

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**DISEÑO DE UN SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y DESPLAZAMIENTO PARA
CONTROLAR EL MOVIMIENTO VERTICAL HUMANO EN EL
EXOESQUELETO PUCP PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS
INFERIORES**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

JAIME JORGE DEL ALCÁZAR FLORES

ASESOR:

DANTE ÁNGEL ELÍAS GIORDANO

Lima, Julio, 2022

RESUMEN

En el presente proyecto se desarrolló el diseño de un sistema de suspensión y control del desplazamiento vertical humano, complementando así al exoesqueleto de rehabilitación de miembros inferiores desarrollado en la PUCP. El sistema está enfocado a pacientes con discapacidad motora en las extremidades inferiores, debido a lesiones medulares o enfermedades neurodegenerativas. Se contempló un breve análisis biomecánico de la marcha humana, se consideran factores como desplazamientos, velocidad, aceleración y fuerza en el paciente con trastorno de marcha para su interacción con el sistema a diseñar.

El diseño del sistema se basó en la metodología de la norma VDI 2221, en donde este es seleccionado en base a un concepto de solución para lo cual se hizo un análisis técnico y económico de una serie de alternativas que se plantearon. Así mismo, se desarrollan los cálculos respectivos que respalden el diseño del sistema mencionado, haciendo énfasis en el ámbito mecánico, realizando un analizando las cargas que actúan sobre los componentes mecánicos durante la marcha del paciente. De igual forma se seleccionaron los componentes electrónicos en base a los cálculos obtenidos en el análisis mecánico, con lo que permite su interacción con el sistema de control.

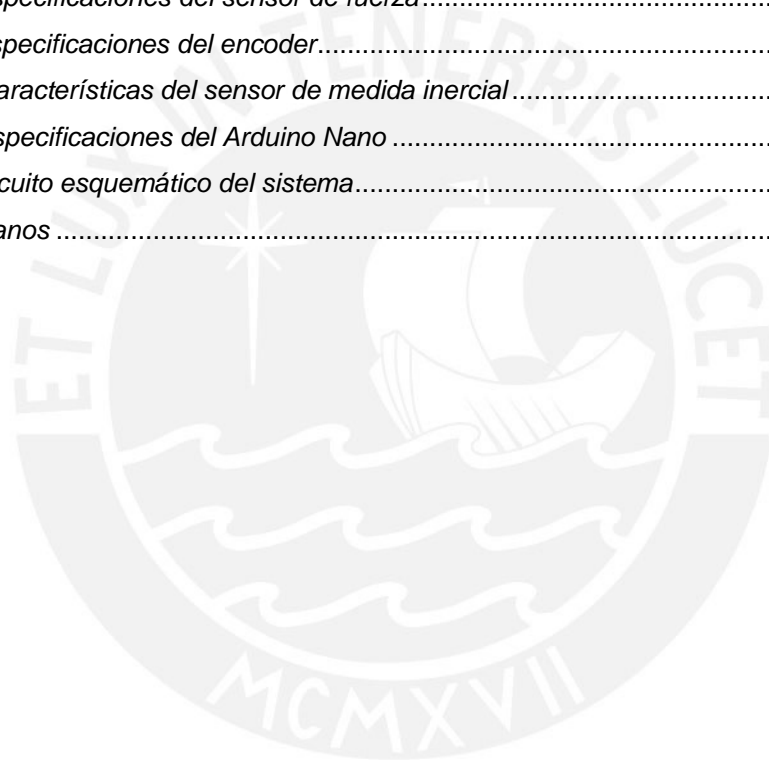
El sistema presentado se compone principalmente de un arnés de seguridad y una cuerda que sujeta al paciente, cuyo peso no exceda de los 125 kilogramos, que, mediante un controlador, sensores, y actuadores, realiza de manera óptima el control del desplazamiento vertical del centro de gravedad, a una velocidad máxima de 5 cm/s, del usuario durante el proceso de marcha, corrigiendo su trayectoria a una cercana a la de una persona sana. A su vez, el sistema soporta el propio peso del paciente, con lo que le permite realizar otros tipos de movimientos asistidos dirigidos por el terapeuta, haciendo más eficiente el proceso de rehabilitación.

El costo estimado del sistema es de aproximadamente S/. 21,000.00 el cual incluye costos de diseño, fabricación y ensamble. Adicionalmente se presentan una serie de observaciones y recomendaciones para la optimización del sistema diseñado.

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	ii
ÍNDICE DE CONTENIDO	iii
ÍNDICE DE FIGURAS	v
ÍNDICE DE TABLAS	viii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1	3
FUNDAMENTO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE	3
1.1. Exoesqueleto PUCP para rehabilitación de miembros inferiores.....	3
1.2. Estadísticas de personas con discapacidad en los miembros inferiores	4
1.3. Biomecánica, fisiología del cuerpo humano en la marcha humana	5
1.4. Dispositivos utilizados para la rehabilitación de miembros inferiores	10
1.5. Uso de exoesqueletos para rehabilitación	13
CAPÍTULO 2	20
DISEÑO CONCEPTUAL	20
2.1. Requerimientos.....	20
2.2. Concepto de solución	24
CAPÍTULO 3	37
DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO.....	37
3.1. Consideraciones preliminares	37
3.2. Descripción de componentes mecánicos	38
3.3. Análisis de cargas.....	43
3.4. Diseño y selección de componentes	60
CAPÍTULO 4	75
DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	75
4.1. Consideraciones preliminares	75
4.2. Lógica de control	76
4.3. Componentes del sistema electrónico y de control.....	80
4.4. Circuito electrónico	87
4.5. Módulo de componentes electrónicos	88
CAPÍTULO 5	89
PLANOS Y COSTOS	89

5.1. Planos	90
5.2. Estimación de costos.....	90
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	95
CONCLUSIONES.....	96
BIBLIOGRAFÍA	97
ANEXOS	99
<i>Anexo A: Relación entre desplazamiento y el cambio de posición angular.....</i>	<i>100</i>
<i>Anexo B: Especificaciones del motor Nidec tipo 403 460.....</i>	<i>101</i>
<i>Anexo C: Configuración eléctrica del RoboClaw</i>	<i>103</i>
<i>Anexo D: Características del zumbador.....</i>	<i>106</i>
<i>Anexo E: Especificaciones del sensor de fuerza.....</i>	<i>107</i>
<i>Anexo F: Especificaciones del encoder.....</i>	<i>109</i>
<i>Anexo G: Características del sensor de medida inercial</i>	<i>111</i>
<i>Anexo H: Especificaciones del Arduino Nano</i>	<i>113</i>
<i>Anexo I: Circuito esquemático del sistema.....</i>	<i>116</i>
<i>Anexo J: Planos</i>	<i>117</i>

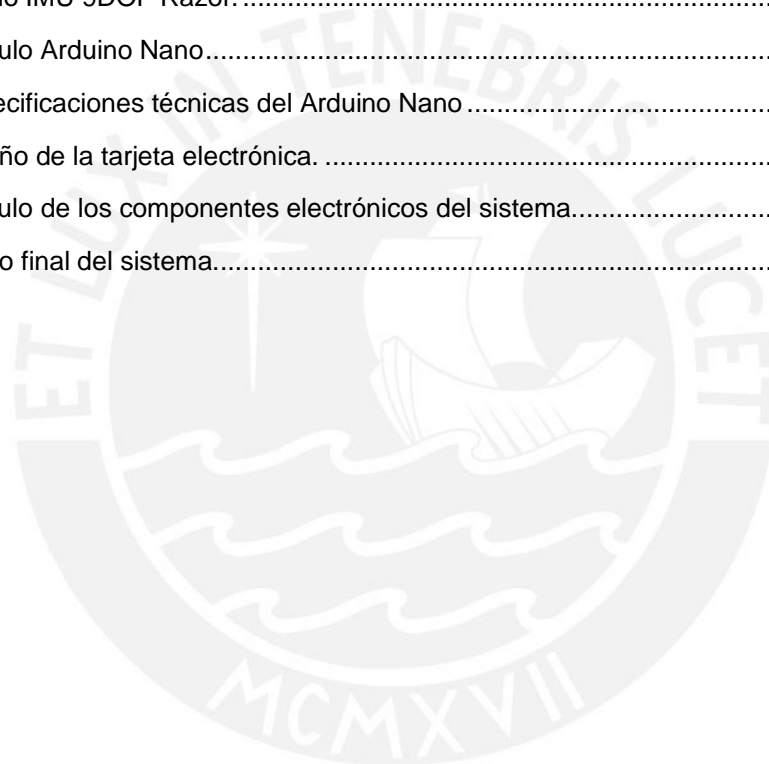


ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1. Exoesqueleto de rehabilitación desarrollado en la PUCP [PUCP, 2016].	4
Fig. 1.2. Personas con discapacidad de locomoción y/o destreza, según características de la limitación. [INEI, 2012].	5
Fig. 1.3. Medición de longitudes de segmentos del cuerpo.	6
Fig. 1.4. Dinámica del balance del centro de masa de la parte superior del cuerpo en diferentes posturas. [Winter, 1995].	7
Fig. 1.5. Modelado por triangulación para la estimación del centro de masa de una persona [Bakhtiari, 2011].	8
Fig. 1.6. Modelo de eslabones de marcha humana [Meng, 2011].	9
Fig. 1.7. Posición de la pelvis en el movimiento lateral (X) y movimiento vertical (Z) durante un ciclo de marcha, apoyado con soportes de peso [Watanabe, 2011].	9
Fig. 1.8. Órtesis pasiva de miembros inferiores.	10
Fig. 1.9. Órtesis activa de miembros inferiores [Kazerooni, 2006].	11
Fig. 1.10. Vista frontal de la pelvis con sensor inercial (IS), marcador del CoM con desplazamiento (flechas) y vector de traslación. [Floor, 2012].	12
Fig. 1.11. CoM en función del tiempo para un ensayo representativo estimado por sistemas ambulatorios (continua) y de referencia (punteada) [Schepers, 2009].	13
Fig. 1.12. Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud [Escorpizo, 2014].	14
Fig. 1.13. Exoesqueleto de piernas [Wang, 2010].	15
Fig. 1.14. Vista esquemática de un BWS. [Qiangyong, 2013].	16
Fig. 1.15. Exoesqueleto de pierna activa con un sujeto de prueba. [Banala, 2007].	17
Fig. 1.16. Configuración estructural del COWALK. [Chan-Yul, 2013].	18
Fig. 1.17. Sistemas de suspensión de peso corporal [Jung, 2013].	19
Fig. 2.1. Movimientos en el plano horizontal del centro de gravedad durante la marcha [Hocoma, 2017].	21
Fig. 2.2. Estructura de funciones del sistema.	25
Fig. 2.3. Esbozo de alternativa de solución 1.	32
Fig. 2.4. Esbozo de alternativa de solución 2.	33
Fig. 2.5. Esbozo de alternativa de solución 3.	34
Fig. 2.6. Gráfico de valoración técnico - económica.	36
Fig. 3.1. (a) Representación de la interacción entre el usuario y el sistema, (b) Esquema de mecanismo de transmisión de carga propuesto.	38
Fig. 3.2. Soporte del motor con mecanismos de transmisión de potencia.	39

