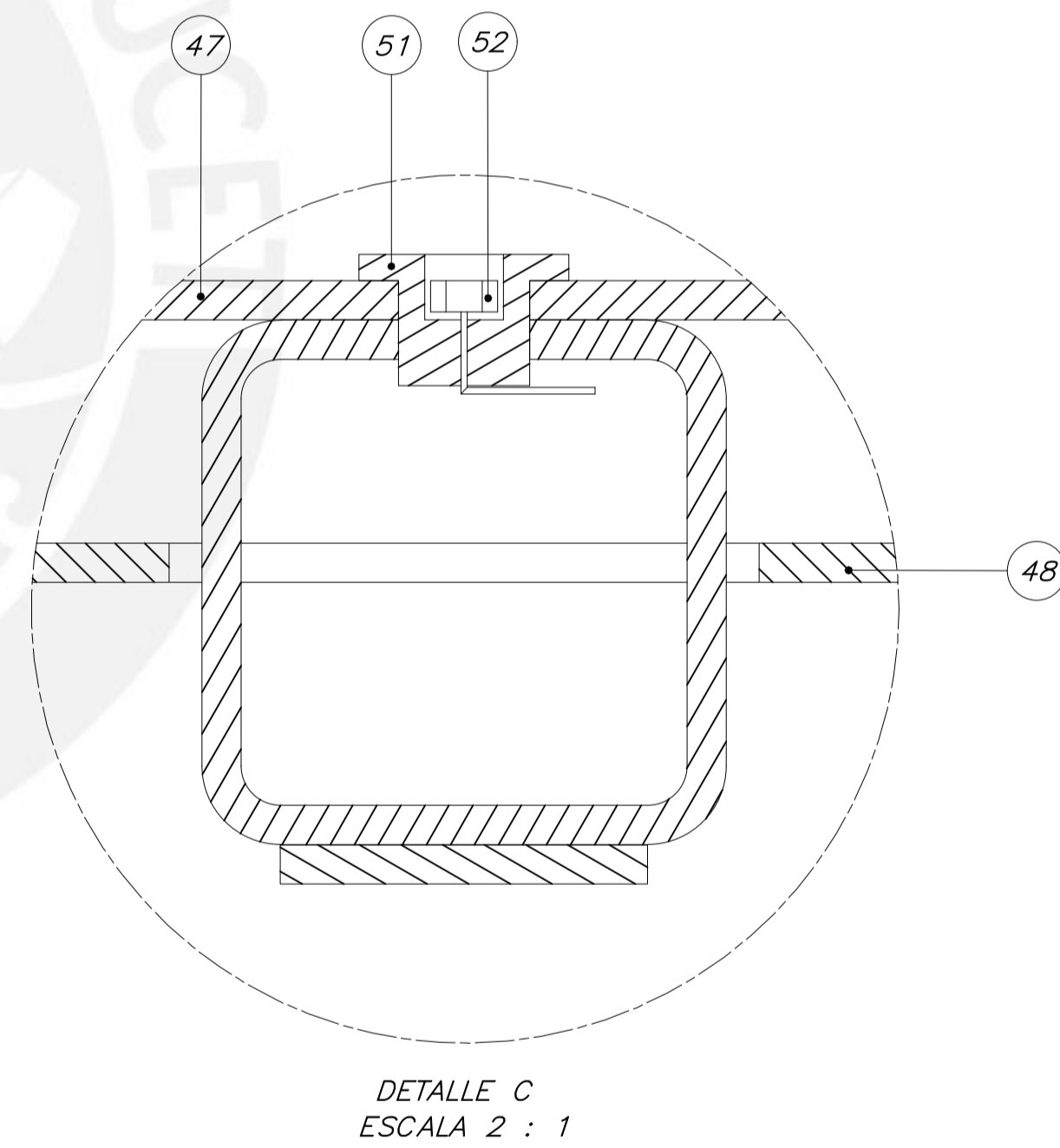
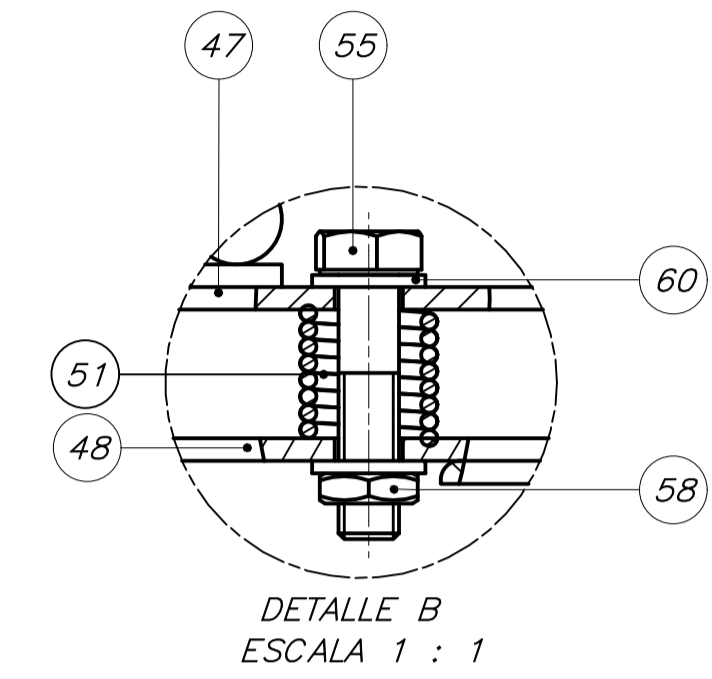
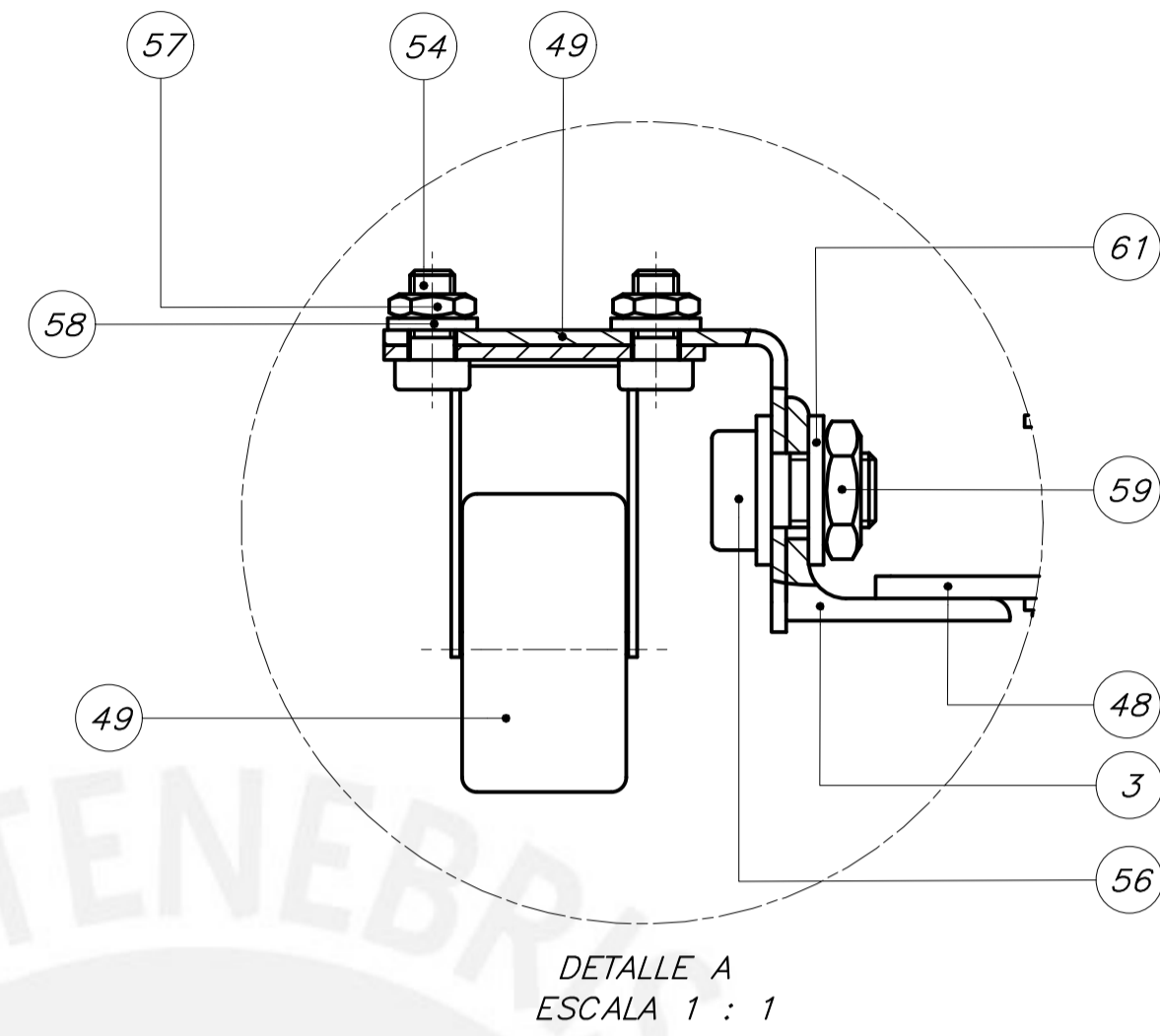
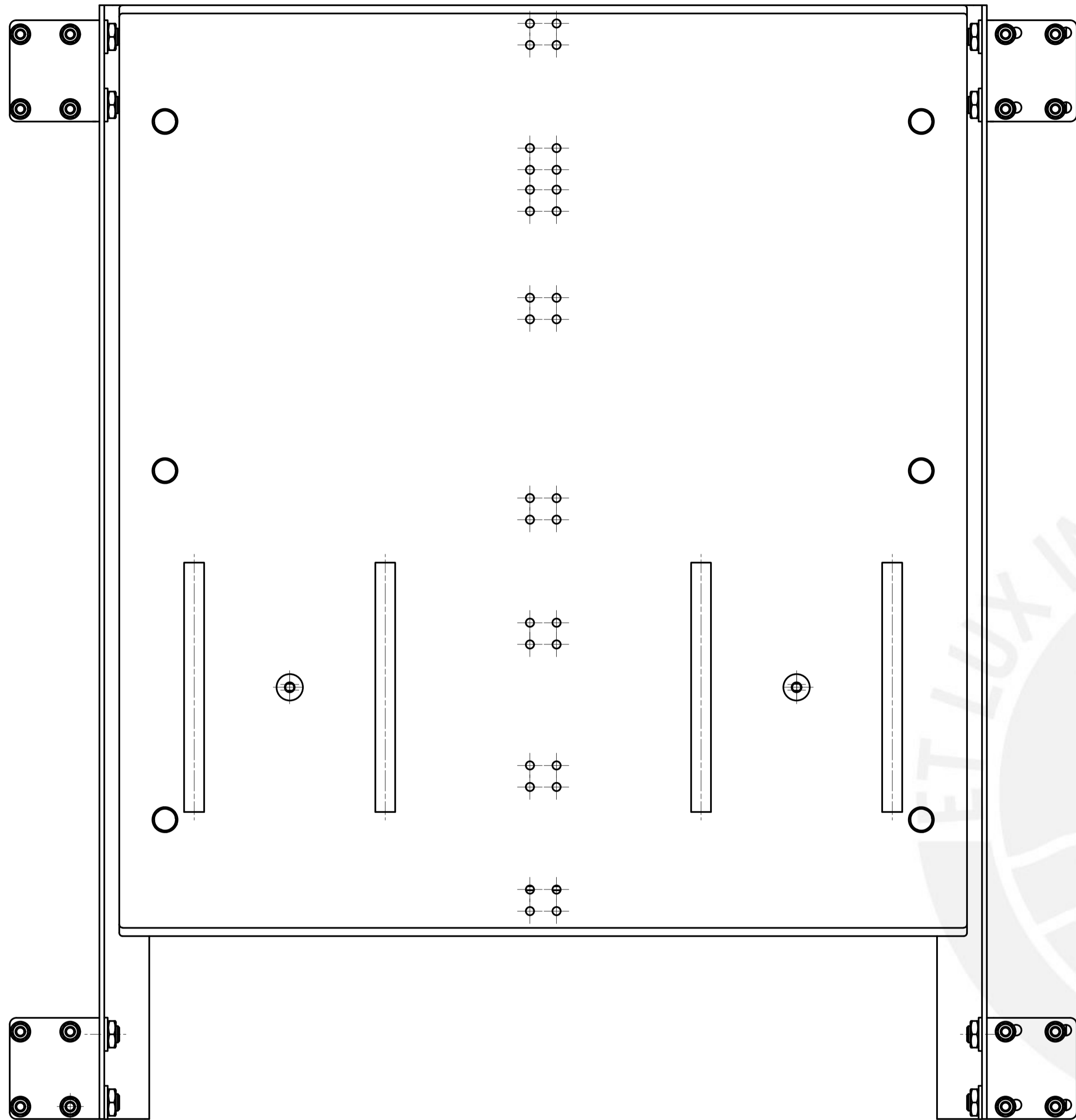