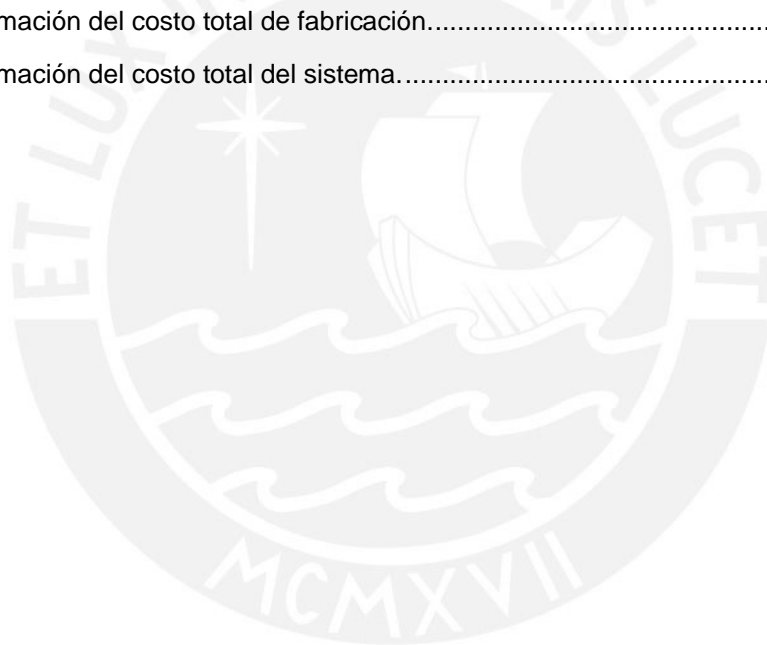
Fig. 3.3. Interacción del paciente con el sistema a diseñar.	39
Fig. 3.4. Eje del motor unido al eje de la polea motriz.	41
Fig. 3.5. Vista lateral del eje.	41
Fig. 3.6. Unión del eje del motor al eje de la polea por medio de un acoplamiento.	41
Fig. 3.7. Sincronización de poleas por medio de faja con tensores.	42
Fig. 3.8. Eje del carrete y la polea dentada.	42
Fig. 3.9. Vista lateral del eje.	43
Fig. 3.10. Unión polea libre con soporte.	43
Fig. 3.11. Representación del movimiento de elevación de la carga.	44
Fig. 3.12. Mecanismo de transmisión del motor a la polea mediante faja.	45
Fig. 3.13. Perfil de velocidad del motor.	46
Fig. 3.14. Velocidad a la que se desplaza la carga en un tramo de tiempo.	47
Fig. 3.15. Fuerzas en el eje de la polea conducida.	48
Fig. 3.16. Fuerzas en la polea motriz.	48
Fig. 3.17. Fuerzas que actúan sobre el eje de la polea conducida.	50
Fig. 3.18. Diagramas de fuerza cortante (DFC), momento flector (DMF) y momento torsor (DMT) en el plano YZ.	52
Fig. 3.19. Diagramas de fuerza cortante (DFC) y momento flector (DMF) en el plano XZ.	53
Fig. 3.20. Fuerzas que actúan sobre el eje de la polea motriz.	57
Fig. 3.21. Diagramas de fuerza cortante (DFC), momento flector (DMF) y momento torsor (DMT) en el plano YZ.	58
Fig. 3.22. Diagramas de fuerza cortante (DFC) y momento flector (DMF) en el plano XZ.	59
Fig. 3.23. Modelo del sistema propuesto.	60
Fig. 3.24. Faja síncrona. Fuente: Optibelt.	61
Fig. 3.25. Perfil de paso de la faja. Fuente: Optibelt.	61
Fig. 3.26. Polea conducida dentada. Fuente: Optibelt.	62
Fig. 3.27. Polea motriz dentada Optibelt.	62
Fig. 3.28. Cuerda de suspensión de peso.	63
Fig. 3.29. Carrete.	63
Fig. 3.30. Polea libre con soporte.	64
Fig. 3.31. Fuerzas en la polea libre.	64
Fig. 3.32. Fuerzas que actúan sobre el eje de la polea libre.	66
Fig. 3.33. Diagramas de fuerza cortante (DFC) y momento flector (DMF) en el plano YZ.	67
Fig. 3.34. Motor NIDEC tipo 403 460 con sus especificaciones técnicas.	69
Fig. 3.35. Diseño del soporte del motor y componentes mecánicos.	70

Fig. 3.36. Cargas externas que actúan sobre el conjunto módulo de soporte – componentes mecánicos.....	71
Fig. 4.1. Diagrama de flujo del sistema de control.....	78
Fig. 4.2. Diagrama de flujo del sistema de control (continuación de la Figura 4.1)	79
Fig. 4.3. Diagrama básico de componentes del sistema electrónico.....	81
Fig. 4.4. Driver RoboClaw 2x7A.	82
Fig. 4.5. Especificaciones técnicas de RoboClaw 2x7A.	82
Fig. 4.6. Zumbador activo beeper de alarma de 5V.	83
Fig. 4.7. Sensor de fuerza Applied Measurements DDE-2500N.	83
Fig. 4.8. Encoder MAGRES EAM580 Baumer.	84
Fig. 4.9. Módulo IMU 9DOF Razor.	85
Fig. 4.10. Módulo Arduino Nano.....	86
Fig. 4.11. Especificaciones técnicas del Arduino Nano	86
Fig. 4.12. Diseño de la tarjeta electrónica.	87
Fig. 4.13. Módulo de los componentes electrónicos del sistema.....	88
Fig. 5.1. Diseño final del sistema.....	89



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Síntesis de los requerimientos	23
Tabla 2.2: Matriz morfológica de alternativas del sistema.....	29
Tabla 2.4: Evaluación técnica de las alternativas.....	35
Tabla 2.5: Evaluación económica de las alternativas.....	35
Tabla 3.1: Propiedades mecánicas del AISI/SAE 1045.....	54
Tabla 5.1. Lista de planos de ensamble y despiece.....	90
Tabla 5.2. Estimación de costos de diseño.....	91
Tabla 5.3. Estimación de costos de componentes electrónicos.....	91
Tabla 5.4. Estimación de costos de componentes mecánicos comerciales.....	92
Tabla 5.5. Estimación de costos de componentes a manufacturar.....	93
Tabla 5.6. Estimación del costo total de fabricación.....	93
Tabla 5.7. Estimación del costo total del sistema.....	94



INTRODUCCIÓN

De acuerdo con la Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad, desarrollada por INEI en el 2012 [INEI, 2012], el 5.2% de la población padece de alguna discapacidad afectando en mayor proporción a personas mayores de 65 años. La limitación física más frecuente es la dificultad para caminar o mover las piernas, del cual el 92% de esta manifiesta tener dificultad para caminar fuera de su casa.

Debido al creciente número de personas con deficiencias motoras, los cuales requieren cada vez de mayores necesidades, se usan sistemas de rehabilitación cada vez más automatizados como es el caso de exoesqueletos de rehabilitación usados para terapia terapias pacientes con limitaciones físicas en sus extremidades, principalmente en los miembros inferiores. La finalidad de la terapia de rehabilitación de miembros inferiores es recuperar progresivamente la capacidad de mover dichas extremidades, pudiendo mover objetos pequeños, hasta de desplazarse de un lugar a otro, por sí mismos, lo que implicar recuperar la calidad de vida [Qiangyong, 2014].

Los dispositivos de soporte en exoesqueletos de rehabilitación son cada vez más utilizados generalmente para garantizar la seguridad del paciente, mantener su cuerpo en equilibrio durante el proceso de marcha y para reducir la carga en la pierna de soporte haciendo que esta sea una carga constante [Qiangyong, 2014]. Además de soportar las cargas del exoesqueleto, el sistema debe ser capaz de permitir el desplazamiento vertical principalmente de la pelvis, con la cual se describe una trayectoria más representativa del centro de masa de los miembros inferiores, lo cual hace posible realizar una estrategia de control más efectiva.

Con el fin de optimizar la funcionalidad el exoesqueleto de rehabilitación de miembros inferiores desarrollado en la PUCP (exoesqueleto PUCP) se plantea un sistema de suspensión y desplazamiento vertical complementario que permita reproducir el movimiento natural de las articulaciones de forma aproximada en conjunto con el resto del cuerpo. Con esto se busca simular y analizar de manera más efectiva los patrones de movimiento del paciente al caminar comparándolo al de la marcha de un sujeto sano, centrándose en el movimiento vertical del centro de masa y como este se mantiene en equilibrio.

El presente proyecto está acotado al exoesqueleto PUCP, este comprende el estudio de la biomecánica del cuerpo humano que definirá los parámetros que se necesitan para el diseño del sistema de suspensión y control vertical del exoesqueleto. Debido a su complejidad se hace mayor énfasis en el desarrollo del diseño mecánico considerando las condiciones dinámicas de la marcha durante la fase de balanceo. Cabe resaltar que el presente proyecto, solo es complementario y por ello debe ser capaz de integrarse al exoesqueleto PUCP, el cual posee una jerarquía mayor.

Por lo tanto, se propone diseñar un sistema de suspensión que permita desplazar y controlar el movimiento vertical del exoesqueleto PUCP para recuperar la movilidad y capacidad de desplazarse en las personas con discapacidad motora en las extremidades inferiores. Los objetivos específicos son los siguientes:

- Revisar la estructura del exoesqueleto de rehabilitación de miembros inferiores desarrollado en la PUCP.
- Elaborar el estado del arte de la biomecánica de la marcha, así como de la técnicas y tecnologías en rehabilitación de la marcha.
- Elaborar los requerimientos del diseño y proponer un diseño conceptual siguiendo una metodología de diseño.
- Aplicar la ingeniería de detalle, y con ella seleccionar los materiales y mecanismos más adecuados para definir la solución óptima mediante cálculos, haciendo énfasis en la parte mecánica, y simulaciones correspondientes.
- Elaborar los planos de ensamble y despiece para su implementación, y estimar los costos de diseño y de fabricación.

Con los resultados del presente proyecto y una posible futura implementación, se busca impulsar el desarrollo de nuevas tecnologías que permitirán aportar mayor autonomía a personas con discapacidad para caminar, intensificando el proceso de rehabilitación.

CAPÍTULO 1

FUNDAMENTO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE

A continuación, se expone el estado del arte y conceptos básicos para la elaboración de la tesis. Se expone sobre el exoesqueleto de rehabilitación de la PUCP en base a la cual se desarrolla este proyecto de tesis, seguido de las estadísticas de personas con discapacidad en los miembros inferiores. Luego, se muestran las características de la marcha humana, la trayectoria del centro de masa del cuerpo. Por último, se elabora el estado del arte de los dispositivos utilizados para la rehabilitación de miembros inferiores y el uso de exoesqueletos de rehabilitación de miembros inferiores.

1.1. Exoesqueleto PUCP para rehabilitación de miembros inferiores

El Grupo de Investigación de Robótica Aplicada y Biomecánica (GIRAB), de la Pontificia Universidad Católica del Perú, ha desarrollado un exoesqueleto de rehabilitación de miembros inferiores para ayudar a las personas con alguna discapacidad motora en las extremidades, y puedan recuperar la capacidad de caminar nuevamente, a través de un proceso de rehabilitación que consiste en la repetitividad de dichos miembros. El exoesqueleto es un sistema mecánico el cual está compuesto por seis motores, eslabones articulados y apoyos para los pies del paciente con sujetadores llegando a pesar aproximadamente 20 kg; además el exoesqueleto se encuentra suspendido en una estructura metálica la cual puede ser desplazada por medio de ruedas incorporadas, toda la estructura llega a tener dimensiones de aproximadamente 1.0m x 1.20m x 2.80m la cual se encarga de soportar conjuntamente el peso del exoesqueleto junto con el peso

del paciente. Además, cabe mencionar que los componentes electrónicos usados por el exoesqueleto PUCP son alimentados a través de un tablero de control eléctrico que se encuentra en el laboratorio del GIRAB. En la Figura 1.1 se aprecia el exoesqueleto de rehabilitación de la PUCP [PUCP, 2016].



Fig. 1.1. Exoesqueleto de rehabilitación desarrollado en la PUCP [PUCP, 2016].

1.2. Estadísticas de personas con discapacidad en los miembros inferiores

A continuación, se presentarán las estadísticas de personas con discapacidad motora en los miembros inferiores a nivel nacional e internacional.

1.2.1. Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad 2012

Según la encuesta realizada por el INEI en el 2012, el 5.2% de la población nacional padece de algún tipo de discapacidad o limitación física y/o mental, afectando en mayor proporción a población de 65 años o más. De las personas con discapacidad en el Perú, la limitación más frecuente es la dificultad para moverse o caminar y/o usar sus brazos y piernas abarcando el 59.2%. De la población que presenta alguna discapacidad de locomoción y/o destreza, el 92% manifiesta tener dificultad para caminar fuera de su casa, del cual el 53.1% tiene problemas para mantenerse en equilibrio y movilizarse sin dificultad dentro de su caso. Por otro lado, el 48.7% tiene dificultades para usar las piernas y pies para mover objetos, y el 33.7% tiene problemas para moverse o acomodarse cuando se encuentran echado sentado o de pie, como se muestra en la

Figura 1.2. Solo el 11.4% de personas con discapacidad reciben tratamiento y/o terapias de rehabilitación, siendo el porcentaje la rehabilitación física de esta el 62.0% [INEI, 2012].

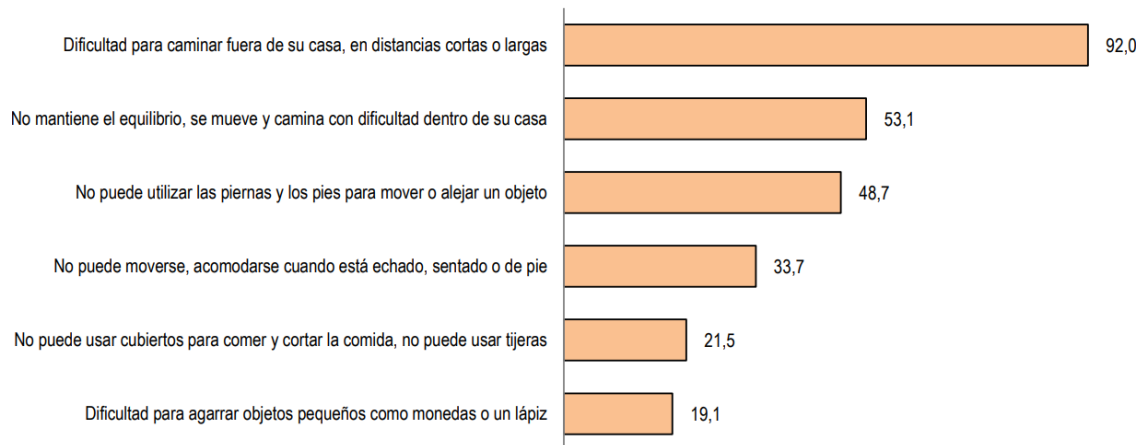


Fig. 1.2. Personas con discapacidad de locomoción y/o destreza, según características de la limitación. [INEI, 2012].

1.2.2. Estadísticas de personas con lesiones medulares en el mundo

En base a datos obtenidos por la OMS, noviembre 2013, entre 250,000 y 500,000 personas al año sufren lesiones medulares en el mundo. Las principales causas de lesiones medulares son prevenibles tales como como los accidentes de tránsito, caídas y actos de violencia. Una proporción considerable se debe a accidentes laborales o lesiones relacionadas al deporte. En los hombres el riesgo es mayor en adultos jóvenes y mayores de 70 años, mientras que, en mujeres, en adolescentes y mayores de 60 años, siendo el riesgo en hombres el doble que el de mujeres. Los síntomas dependen de la gravedad y localización de la lesión las cuales pueden llegar a la pérdida del control motor de piernas y brazos e incluso todo el cuerpo. Las personas con lesiones medulares son de 2 a 5 veces más propensas a morir prematuramente que las que no la padecen [OMS, 2013].

1.3. Biomecánica, fisiología del cuerpo humano en la marcha humana

Se presentarán conceptos para comprender la biomecánica y fisiología básica del cuerpo humano al momento de caminar. Al igual que su empleo en técnicas de análisis de los patrones de marcha de una persona con discapacidad motora en los miembros inferiores.

1.3.1. Antropometría

La antropometría consiste en una serie de mediciones técnicas sistematizadas de forma cuantitativa las dimensiones del cuerpo humano. Es una herramienta tradicional básica que sirve de apoyo para otras ciencias tales como la antropología biológica, las ciencias deportivas y las ciencias biomédicas, puesto que ofrece variables como el tamaño y disposición de las proporciones del cuerpo humano, al igual que diversos indicadores como la relación talla-peso [Winter, 1995]. Se suelen usar como parámetros de referencia para realizar estudios comparándolos con un patrón determinado, tal como se puede observar en la Figura 1.3.

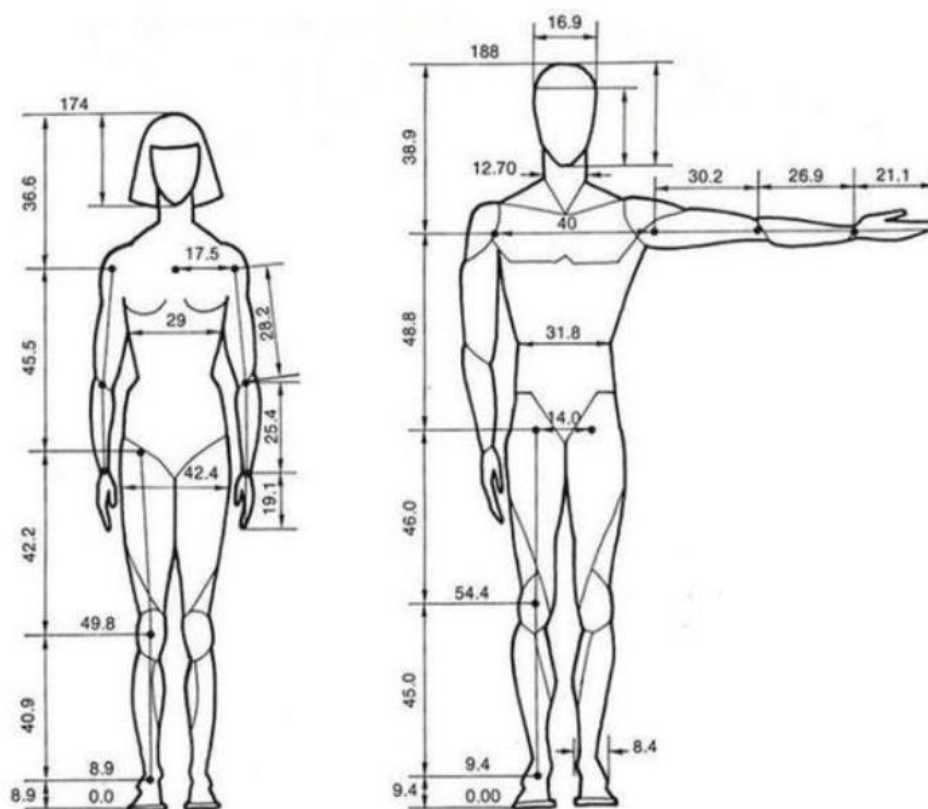


Fig. 1.3. Medición de longitudes de segmentos del cuerpo¹.

1.3.2. Kinesiología de la marcha humana normal

La marcha humana es una sucesión de impulsos y frenados, donde el impulso se sitúa en el miembro inferior posterior y el frenado en el anterior, alternando la actividad de los miembros inferiores. El ciclo de marcha abarca desde el contacto de un talón con el suelo hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo, donde se presentan dos

¹ Imagen extraída de <https://wiki.ead.pucv.cl/images/b/b6/56BJmedidash.jpg>. Consulta 15-03-2022.

fases para cada miembro inferior: fase de apoyo, la cual representa el 60% del ciclo, donde un pie se encuentra en contacto con el suelo, y la fase de oscilación, la cual ocupa el 40% del ciclo, donde el pie se encuentra en el aire. La marcha se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y apoyo unipolar, donde el apoyo no deja el suelo ya que en un pie el talón entra en contacto con el suelo mientras el otro está próximo al despegue, a diferencia de la carrera y el salto [Marco Sanz, 2017].

1.3.3. El equilibrio humano y el control de la postura durante el caminar

Los patrones de movimiento que realiza el ser humano durante el balanceo y mantenerse en equilibrio sigue el modelo del péndulo invertido, el cual puede ser utilizado como herramienta para identificar perturbaciones gravitacionales y de aceleración e indicarnos los mecanismos motores que se pueden optar ante cualquier perturbación. Durante el inicio y fin de la marcha estos dos mecanismos controlan la trayectoria para asegurar la aceleración y desaceleración del centro de masa (COM). Inicialmente la aceleración se alcanza con el avance de COM hacia el miembro de postura por un movimiento posterior y lateral del centro de presión (COP) hacia el miembro oscilante. Después de esta fase de lanzamiento hay una carga súbita de la extremidad de la postura que desplaza el COP al miembro de postura [Winter, 1995]. En la Figura 1.4 se muestra la dinámica de balanceo que sigue el centro de masa de la persona al caminar.