46	1	TORNILLO M10x20	ISO 8676	AI SI 304	
45	1	CABEZA DE PERNO		PLASTICO PBT	Para perno M10x20 ISO 1580
44	1	SOPORTE DESLIZANTE DE ARTICULACIÓN	ISO 10799-2	INDICADO EN DESPIECE	Ver 10-A2-D04
43	1	ESTRUCTURA SOPORTE DEL MARCO MÓVIL		INDICADO EN DESPIECE	Ver 10-A2-D04

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
------	-------	-------------	-------	----------	---------------

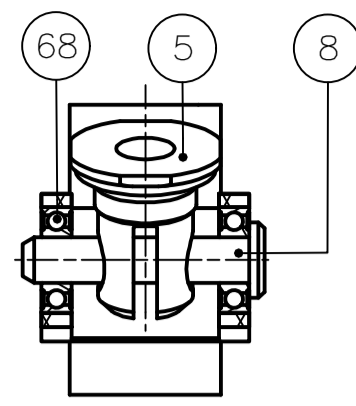
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA
	SUB-ENSAMBLE ESTRUCTURA DE SOPORTE	1:5
		FECHA: 2020.06.24
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 05-A3-E05

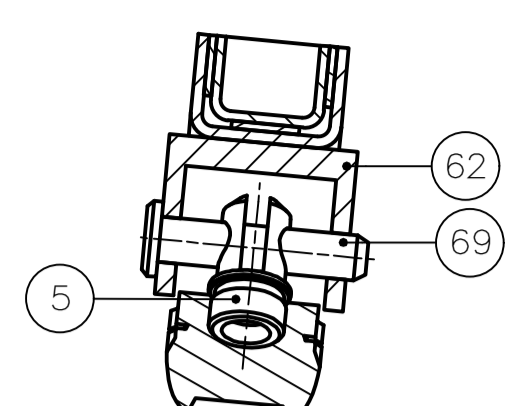


61	16	ARANDIA A10	DIN EN ISO 7089	AS3 304	
60	12	ARANDIA A8	DIN EN ISO 7089	AS3 304	
58	16	ARANDIA A6	DIN EN ISO 7089	AS3 304	
59	8	TUERCA M10	ISO 4035	AS3 304	
58	6	TUERCA M8	ISO 4035	AS3 304	
57	16	TUERCA M6	ISO 4035	AS3 304	
56	8	TORNILLO M10 x16	DIN 7984	AS3 304	
55	6	TORNILLO M8 x 35	DIN EN 24 017	AS3 304	
54	16	TORNILLO M6 x 12	DIN 7984	AS3 304	
53	1	SOPORTE PLANO PARA SENSOR LDR		ABS	Ver 13-A3-007
52	2	SENSOR LDR			Fotorresistencia G2528
51	6	RESORTES		ACERO FUNDIDO	
50	4	ACOPLE PARA RUEDAS		ALUMINO 6063 T6	Ver 13-A3-007
49	4	RUEDAS CON SOPORTE		POLIURETANO	RUEDAS MACOSER 2"
48	1	PLATAFORMA INFERIOR		ALUMINO 6063 T6	Ver 12-A2-006
47	1	PLATAFORMA SUPERIOR		ALUMINO 6063 T6	Ver 11-A2-005

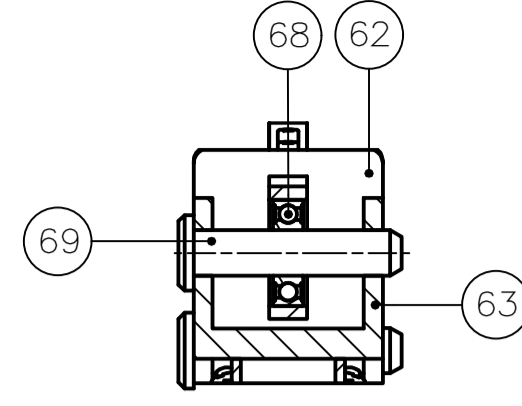
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ CIENCIAS E INGENIERÍA—INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN SEDENTE A BIPEDA Y VICEVERSA		ESCALA 1:2	
		SUB-ENSAMBLE BASE		FECHA: 2020.06.24	
				PLANO: 06-A2-E06	
20141800		GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO			



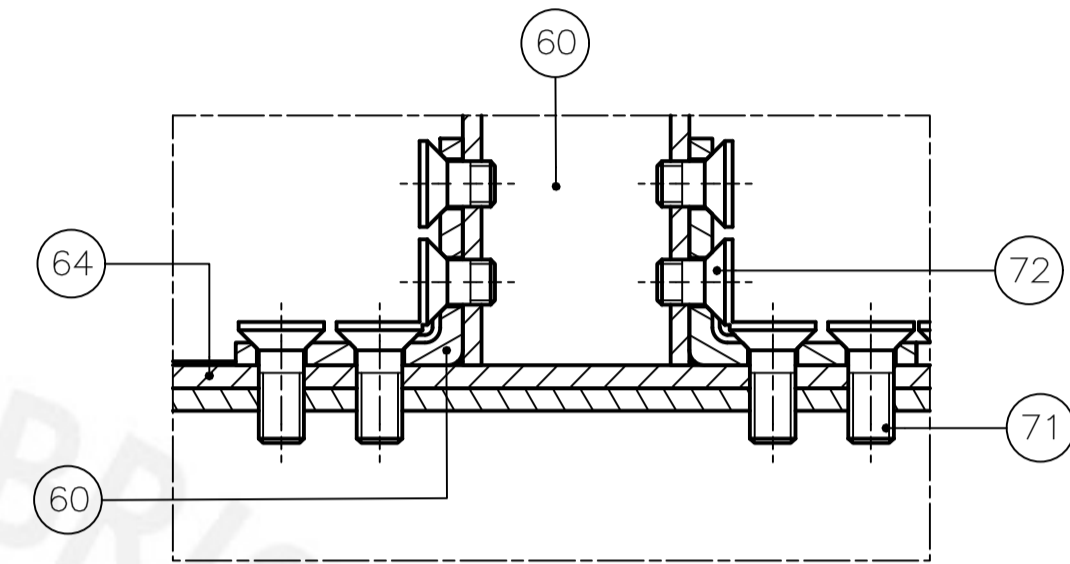
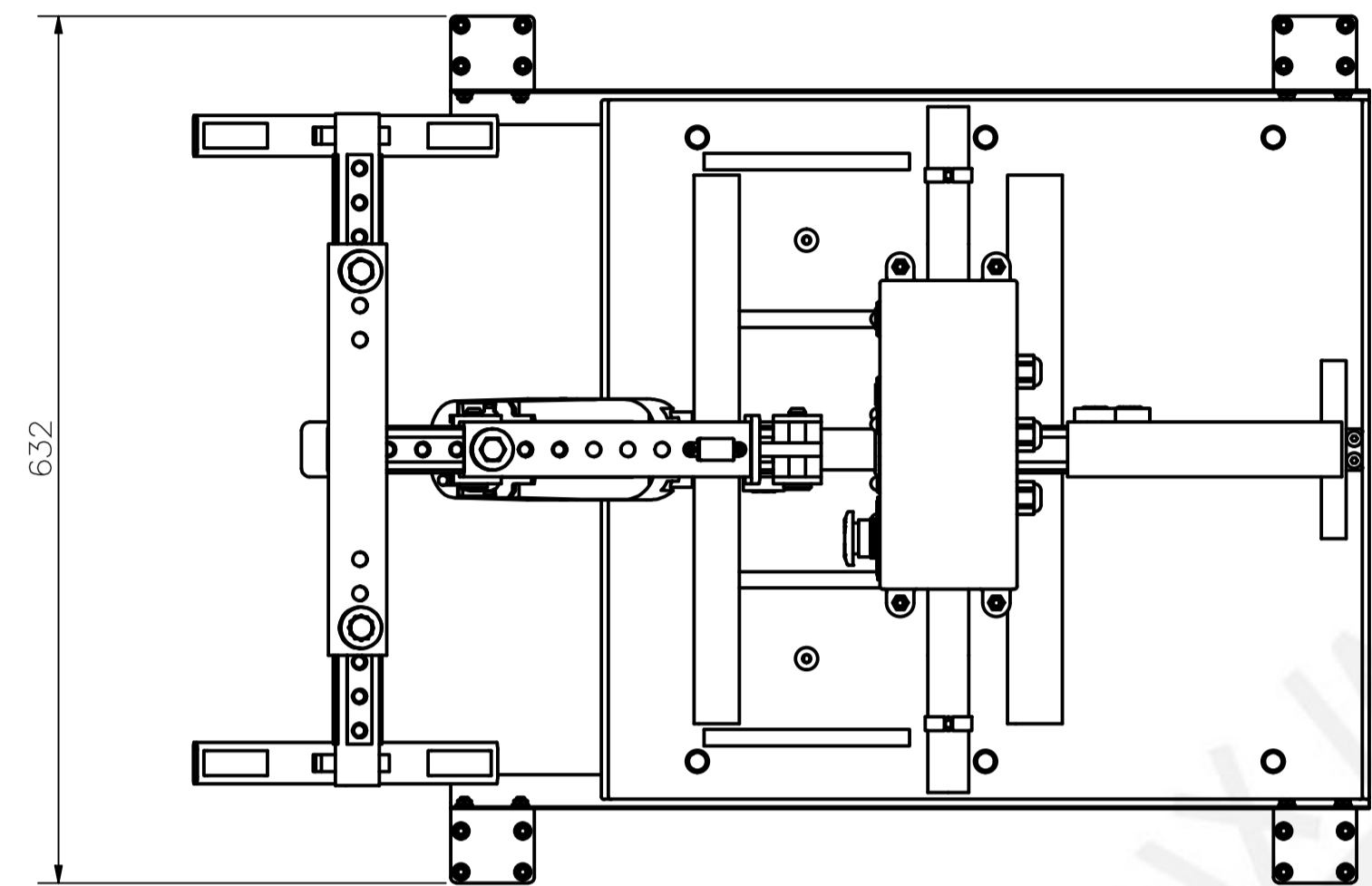
SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1



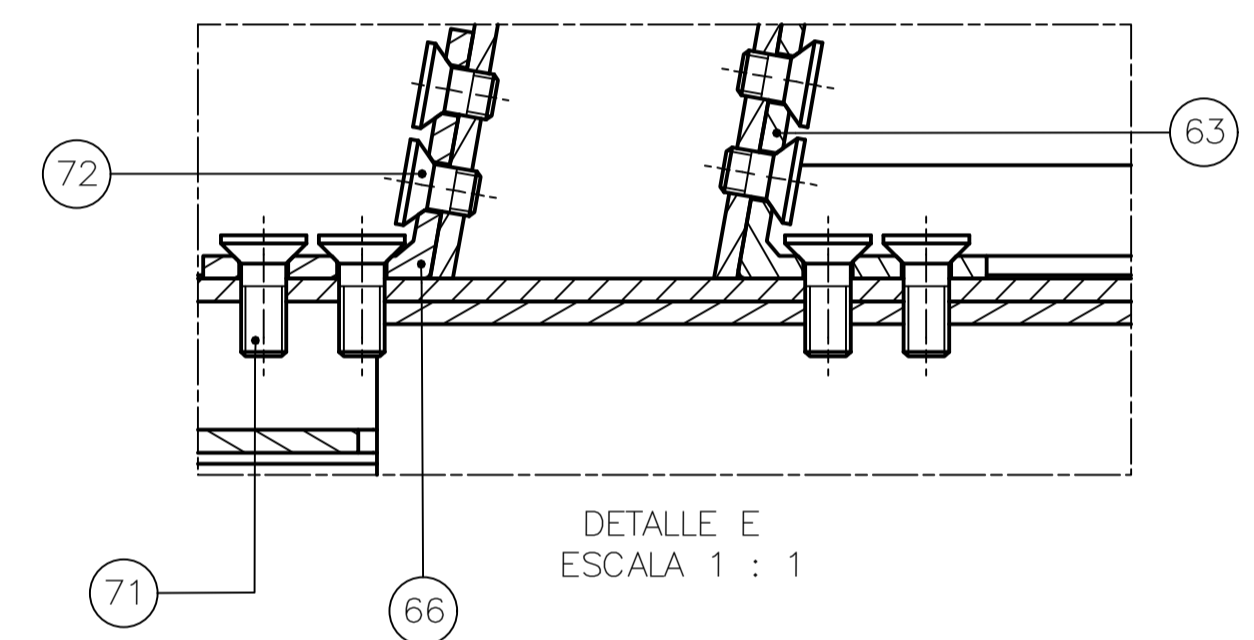
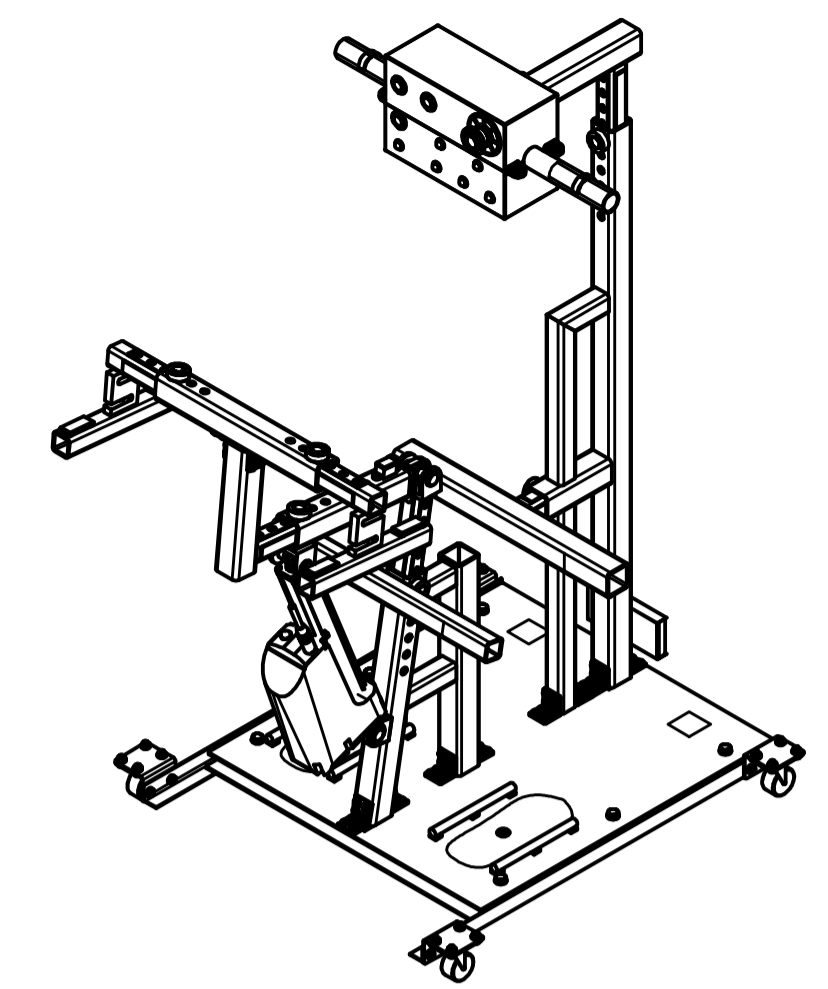
SECCIÓN B-B
ESCALA 1:1