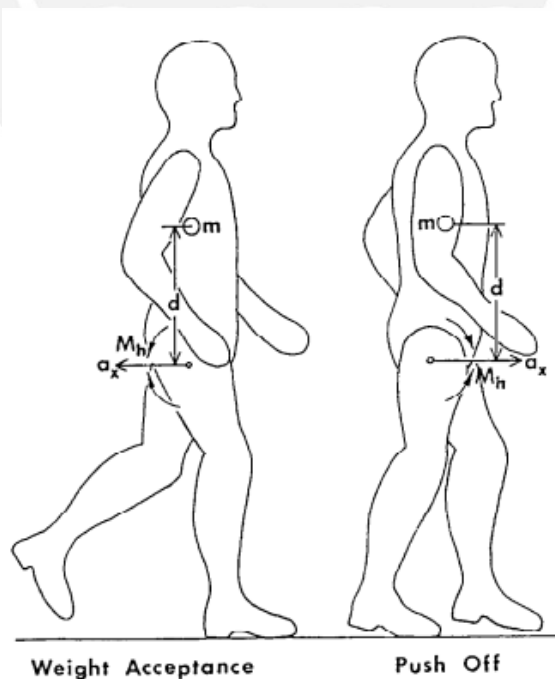


Fig. 1.4. Dinámica del balanceo del centro de masa de la parte superior del cuerpo en diferentes posturas. [Winter, 1995].

1.3.4. Análisis biomecánico de marcha humana con técnicas de modelado matemático

La marcha bípeda es la actividad básica de locomoción desarrollada por los humanos en la cual siempre se deben cumplir dos requisitos: el mantenimiento de las fuerzas de reacción del piso sobre la extremidad del soporte y el movimiento periódico de cada pierna desde una posición de apoyo a otra en la dirección del movimiento [Tristancho, 2012]. Una forma de analizar la marcha es mediante uso de métodos de dinámica lagrangiana, gráficos de unión y simuladores computacionales, para poder analizar de forma aproximada características básicas de la marcha bípeda real y entender factores clave como las como el balanceo y el movimiento del centro de masa al caminar, tal como se presenta en la Figura 1.5.

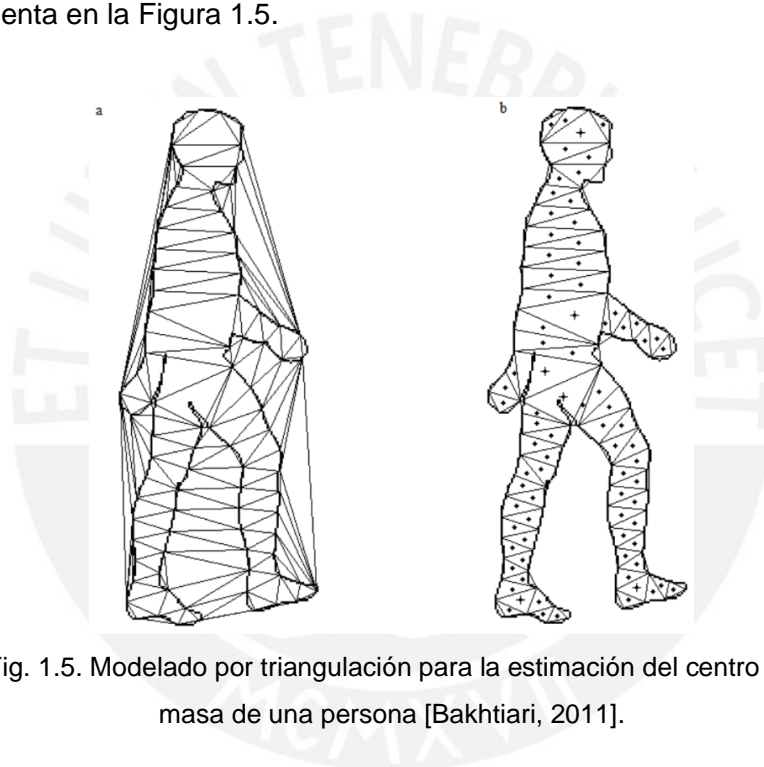


Fig. 1.5. Modelado por triangulación para la estimación del centro de masa de una persona [Bakhtiari, 2011].

1.3.5. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión

El método de gráficos de unión ofrece una alternativa para la modelación de la marcha humana a diferencia del modelamiento clásico con ecuaciones diferenciales, pues es un modelo matemático que permite recrear, simular y analizar movimientos tales como caminar o correr, para entender de forma sencilla la dinámica de la marcha humana en el plano sagital [Contreras, 2005]. El método de gráficos de unión se basa en el modelado de cada componente de un sistema en eslabones, con ello se puede realizar el análisis del intercambio de energía entre los componentes de un sistema donde las uniones representan el intercambio de energía, es desarrollado para estimar los torques,

fuerzas inter segmentales y potencia en articulaciones. En la Figura 1.6 se puede observar un modelo de eslabones simple de la marcha humana.

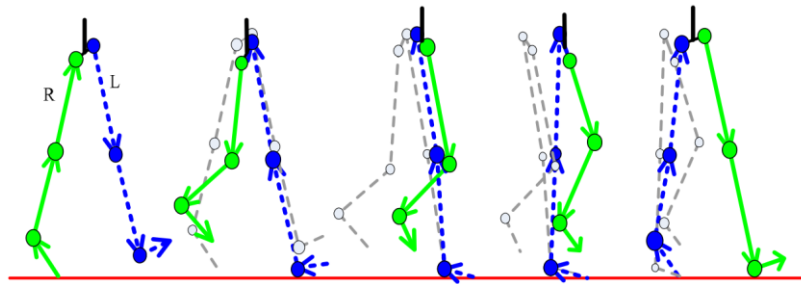


Fig. 1.6. Modelo de eslabones de marcha humana [Meng, 2011].

1.3.6. Análisis del movimiento pélvico para la estimación de la fase de marcha apoyado con un sistema de suspensión de peso

La fase de marcha, basada en el apoyo del peso corporal, es un método eficiente para pacientes con diferente destreza en las piernas, las cuales requieren de diferentes fuerzas de descarga. En este método se hace una estimación de la fase de marcha centrándose en las características periódicas del movimiento de la pelvis al andar a velocidades constantes, analizando la relación entre el punto de contacto del talón y el punto de inflexión del movimiento de la pelvis usando diferentes cargas en el apoyo de peso corporal. De acuerdo con este método los puntos de giro del movimiento de rotación resultan útiles para estimar la fase de marcha dado que se obtienen resultados similares al caminar con diferentes cantidades del soporte de peso corporal. En la Figura 1.7 se puede observar los movimientos registrados de la pelvis durante un proceso de caminata con apoyo de suspensión de peso [Watanabe, 2011].

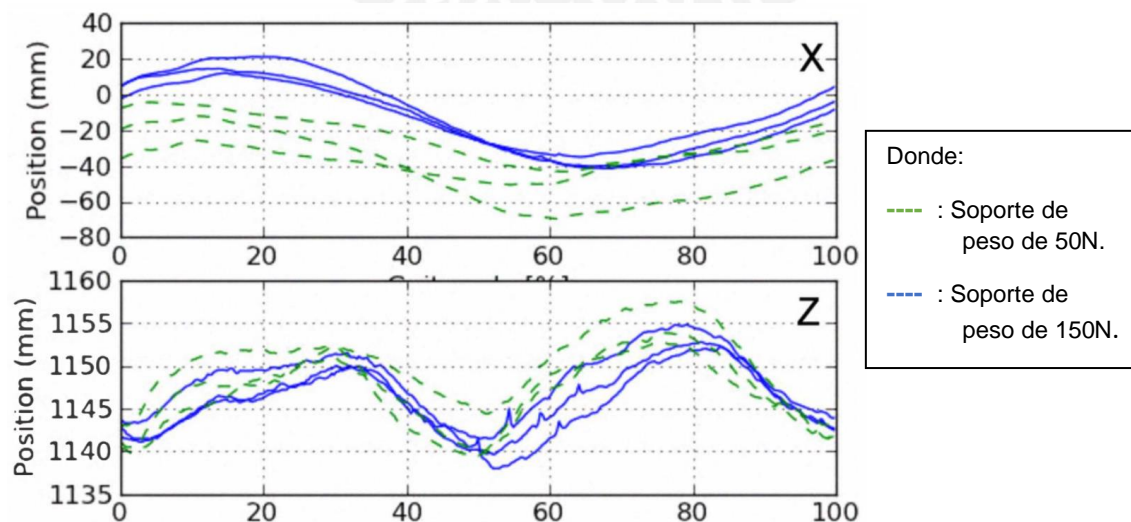


Fig. 1.7. Posición de la pelvis en el movimiento lateral (X) y movimiento vertical (Z) durante un ciclo de marcha, apoyado con soportes de peso [Watanabe, 2011].

1.4. Dispositivos utilizados para la rehabilitación de miembros inferiores

A continuación, se presenta la utilización de diversos dispositivos centrados en la rehabilitación de miembros inferiores y dispositivos de propósito general usados en la rehabilitación.

1.4.1. Órtesis pasiva de miembros inferiores

La órtesis pasiva de miembros inferiores son dispositivos ortopédicos para la alineación, descarga y corrección de las extremidades inferiores. Entre las órtesis de miembros inferiores más usadas se encuentran: Férula de Hallux Valgus, Férula Denis Brown, Férula Poncethy y Férula plástica pie equino usadas para estabilizar un miembro inferior la que provoca una reducción progresiva de alguna deformidad, Rodilleras articuladas que estabiliza e inmoviliza la articulación de la rodilla, Rodilleras Recurvatum y Rodillera Genus Flexus las cuales corrigen de forma activa la deformidad durante la marcha, Corrector Varo y Tutor Varo para la corrección activa y pasiva del cuadro patológico Genus varo, Tutor Tibia Vara para el tratamiento de la enfermedad de Blount, Tutor Valgo y Corrector Valgo para la corrección activa y pasiva del cuadro patológico Genus valgo [Ayd, 2012]. En la Figura 1.8 se muestra un ejemplo de órtesis pasiva utilizada en personas con alguna discapacidad en los miembros inferiores.



Fig. 1.8. Órtesis pasiva de miembros inferiores².

² Imagen extraída de <https://www.la-ortopedia.com/es/ortesis-inmovilizadoras-de-miembro-inferior/>. Consulta 15-03-2022.

1.4.2. Órtesis activa para la rehabilitación de miembros inferiores

La órtesis es un dispositivo formado por la integración entre partes del cuerpo y piezas de ingeniería, con fin de modificar características funcionales o estructurales del sistema muscular esquelético. Esto permite lograr beneficios biomecánicos tales como minimizar las limitaciones motrices del cuerpo. La órtesis activa, a diferencia de la pasiva, son sistemas mecatrónicos que utilizan sensores y actuadores, formando un lazo de control cerrado y aprovechando la información de entrada para obtener la respuesta deseada por medio de un controlador, para generar principalmente una flexión controlada de las articulaciones además de reducir el costo metabólico al paciente. En la Figura 1.9 se muestran ejemplos de órtesis activas de miembros inferiores [Kazerooni, 2006].



Fig. 1.9. Órtesis activa de miembros inferiores [Kazerooni, 2006].