SECCIÓN C-C
ESCALA 1:1

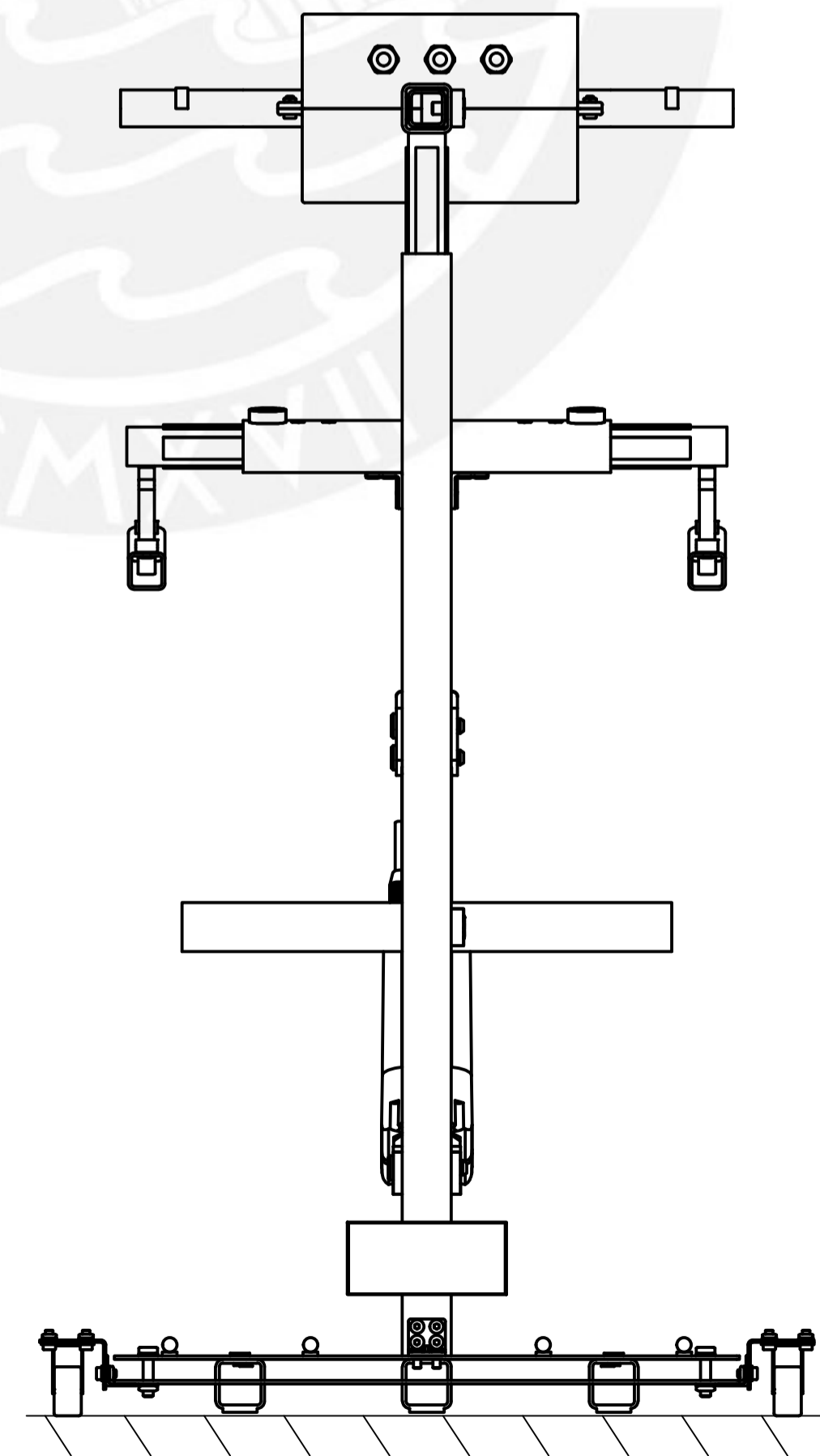
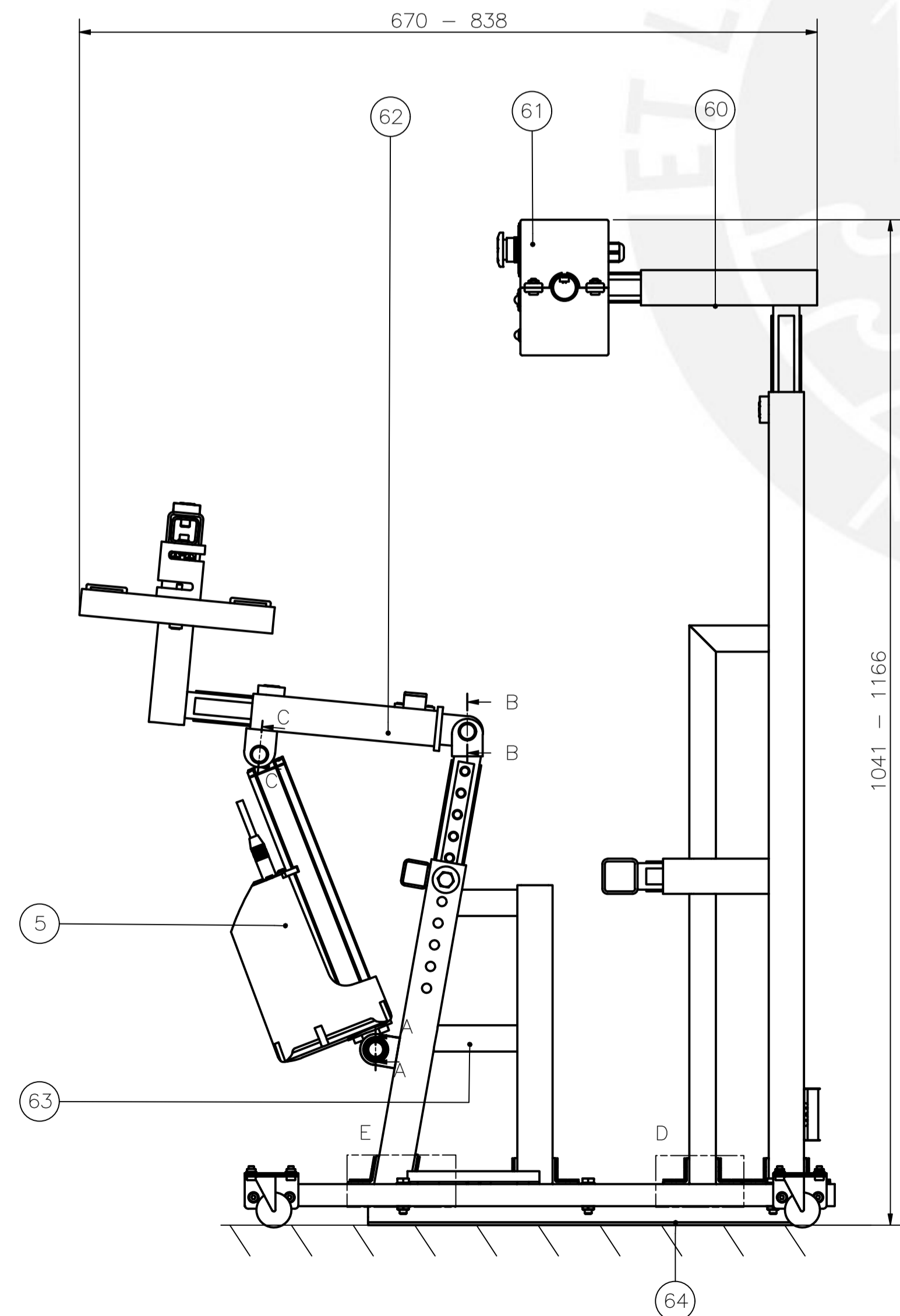
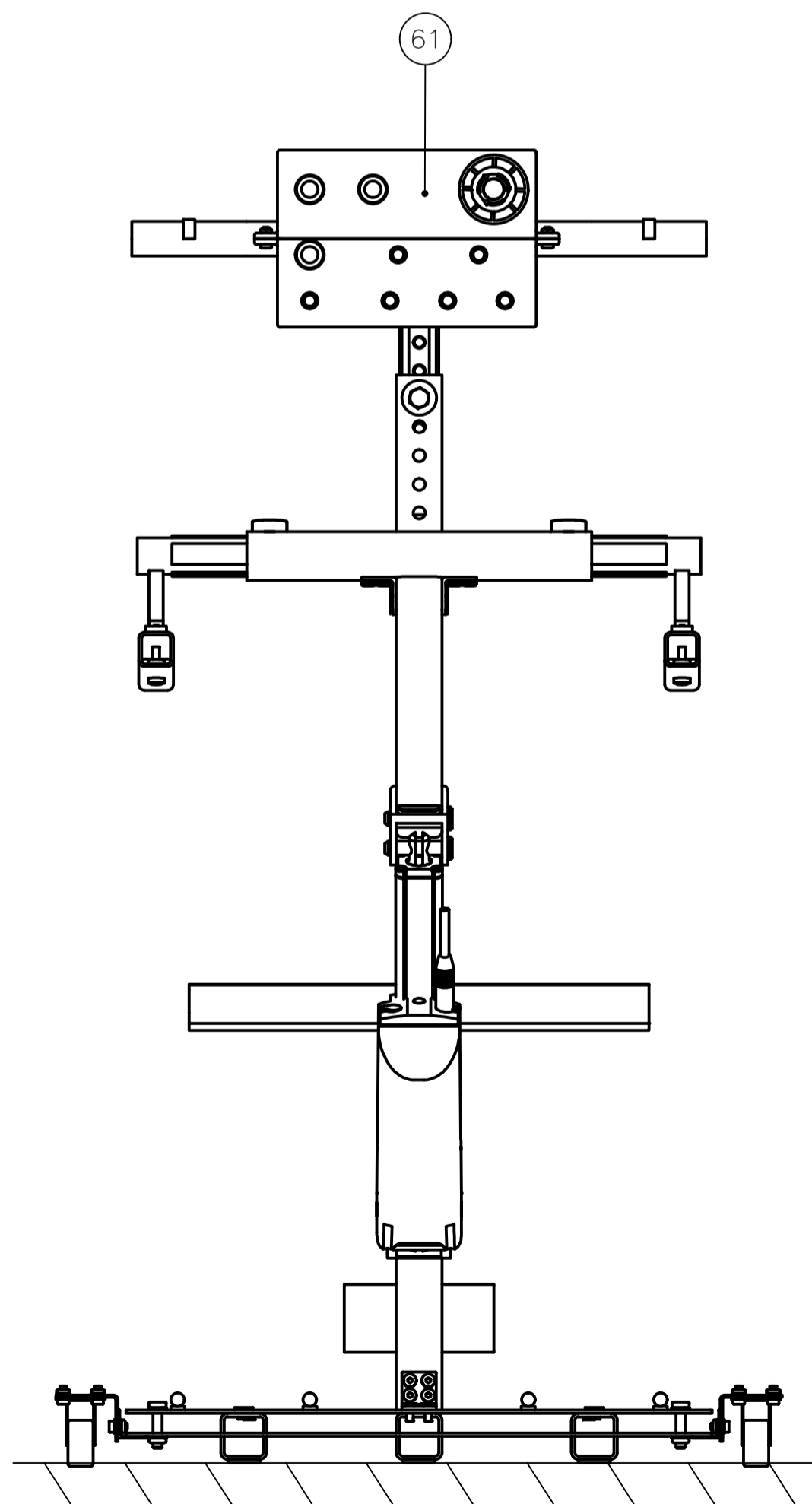


DETALLE D
ESCALA 1 : 1
TÍPICO



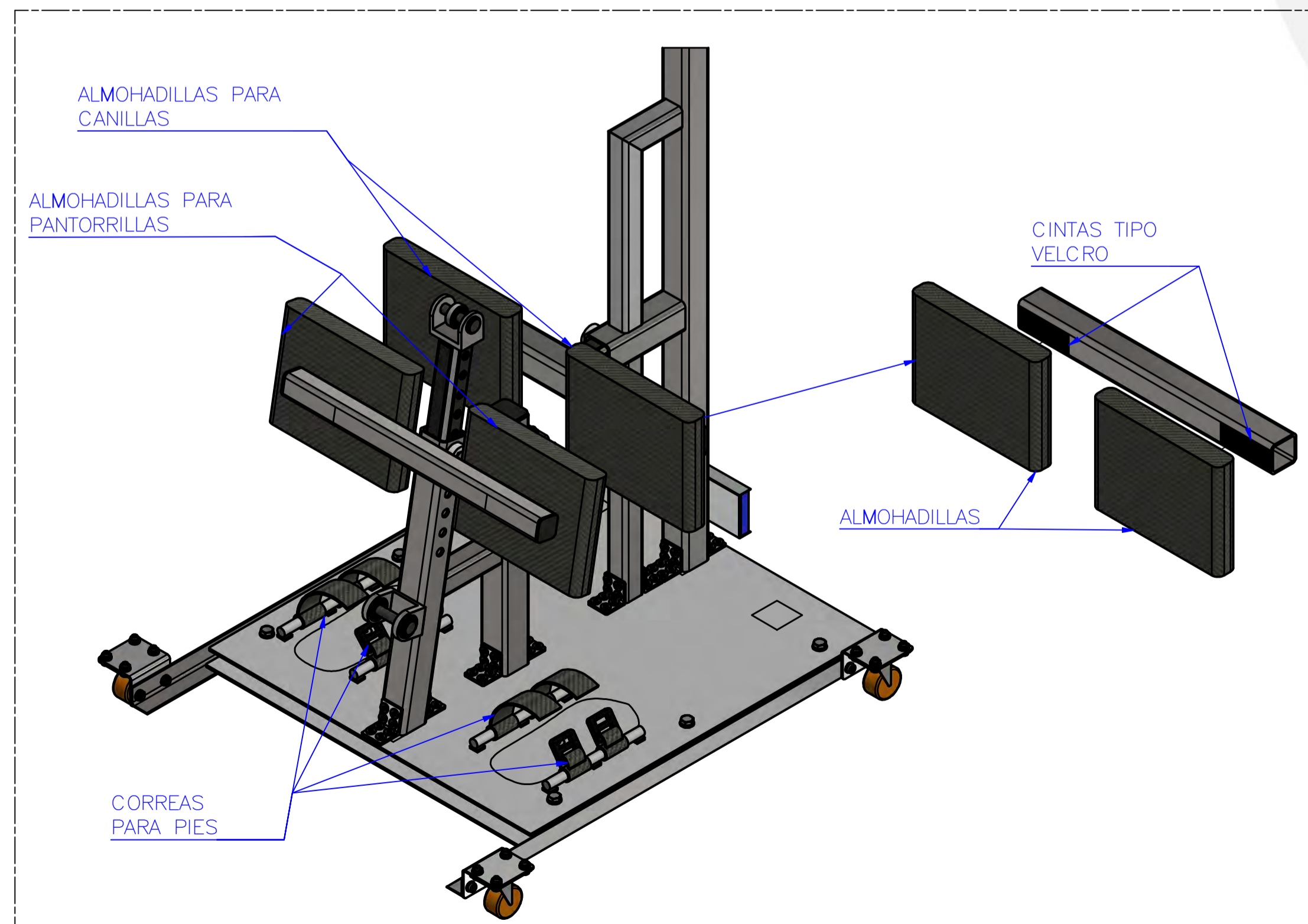
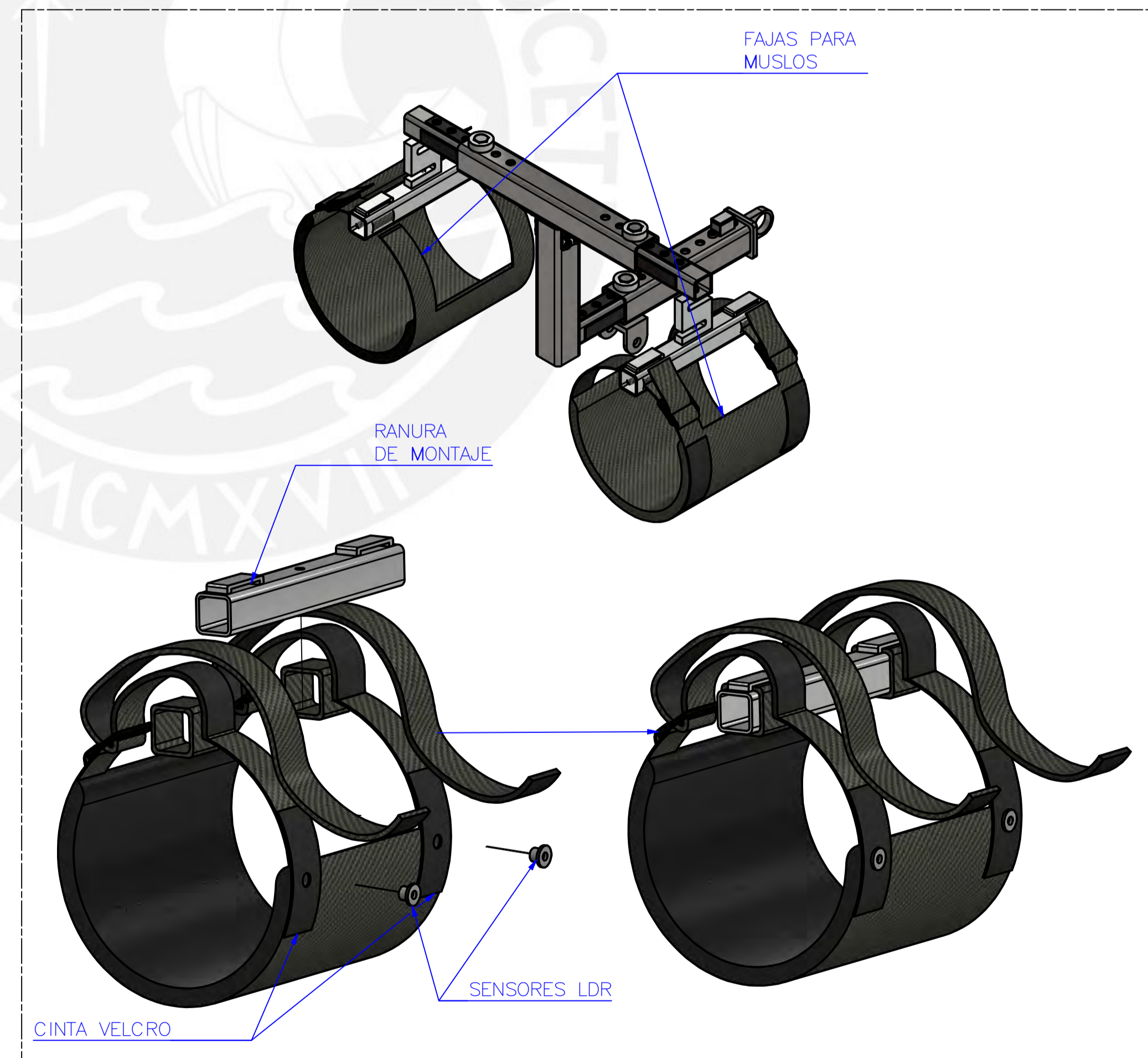