1.4.3. Uso de sensores inerciales para la evaluación ambulatoria de los desplazamientos en el centro de masa

Los métodos para estimar el movimiento del centro de masa por lo general están restringidos a su uso en laboratorios de estudio de marcha. Por ello surge la necesidad sensores inerciales para poder estimar el desplazamiento del centro de masa en condiciones ambulatorias. El sensor inercial se puede colocar en la zona del sacro y con ello poder describir el movimiento del centro de masa de la pelvis por doble integración de la aceleración, donde la sobreestimación del desplazamiento causada por la rotación de la pelvis queda compensada. Se comprueba que la estimación 3D del movimiento de centro de masa por un sensor inercial en el sacro puede ser aprovechado por la rotación

de la pelvis, siendo esta bastante aproximada a métodos convencionales de laboratorio, mientras es más fácil de implementar y se puede dar en condiciones remotas. En la Figura 1.10 se muestra una vista frontal de un sensor inercial colocado en la pelvis para el registro del movimiento del centro de gravedad [Floor, 2012].

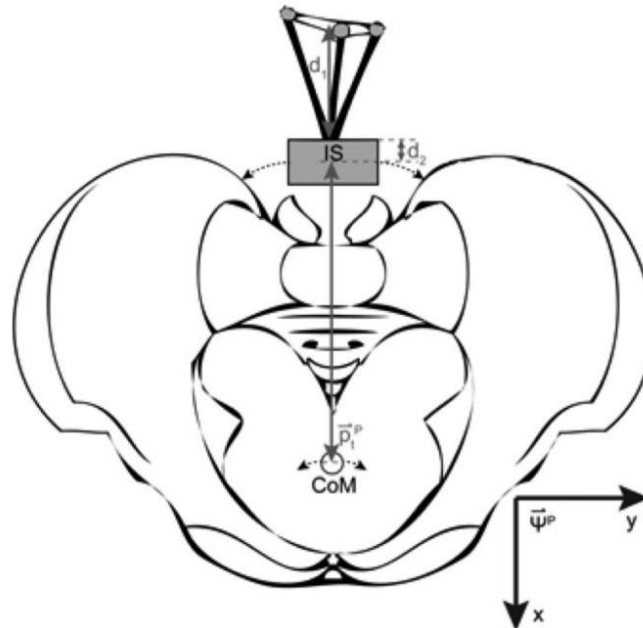


Fig. 1.10. Vista frontal de la pelvis con sensor inercial (IS), marcador del CoM con desplazamiento (flechas) y vector de traslación. [Floor, 2012].

1.4.4. Empleo de zapatos con sensores para estimar el desplazamiento del centro de masa durante la marcha

El centro de masa (CoM) y el centro de presión (CoP) son variables cruciales para evaluar el gasto energético y la estabilidad del caminar humano. Por ello, una forma para estimar el desplazamiento de CoM de forma continua es como la que propone el doctor Martin Schepers. En esta se hace uso de un sistema de medición ambulatoria el cual consiste en zapatos instrumentados con 6 sensores de fuerza, además, dos sensores inerciales que están unidos rígidamente a los sensores de fuerza momento para la estimación de posición y orientación. La estimación de CoM utilizando este sistema de medición ambulatoria se comparó con la estimación utilizando un sistema de referencia óptica basado en el método cinemático segmentario. La diferencia de cada componente del desplazamiento de CoM promediado en más de un centenar de ensayos obtenidos a partir de siete pacientes con accidente cerebrovascular fue de 2 mm. Finalmente se concluye que el concepto del zapato instrumentado permite una estimación precisa y continua del desplazamiento de CoM en condiciones ambulatorias, como se puede apreciar en la Figura 1.11 [Schepers, 2009].

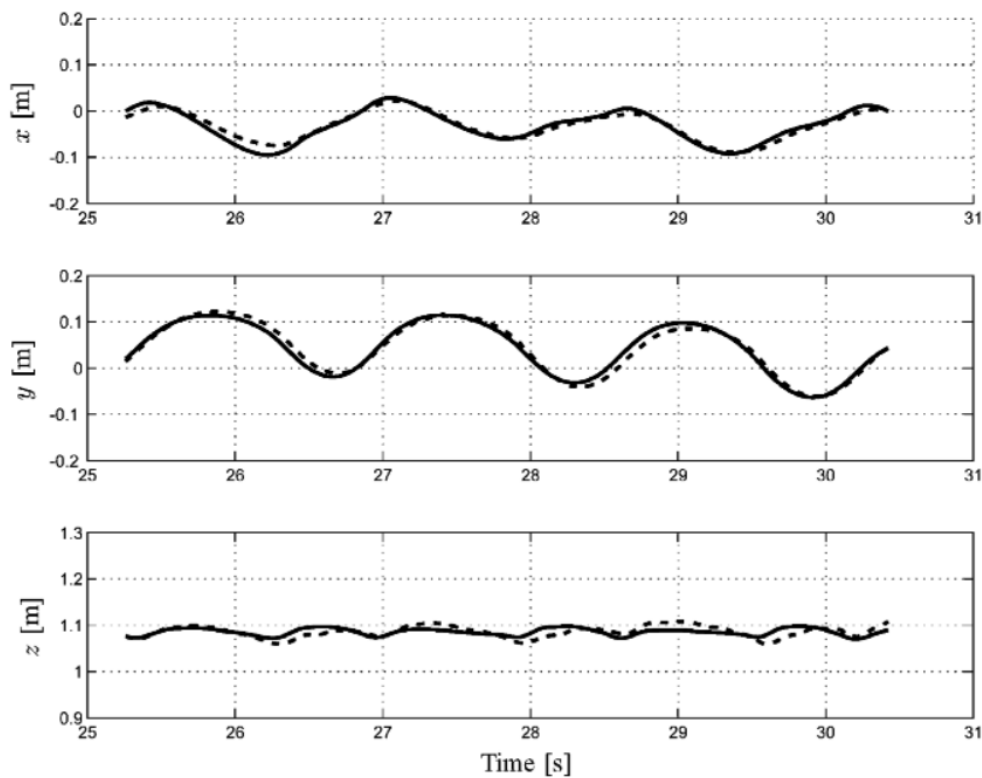


Fig. 1.11. CoM en función del tiempo para un ensayo representativo estimado por sistemas ambulatorios (continua) y de referencia (punteada) [Schepers, 2009].

1.5. Uso de exoesqueletos para rehabilitación

A continuación, se presentan conceptos teóricos a tener en cuenta con respecto al proceso de rehabilitación, y al empleo de los exoesqueletos usados principalmente para la rehabilitación de miembros inferiores. De igual forma se mencionan algunos diseños de sistemas de exoesqueletos utilizados para la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora en los miembros inferiores.

1.5.1. Principios de discapacidad y rehabilitación músculo esquelética

La discapacidad está fuertemente relacionada a las afecciones musculo-esqueléticas tales como artritis, dolor lumbar y otros trastornos en los tejidos, las cuales pueden empeorar significativamente por ausencia de rehabilitación. La Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud (IFC) es una herramienta que ayuda a comprender los diferentes dominios que componen la discapacidad, definiéndola como el deterioro de las funciones corporales con una actividad limitada y restringida por factores personales como externos, tal como se muestra en la Figura

1.12. La discapacidad relacionada a los desórdenes musculoesqueléticos es susceptible a la rehabilitación, la cual, en base a estudios, resulta muy efectiva ante las formas multidisciplinarias de rehabilitación, puesto que es un proceso clínico muy complejo [Escorpizo, 2014].

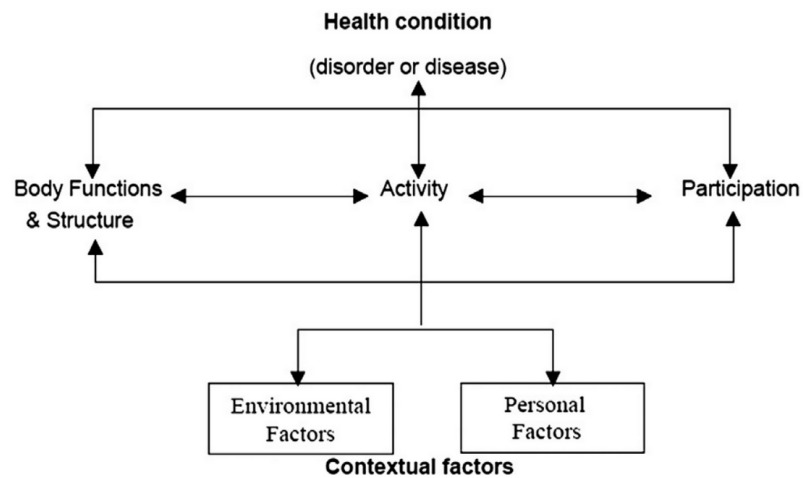


Fig. 1.12. Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud [Escorpizo, 2014]

1.5.2. Exoesqueleto mecánico para rehabilitación

El exoesqueleto consiste en un armazón externo que se coloca sobre cualquier parte del cuerpo respaldado, por lo general, por un sistema de potencia de motores, el cual ayuda al portador a consumir menos energía para realizar una carga. En su mayoría son utilizados para fines de rehabilitación buscando ayudar a las personas a recuperar movilidad a partir de movimientos repetitivos con dispositivos robóticos. Existen muchas variedades de exoesqueletos para rehabilitación, dependiendo del propósito y de la forma en la que se recolecta la información del paciente, si es que es el caso, en los que se pueden destacar el empleo de sensores y actuadores con fin de respaldar el movimiento del paciente.

1.5.3. Empleo de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior

La potencia mecánica de los robots se puede aprovechar al integrarse de manera confiable con el sistema de control natural y complejo de los humanos para realizar tareas. Por lo que permite alcanzar nuevas metas que beneficiarían cada uno de los

sistemas al aplicar la fuerza necesaria de manera eficiente el cual es el principio básico de un sistema esquelético.

Una de las aplicaciones más empleadas a nivel mundial de los exoesqueletos es la rehabilitación de personas con deficiencias físicas, donde su principal característica es que el usuario y el exoesqueleto intercambian potencia mecánica y señales de información, permitiendo automatizar y optimizar las terapias de rehabilitación las cuales demuestran que mediante repetición de movimientos permiten establecer una conexión más rápida entre las neuronas que se encuentran afectadas [Grosso, 2009]. En la Figura 1.13 se muestra un exoesqueleto desarrollado para la rehabilitación de miembros inferiores [Wang, 2010].