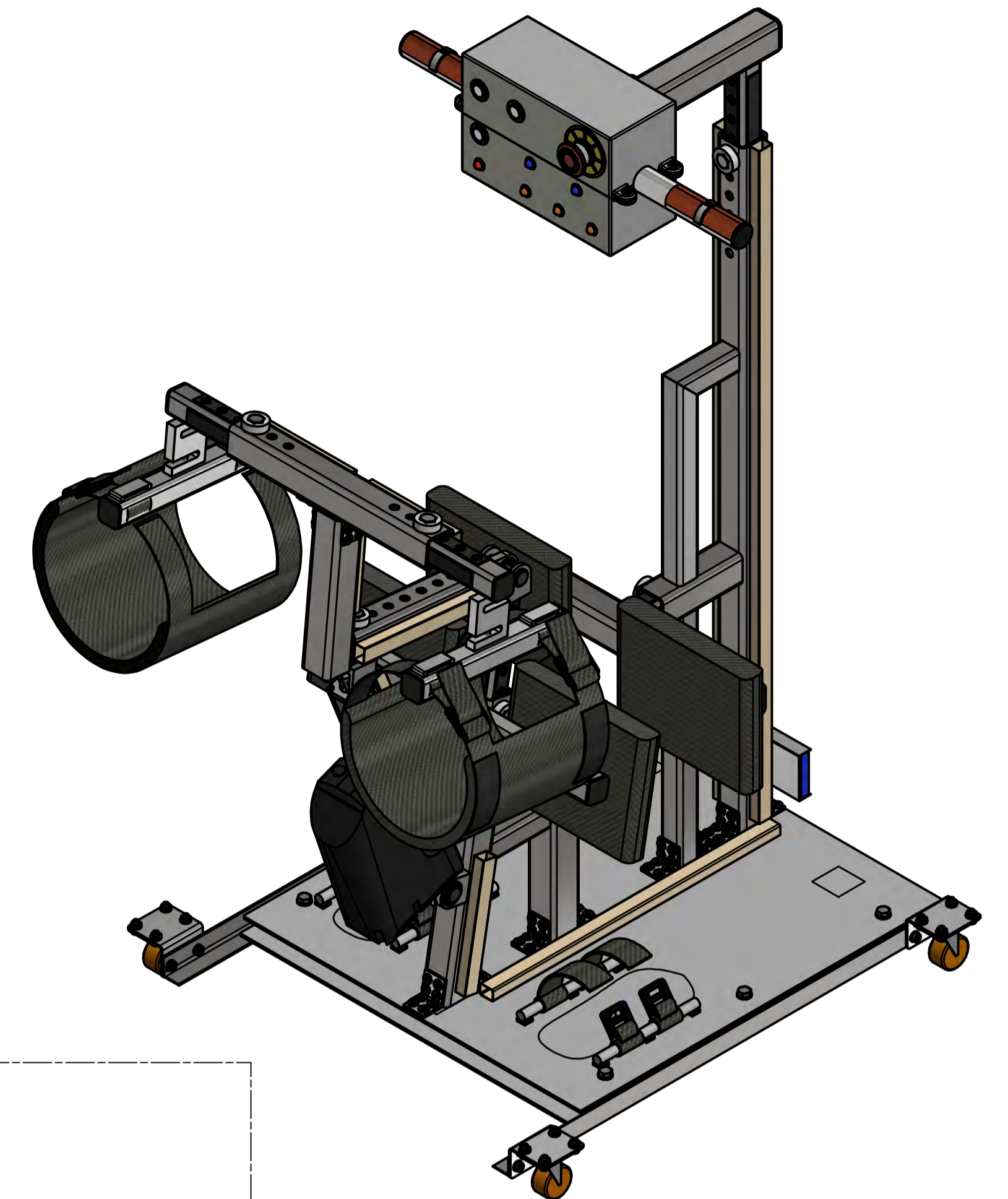
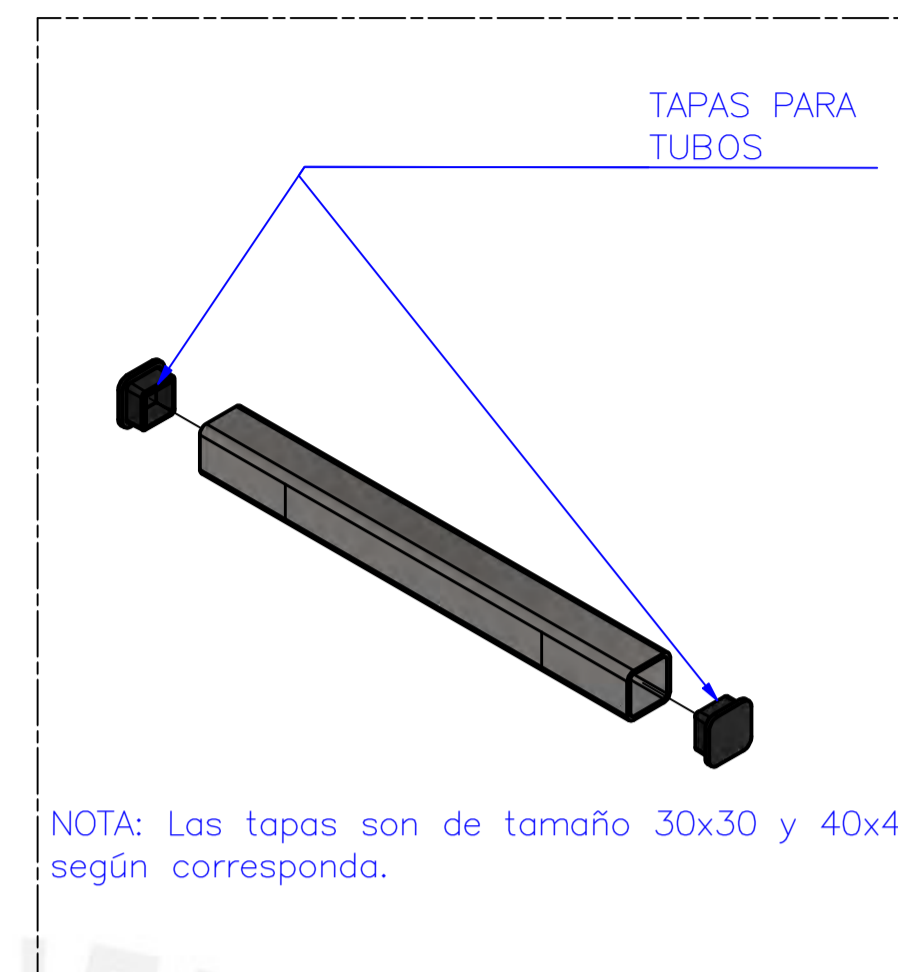
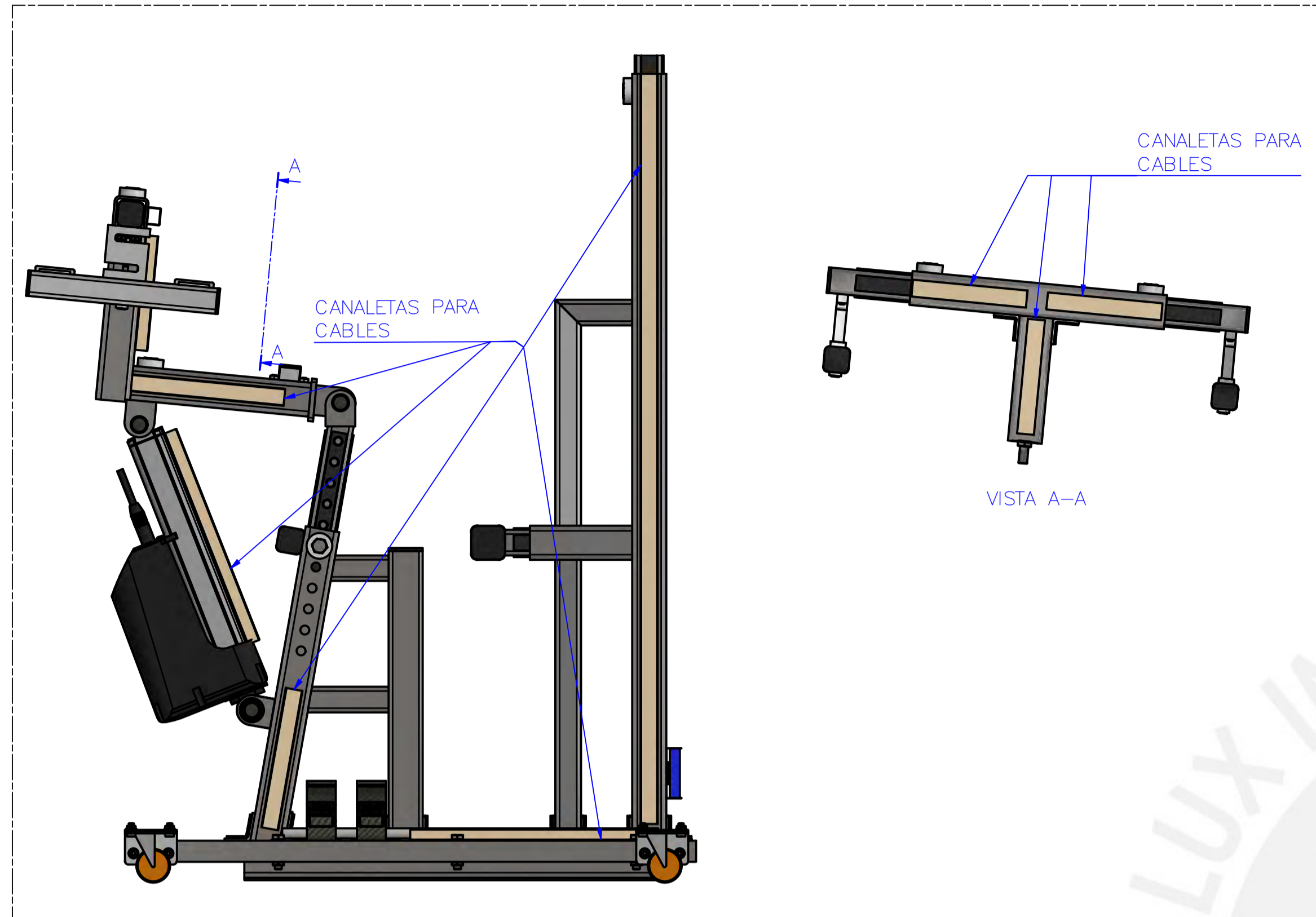
DETALLE E
ESCALA 1 : 1

OBSERVACIONES: - En este plano no se muestran los accesorios, para mayor detalle ver 15-A1-E07



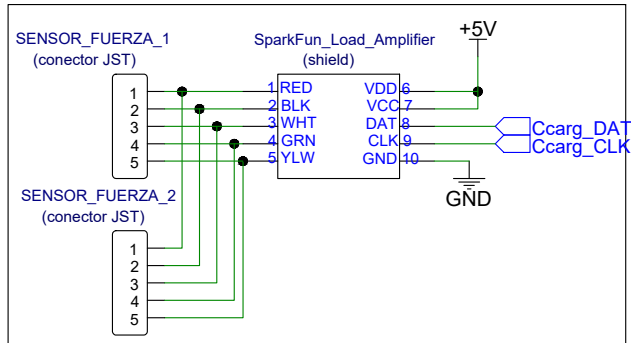
72	32	TORNILLO M6 x 10	DIN EN ISO 10842	AIS 304	
71	32	TORNILLO M6 x 16	DIN EN ISO 10842	AIS 304	
70	1	TORNILLO M12 x 60	ISO 2341	AIS 304	
69	2	PN 12 x 55	ISO 2341	AIS 304	
68	3	RODAMIENTO SKF 12 mm W 6001-2Z			
67	1	REFUERZO INCLINADO OBTUSO			VER 14-A3-E08
66	1	REFUERZO INCLINADO AGUDO			VER 14-A3-E08
65	1	ACTUADOR ELÉCTRICO LINAK LA33			
64	1	SUB-ENSAMBLE BASE			VER 08-A2-E06
63	1	SUB-ENSAMBLE ESTRUCTURA DE SOPORTE			VER 05-A3-E05
62	1	SUB-ENSAMBLE MARCO MOVIL			VER 04-A2-E04
61	1	SUB-ENSAMBLE INTERFAZ			VER 03-A3-E03
60	1	SUB-ENSAMBLE MARCO FIJO			VER 02-A2-E02

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA			ESCALA 1:5
20141800		GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO			FECHA: 2020.06.24
					PLANO: 01-A1-E01

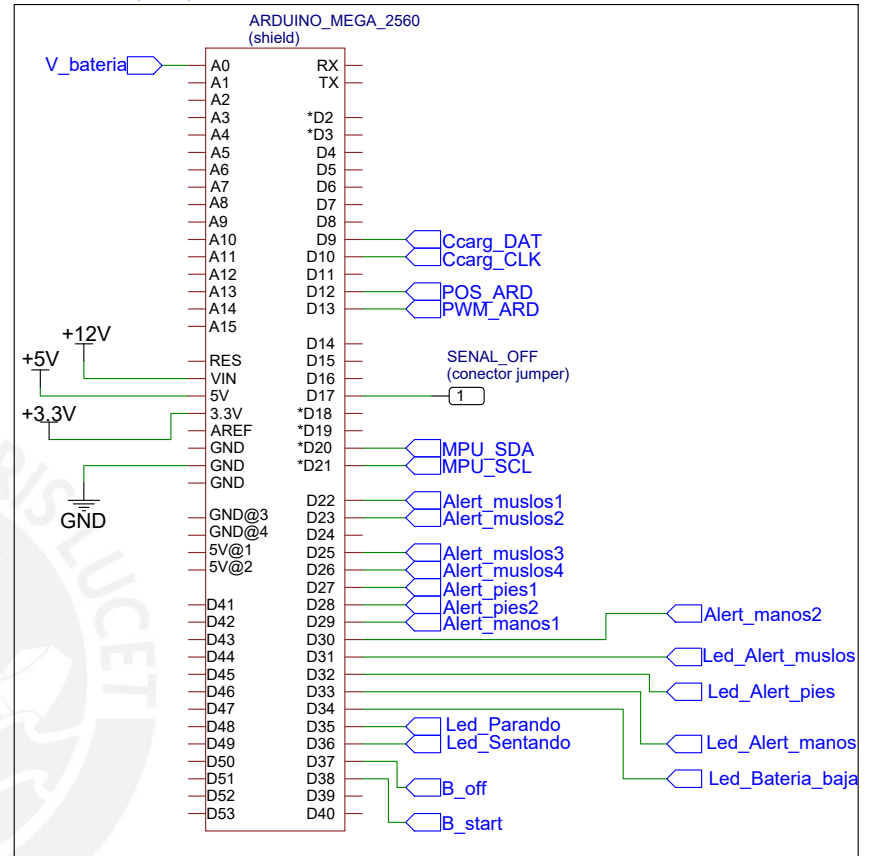


PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA	ESCALA
		S/E
	ENSAMBLE ACCESORIOS	FECHA: 2020.06.24
20141800	GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO	PLANO: 15-A1-E07

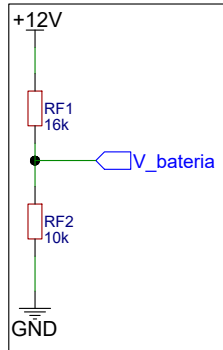
Sensores de fuerza



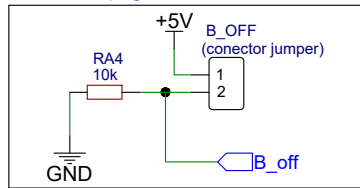
Controlador principal Arduino 2560



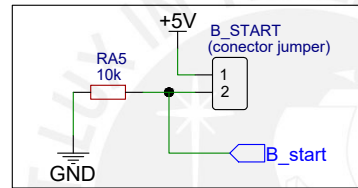
Sensor de voltaje



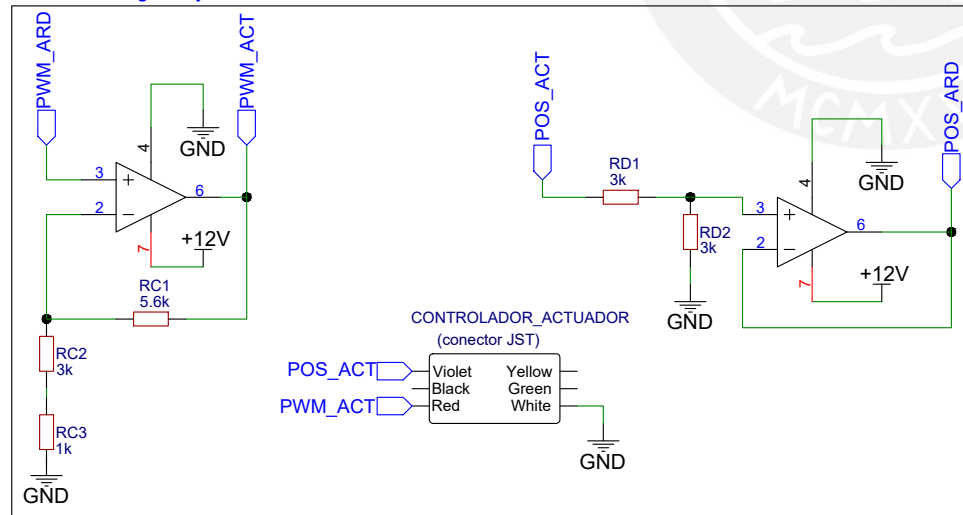
Botón de apagado



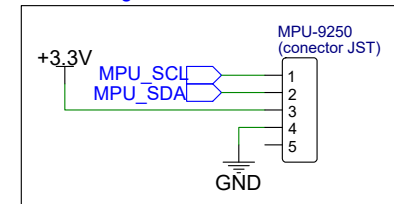
Botón de inicio



Señales de ingreso y salida del actuador eléctrico



Sensor de giro



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

DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN DE
POSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA