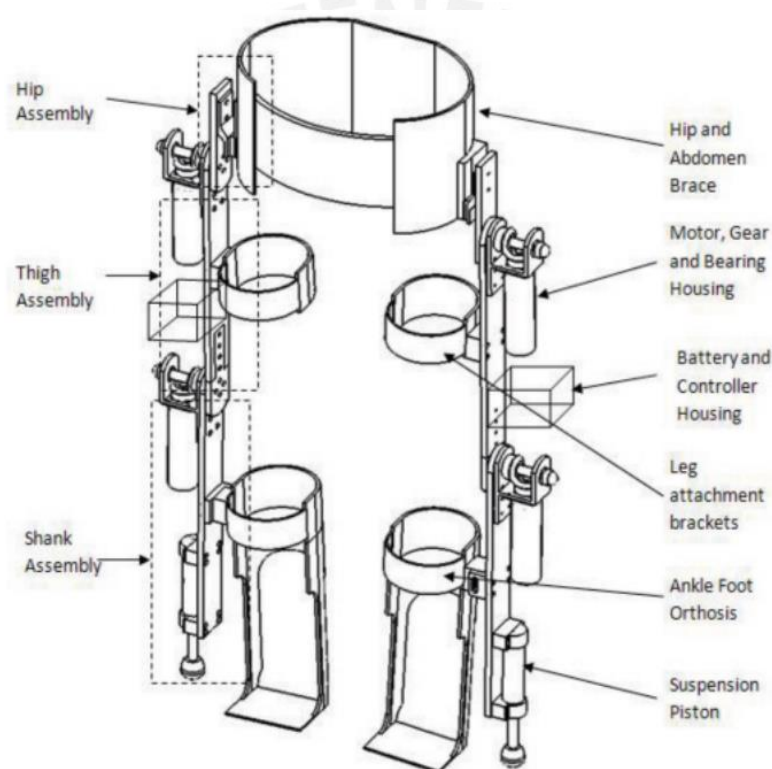


Fig. 1.13. Exoesqueleto de piernas [Wang, 2010].

1.5.4. Diseño de un mecanismo de rehabilitación de miembros inferiores basado en el sistema de soporte de peso corporal

La mayoría de los pacientes con accidente cerebrovascular o lesión medular tienen limitaciones funcionales significativas durante la recuperación, incluida la incapacidad de caminar. Las pruebas demuestran que los pacientes pueden recuperar dicha capacidad a través de rehabilitación de, por ello se diseña un robot de rehabilitación de

extremidades inferiores basado en el sistema de soporte de peso corporal (BWS), como se muestra en la Figura 1.14.

Este robot de rehabilitación de extremidades inferiores incluye cuatro módulos principales: un sistema BWS activo con soporte pélvico, un exoesqueleto motorizado, una caminadora y un sujetador del paciente. El exoesqueleto tiene ocho grados de libertad, que cumplen todas las condiciones básicas cuando el cuerpo está haciendo una marcha natural. Además, el sistema BWS activo soportado por la pelvis no sólo puede reducir el volumen total del robot de rehabilitación y reducir la sujeción del torso superior del paciente, sino también proporciona una fuerza de soporte estable [Qiangyong, 2013].

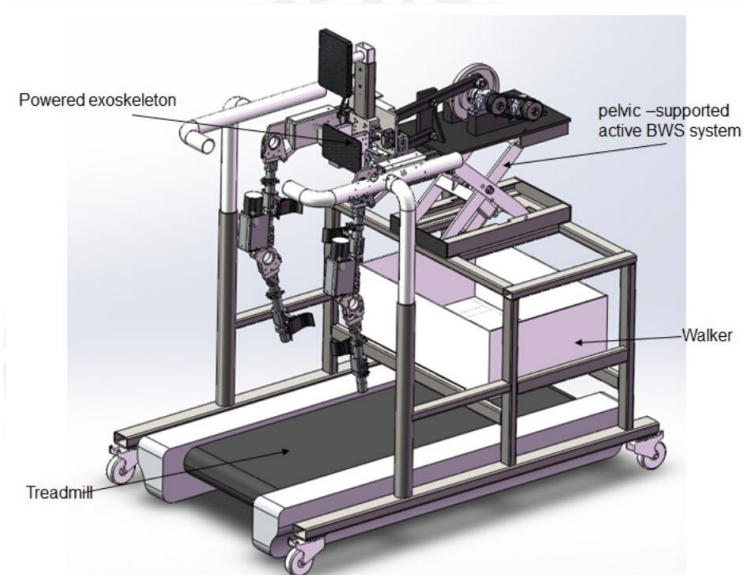


Fig. 1.14. Vista esquemática de un BWS. [Qiangyong, 2013].

1.5.5. Exoesqueleto de la pierna activa para la rehabilitación de la marcha de los pacientes con deficiencias motoras

El exoesqueleto "Active Leg EXoskeleton" (ALEX) para la rehabilitación de marcha de pacientes con discapacidades para caminar, como se muestra en la Figura 1.15, propone un controlador de campo de fuerza que puede aplicar fuerzas adecuadas sobre la pierna para ayudar al paciente a desplazarse sobre una trayectoria deseada. Las fuerzas de interacción entre el paciente y el exoesqueleto están diseñadas para proporcionar un entrenamiento de la marcha seguro y efectivo. Se han realizado experimentos con sujetos sanos caminando en una cinta rodante. Se demostró que un sujeto sano podría ser

reentrenado en aproximadamente 45 minutos con ALEX para caminar sobre una cinta de correr con un paso significativamente alterado. [Banala, 2007].

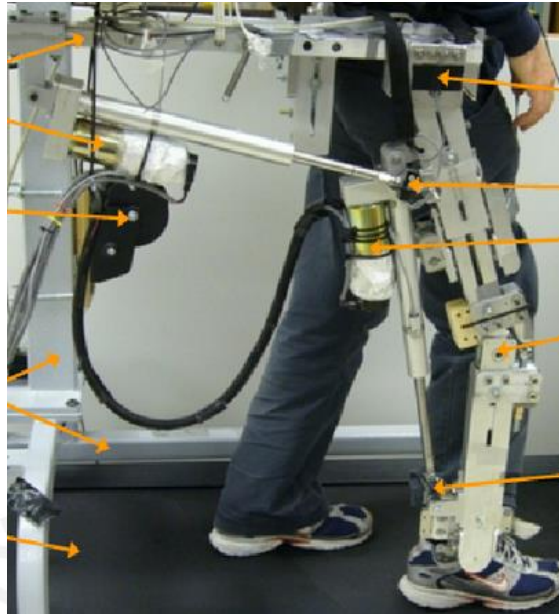


Fig. 1.15. Exoesqueleto de pierna activa con un sujeto de prueba. [Banala, 2007].

1.5.6. Diseño de un sistema de exoesqueleto para rehabilitación de marcha capaz de captar movimientos pélvicos naturales

El exoesqueleto de extremidades inferiores COWALK es un nuevo sistema desarrollado para la rehabilitación de miembros inferiores en personas con patrones de paso anormales, posee 14 grados de libertad incluyendo cuatro grados de libertad para el movimiento de la pelvis. Se recogieron capturas del movimiento 3D de 113 personas sanas con los cuales se determina parámetros de diseño mecánico y se generan patrones de paso para el sistema COWALK, el cual además está equipado con un compensador de gravedad con fin de soportar el peso del robot, y con los grados de libertad del diseñados se genera de manera más natural los patrones de paso del paciente. El exoesqueleto de rehabilitación COWALK se presenta en la Figura 1.16 [Chan-Yul, 2013].

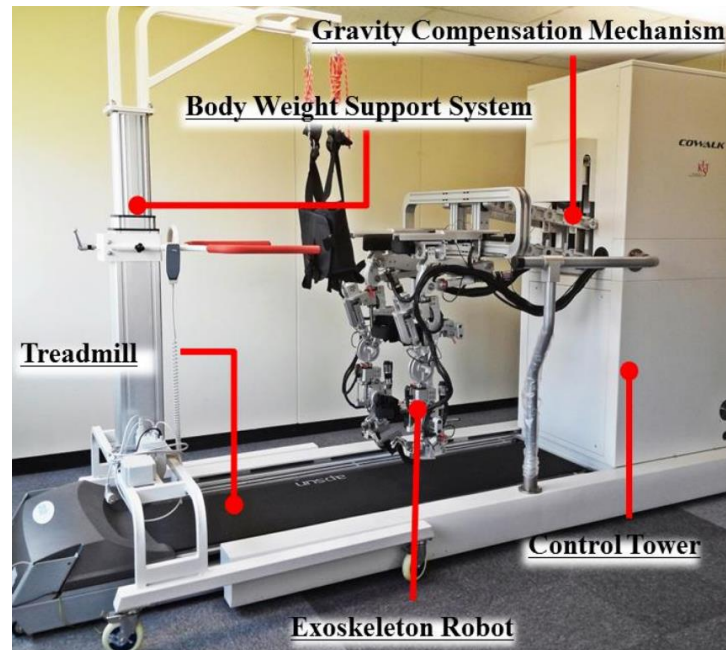


Fig. 1.16. Configuración estructural del COWALK. [Chan-Yul, 2013].

1.5.7. Sistema de apoyo del peso corporal para personas con trastorno de marcha

Se diseña un sistema de soporte de peso corporal que controla la carga de un paciente durante el entrenamiento de la marcha, el cual consiste en un dispositivo de remolque, un dispositivo de elevación y rotación, y un dispositivo de control de carga. El dispositivo de remolque levanta y baja a un paciente utilizando un cabrestante eléctrico, mientras el dispositivo de elevación y rotación eleva y hace girar el sistema de control de peso corporal utilizando un motor y cojinetes; por otro lado, el dispositivo de control de carga encarga de controlar la carga de un paciente durante el entrenamiento de la marcha usando dos motores y un resorte.

La carga en un paciente durante el entrenamiento de la marcha se mide mediante un sensor de fuerza equipado con el sistema de control de carga, este controla la carga de un paciente durante el entrenamiento de la marcha utilizando el valor medido por el sensor de fuerza. Esto hace posible un sistema de control para un sistema que controla la carga de un paciente durante el entrenamiento de la marcha. En la Figura 1.17 se puede observar distintos sistemas de suspensión de peso corporal para los pacientes de rehabilitación [Jung, 2013].

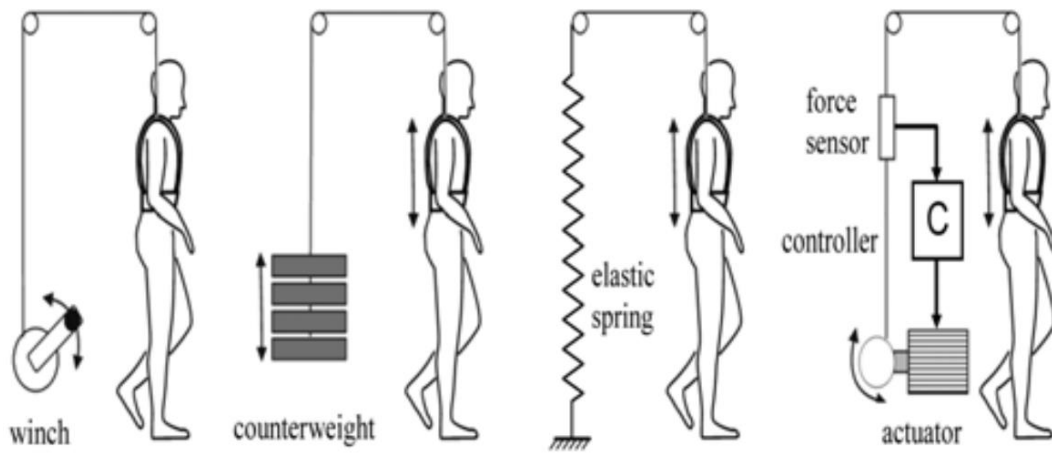


Fig. 1.17. Sistemas de suspensión de peso corporal [Jung, 2013].



CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se exponen los requerimientos para el diseño del dispositivo que emule el movimiento vertical del cuerpo durante la marcha. Para ello se diseñará un dispositivo que, por medio de mecanismos, circuitos de control, sensores y actuadores cumpla el objetivo basándose en las necesidades básicas del usuario. Además, se presentan alternativas de solución a los requerimientos y una evaluación para cada una de ellas. Por último, se elegirá la mejor alternativa y con ello se elaborará la propuesta de diseño conceptual a desarrollar.

2.1. Requerimientos

El sistema diseñado debe ser capaz de acoplarse al exoesqueleto de rehabilitación de miembros inferiores desarrollado en la PUCP, por ello se requiere que las dimensiones del sistema no excedan de los 0.80m x 1.00m x 2.30m de modo que no supere significativamente el espacio máximo delimitado por el soporte estructural del exoesqueleto de rehabilitación de la PUCP.

El sistema será capaz de permitir al exoesqueleto de rehabilitación controlar el movimiento en el plano sagital, para que en la persona se puedan generar movimientos asistidos dirigidos en la rehabilitación. Durante la marcha, el centro de gravedad del cuerpo humano se mueve aproximadamente 5 cm en la dirección vertical, por lo que el sistema de suspensión y control de desplazamiento vertical a diseñar deberá de ser capaz de permitir este desplazamiento en dicha dirección; esta se desarrollará a una velocidad de 50 mm/s debido a que es la velocidad promedio a la que se desplaza una persona normal [Winter, 1995]. Además, el sistema permitirá el movimiento del centro

de gravedad de la persona en el plano horizontal tal como el antero-posterior de $\pm 4\text{cm}$ respecto al plano frontal, medial-lateral de $\pm 4\text{cm}$ respecto al plano sagital y un giro axial máximo de 15° respecto al eje vertical (ver Figura 2.1). Es importante señalar que estos movimientos no serán controlados, pero si debe haber libertad para efectuarlos, por lo que la interacción entre la persona y el sistema no debe ser completamente rígida.

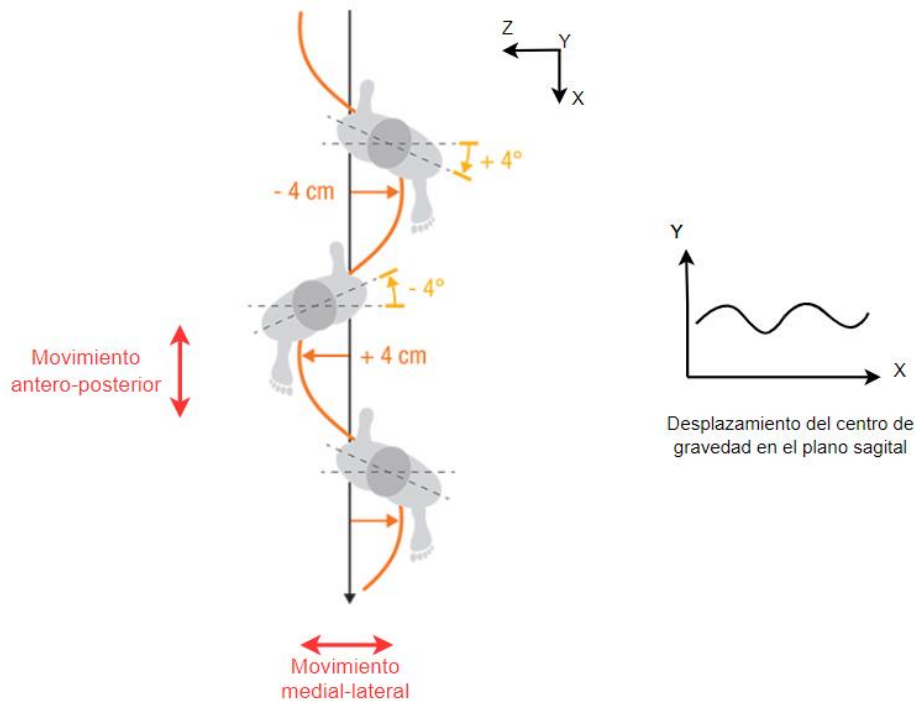


Fig. 2.1. Movimientos en el plano horizontal del centro de gravedad durante la marcha [Hocoma, 2017].

La carga máxima a soportar por el sistema diseñado será de 125 kg , dicha carga del sistema de suspensión y desplazamiento vertical vendría a ser el peso del exoesqueleto, el cual pesa aproximadamente 25 kg , junto con el peso del paciente soportado por un actuador mediante un equipo de sujeción que se ajuste al cuerpo del usuario, donde el máximo peso del paciente deberá ser de 100 kg . Así mismo, el peso del sistema a diseñar no deberá de exceder los 30 kg .

El sistema se alimentará a través del tablero de control el cual está conectado a toma eléctrica del Laboratorio de Investigación de Biomecánica y Robótica Aplicada a una tensión de 220V a una frecuencia de 60 Hz . El sistema diseñado contará con sensores para medir la velocidad y posición de la carga por parte del actuador, además el sistema de control tendrá como señal de entrada las lecturas de dichos sensores, los cuales servirán para la

realimentación del sistema para controlar la posición y velocidad de los actuadores, operando bajo un lazo de control cerrado. Cabe señalar que el sistema propuesto usará un control de tipo esclavo, puesto que estará comunicándose con el sistema de control del exoesqueleto PUCP.

Los materiales que se emplearán en el sistema diseñado deberán ser resistentes, flexibles y ligeros para no generar peso extra al paciente ni causarle daño alguno, y que a su vez resistan las diferentes cargas que se produzcan en los elementos mecánicos sin generar deformaciones en las mismas piezas que lo componen. Asimismo, el abastecimiento de los componentes a utilizar debe ser de fácil obtención en el mercado local permitiendo la rapidez de los trabajos de mantenimiento en caso se tenga que sustituir alguno de los componentes.

El sistema contará con un arnés de seguridad para la sujeción del paciente, el cual se adaptará a su cuerpo de modo que ante una falla el usuario no resulte lastimado. Además, se contará con restricciones mecánicas para evitar movimientos no deseados que puedan causar daños físicos en las extremidades o perjudiquen la movilidad del paciente, de igual manera se contará con un sistema de alerta electrónico ante la ejecución de dichos movimientos.

Finalmente, el diseño del exoesqueleto se regirá bajo las exigencias de medidas antropomórficas con lo que se obtendrá un diseño ergonómico, de modo que se garantice una fácil manipulación contemplando los espacios necesarios para que el usuario ingrese sin dificultad y pueda acoplarse al sistema sin problemas. Así mismo debido a su utilización en el Laboratorio de Investigación de Biomecánica y Robótica Aplicada y posiblemente en lugares clínicos se evitará la generación excesiva de ruido (el nivel de intensidad debe ser inferior a los 50 dB) buscando no incomodar al paciente ni a otras personas que se encuentren alrededor.

A continuación, en la Tabla 2.1 se muestra un resumen de los requerimientos.

Tabla 2.1: Síntesis de los requerimientos

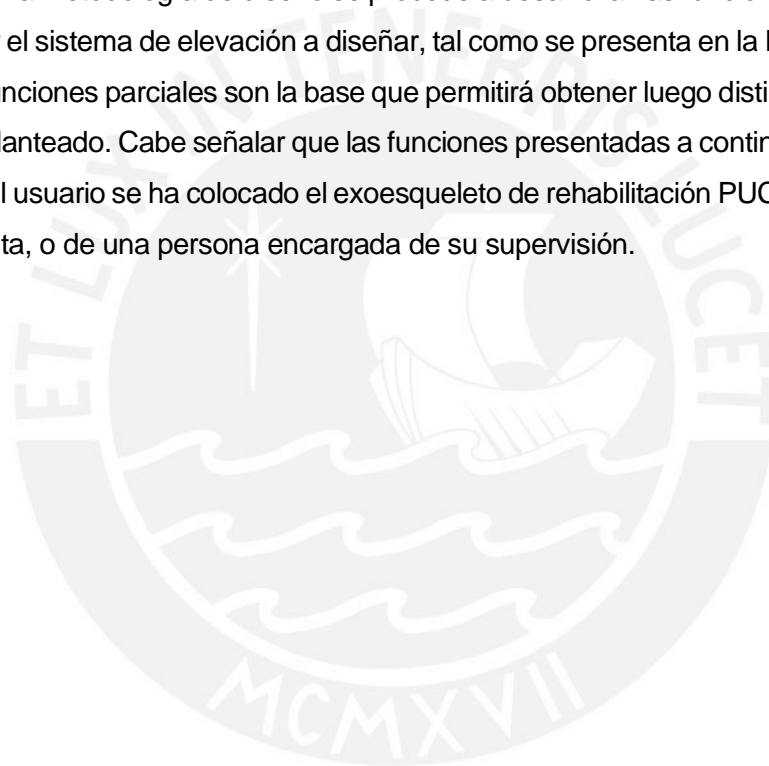
Denominación	Requerimiento
Geometría	El sistema no deberá exceder las dimensiones de 0.80mx1.00mx2.30m. Además, se buscará evitar que el sistema le quite espacio al usuario con el exoesqueleto PUCP puesto.
Cinemática	El desplazamiento vertical será de +- 50 mm, a una velocidad de 50 mm/s. Se debe permitir la libertad de movimiento en el plano horizontal.
Fuerzas	La masa del sistema a diseñar no debe exceder los 30 kg; por otro lado, la carga máxima a soportar por el dispositivo será de 125 kg.
Energía	La alimentación eléctrica será a través de un tablero de control conectado a una toma eléctrica de 220V a 60Hz.
Comunicación	Las acciones del paciente serán registradas por sensores. Se debe recibir las señales provenientes de sensores hacia un controlador, luego el controlador las procesa y debe enviar una señal hacia el actuador.
Señales	Las señales de entrada, por medio de sensores de fuerza, sensores de posición y/o sensores inerciales; serán el peso del usuario, la posición y la velocidad del centro de gravedad. Las señales de salida, por parte del controlado, serán el torque a generar en el actuador y una señal de alerta.
Control	El sistema de control será en lazo cerrado, retroalimentando constantemente la posición y velocidad del centro de gravedad en base a las señales de entrada. Además, el sistema de control será esclavo del exoesqueleto PUCP.
Software	El sistema no contará con una interfaz gráfica propia, pero dispondrá de un código abierto fácil de usar.
Materiales	Los materiales por usar deben ser resistentes, flexibles y ligeros (menor a 10 kg cada uno) que se puedan acomodar a las necesidades del usuario.
Seguridad	El sistema dispondrá de un arnés de seguridad, de forma que se evite una caída abrupta del paciente. Además, se contará con un botón de parada y un sistema de alerta en caso de que el movimiento exceda los límites establecidos.
Ergonomía	El usuario podrá realizar una fácil manipulación del sistema, de igual manera debe proporcionar comodidad al usuario.
Uso	El sistema evitará la generación de ruido excesivo (menor a 50 dB), además el deberá contar con la supervisión de un terapeuta.
Fabricación	Se tratará de diseñar y fabricar el sistema usando componentes y materiales que sean de fácil adquisición en el mercado nacional.
Montaje	El sistema debe ser diseñado de tal manera que se pueda ensamblar de manera sencilla y rápida.
Mantenimiento	Se debe calibrar todos los sensores una vez por semana; a excepción del sensor de posición, el cual se calibra al inicio de cada sesión. Además, se deberá realizar una limpieza cada 2 meses, y cubrir de grasa lubricante en poleas lisas cada 2 semanas.
Costo	El costo total del sistema, incluyendo costos de diseño y de fabricación, no debe de exceder los S/.30000.