ESCALA

S/E

TARJETA ELECTRÓNICA DE
CONTROL

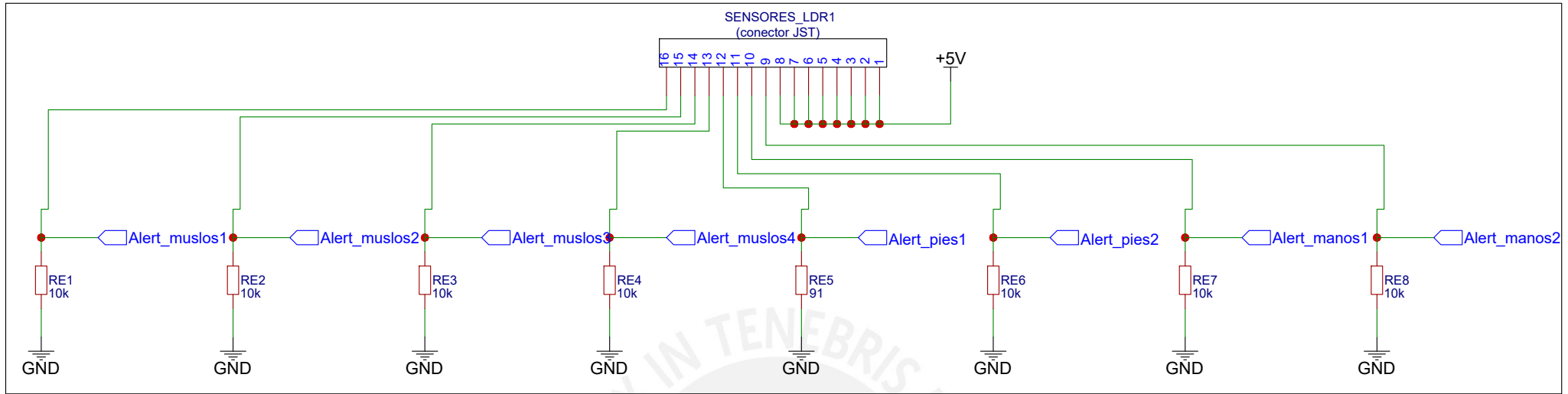
FECHA:
2020.07.20

20141800

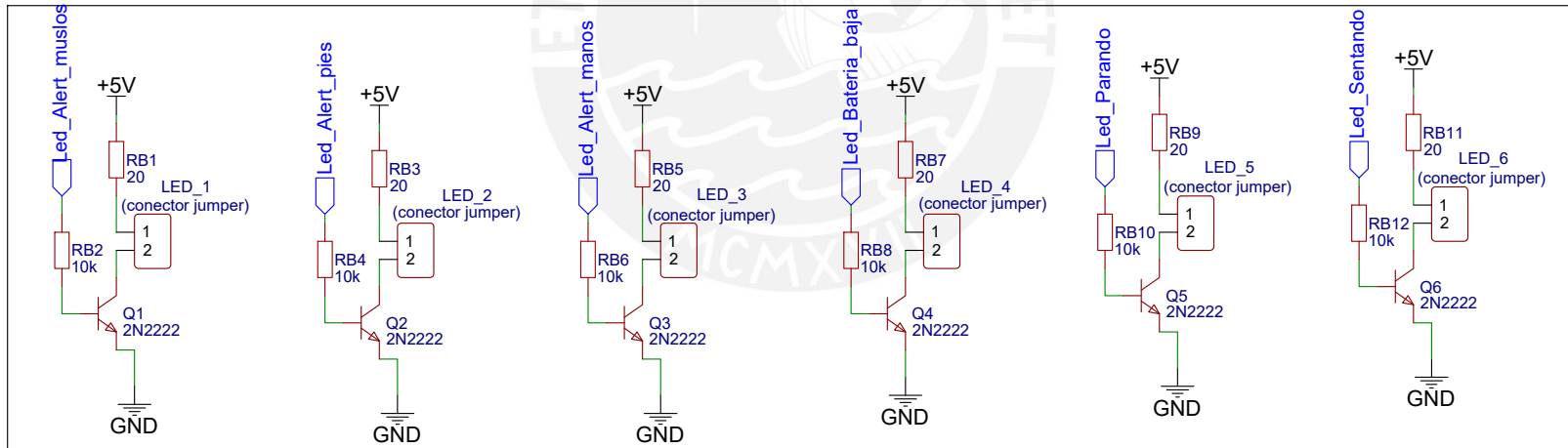
GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO

PLANO:
16-A4-CTR1

Sensores LDR



LEDS



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

DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN DE
POSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA

ESCALA

S/E

TARJETA ELECTRÓNICA DE
CONTROL

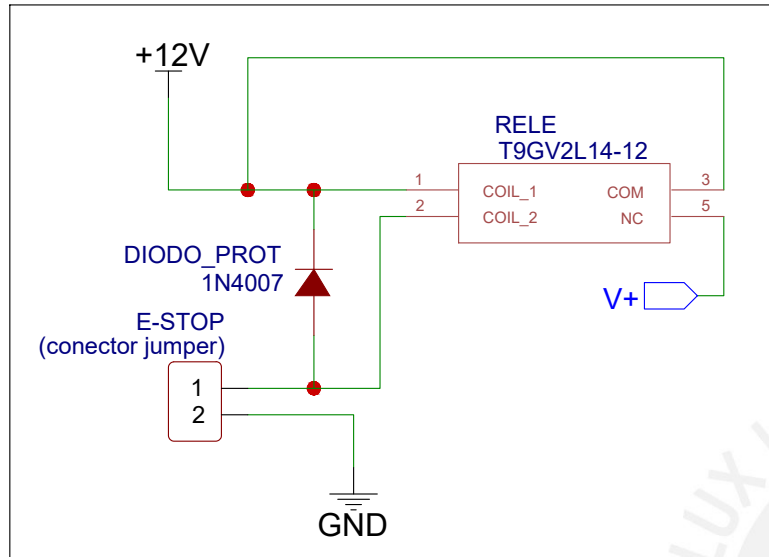
FECHA:
2020.07.20

20141800

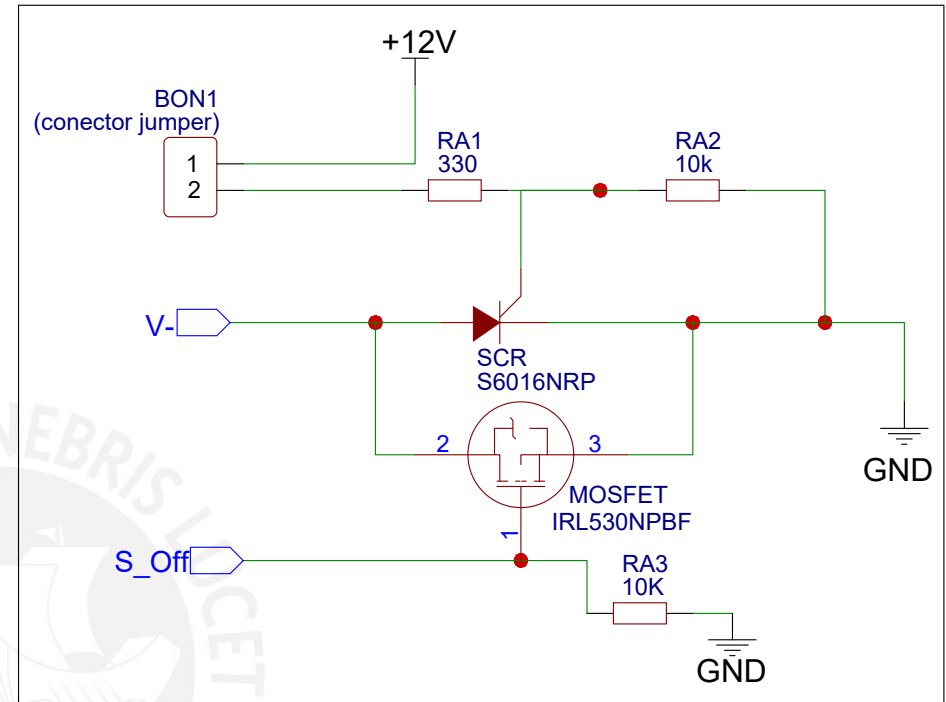
GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO

PLANO:
17-A4-CTR2

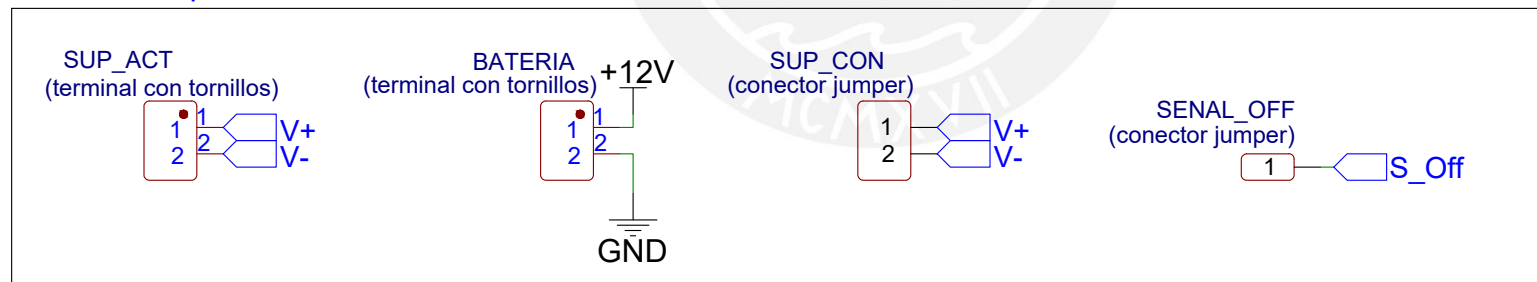
Parada de emergencia



Sistema de encendido/apagado



Terminales para conexiones



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

DISPOSITIVO ASISTENTE EN EL PROCESO DE TRANSICIÓN DE
POSICIÓN SEDENTE A BÍPEDA Y VICEVERSA

ESCALA

S/E

TARJETA ELECTRÓNICA DE
POTENCIA

FECHA:
2020.07.20

20141800

GAMARRA RAMOS, MARCO EDUARDO

PLANO:
18-A4-P0T