2.2. Concepto de solución

La metodología de diseño a seguir será de acuerdo con la norma alemana VDI 2221. En ella se procede a desarrollar las funciones básicas y esenciales con las que deberá contar el sistema a diseñar. A continuación, se presenta la estructura de funciones que deberá cumplir el sistema diseñado, luego la matriz morfológica que satisfaga los requerimientos previamente establecidos y posteriormente las propuestas de solución del sistema en base estas.

2.2.1. Estructura de funciones

Siguiendo con la metodología de diseño se procede a desarrollar las funciones básicas que deberá contar el sistema de elevación a diseñar, tal como se presenta en la Figura 2.2. Este conjunto de funciones parciales son la base que permitirá obtener luego distintas soluciones al problema planteado. Cabe señalar que las funciones presentadas a continuación, aplican una vez que el usuario se ha colocado el exoesqueleto de rehabilitación PUCP con la ayuda de un terapeuta, o de una persona encargada de su supervisión.



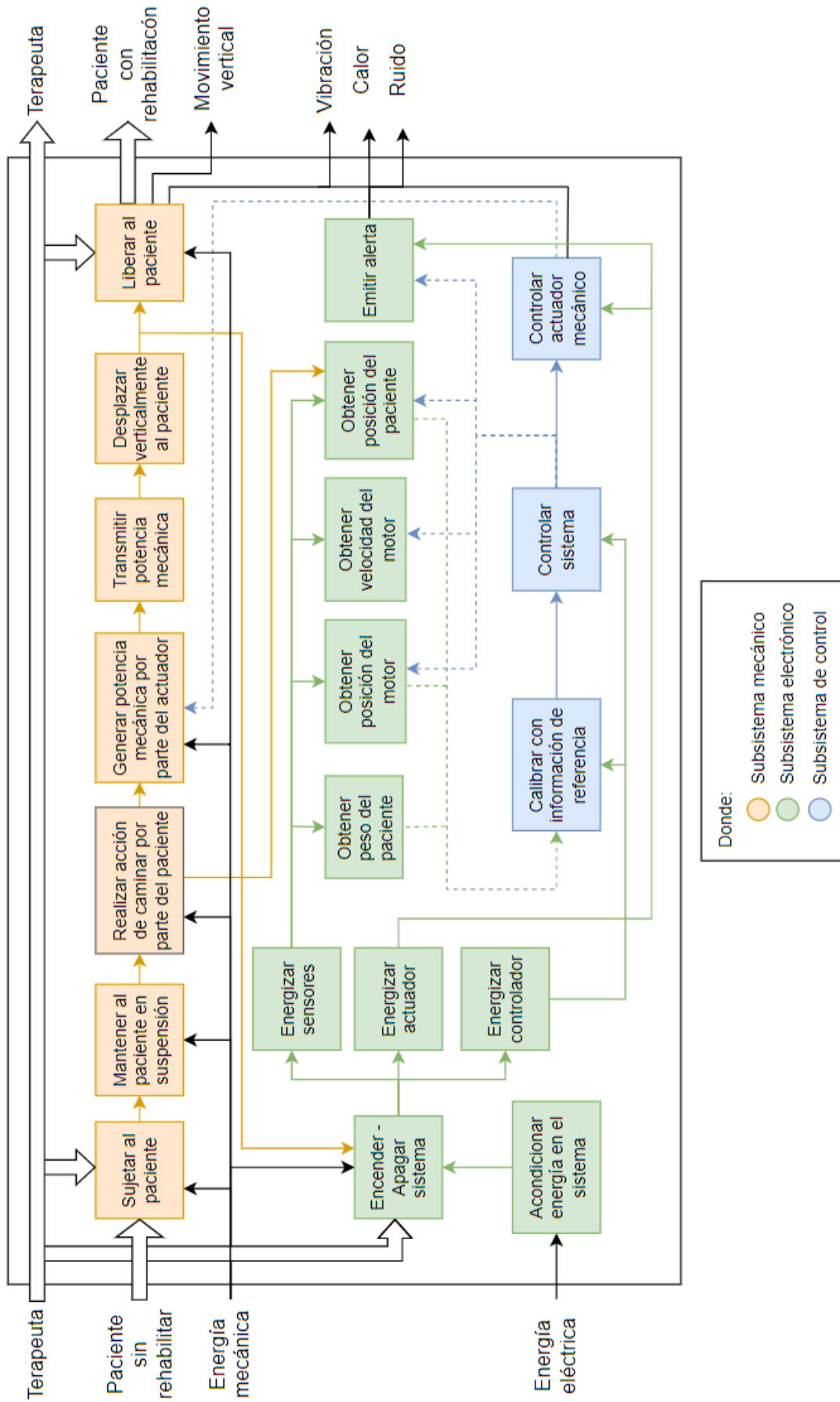


Fig. 2.2. Estructura de funciones del sistema.

A continuación, se procede a explicar brevemente la secuencia de funciones parciales seleccionadas en la estructura de funciones, separadas en subsistemas mecánico, electrónico y de control, con las que deberá contar el sistema a diseñar para un funcionamiento eficiente.

Subsistema mecánico

- a) Sujetar al paciente: Se refiere a asegurar al paciente al sistema de suspensión y control vertical, con ayuda de un terapeuta, mediante un arnés de seguridad, el cual estará unido a una cuerda o cable, siendo este último controlado por el motor.
- b) Mantener al paciente en suspensión: Se refiere a llevar y mantener, con ayuda de un terapeuta, la carga en un estado de suspensión, siendo por lo general el peso de paciente y el peso del exoesqueleto, con el fin de aliviarle peso al paciente.
- c) Realizar acción de caminar por parte del paciente: Se refiere a que el paciente realice una caminata de manera que desplace su centro de gravedad verticalmente y pueda este ser corregido por el sistema.
- d) Generar potencia mecánica: Se refiere a la capacidad de entregar potencia mecánica necesaria al sistema a partir de energía eléctrica por parte de un actuador para poder elevar y descender al paciente.
- e) Transmitir potencia mecánica: Se refiere a la acción de transmitir la potencia mecánica proveniente del motor hacia la carga, pasando este primero por otros mecanismos, y poder con esto controlar el desplazamiento vertical del paciente.
- f) Desplazar verticalmente al paciente: Se refiere al hecho de elevar y descender la posición vertical del paciente, mediante una lógica de control establecida buscando seguir el movimiento natural del centro de masa en el eje vertical de la persona.
- g) Liberar al paciente: Se refiere a retirar el arnés de seguridad del paciente con ayuda de un terapeuta o persona encargada de su supervisión una vez que se apague o detenga el sistema.

Subsistema electrónico

- a) Acondicionar energía en el sistema: Se refiere a acondicionar la fuente de energía eléctrica para el funcionamiento de los sensores, actuadores y demás componentes, los cuales funcionan con diferentes voltajes, y con ellos poder realizar trabajo.
- b) Encender - Apagar sistema: Se refiere al acto de poner en funcionamiento el sistema y también apagar este mismo, pudiéndose alternar entre cada uno de los estados.
- c) Energizar sensores: Se refiere al energizado de cada uno de los sensores, incluyendo también transductores, a utilizar en el sistema, y con estos poder medir peso, posición y velocidad entre otros.
- d) Energizar actuador: Se refiere al energizado del actuador a emplear para generar potencia mecánica a partir de energía eléctrica, y con ella poder controlar el desplazamiento del paciente.
- e) Energizar controlador: Se refiere al energizado del controlador general del sistema, el cual se conecta al resto de componentes, siendo el controlador el que contiene la lógica de control para el funcionamiento del sistema.
- f) Obtener peso del paciente: Se refiere a medir el peso de la persona, incluyendo parte del exoesqueleto que la persona estaría levantando, la cual se empleará como parámetro del subsistema de control para controlar el sistema.
- g) Obtener posición del actuador: Se refiere a obtener la posición en la que se encuentra el actuador mecánico en un punto determinado, este parámetro será utilizado para el control del sistema.
- h) Obtener velocidad del actuador: Se refiere a medir la velocidad a la que se encuentra moviendo el actuador mecánico en un instante determinado, este parámetro será utilizado para el control del sistema.
- i) Obtener posición del paciente: Se refiere a obtener la posición vertical en la que se encuentra el paciente a medida que simula una marcha, este es el principal parámetro que será utilizado para corregirse por parte del sistema.
- j) Emitir alerta: Se refiere a notificar por algún medio a la persona encargada de la supervisión si se sobrepasan los límites permitidos de movimiento por motivo de seguridad del paciente.

Subsistema de control














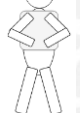









- a) Calibrar con información de referencia: Se refiere a obtener los parámetros necesarios de entrada los cuales se utilizarán como señal de control de referencia por parte del controlador, a través de un código, con la finalidad de retroalimentar al sistema y poder controlar de forma óptima el desplazamiento vertical deseado del paciente.
- b) Controlar sistema: Se refiere al proceso de controlar cada uno de los componentes mediante una lógica de control presente en el controlador, la cual obtiene información de los sensores para con ello poder modificar, a través de un actuador, el desplazamiento vertical del paciente siguiendo la posición del centro de gravedad y mediante una estrategia de control en lazo cerrado, poder llegar a posiciones óptimas de esta.
- c) Controlar actuador mecánico: Se refiere a controlar el movimiento del actuador mecánico utilizando un dispositivo, en el cual se encuentra un circuito de potencia y otro de control, para controlar la velocidad y posición del actuador a emplear, según sea requerido por el sistema.




















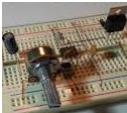

2.2.2. Matriz morfológica

Luego de haber desarrollado la estructura de funciones se procede a realizar la matriz morfológica en donde se presentan tres posibles soluciones al problema planteado. La matriz morfológica muestra las principales funciones parciales de los subsistemas mecánico, electrónico y de control, tal como se observa en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2: Matriz morfológica de alternativas del sistema

(Solución 1: →, Solución 2: ⇨, Solución 3: ⇩)

Funciones	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Sujetar al paciente	Arnés de seguridad 		
Mantener al paciente en suspensión	Actuador 	Contrapesas 	
Realizar acción de caminar por parte el paciente	Solo 	Ayuda externa 	
Generar potencia mecánica	Motor AC 	Motor DC 	Actuador lineal 
Transmitir potencia mecánica	Cadena 	Faja 	Engranajes 
Desplazar verticalmente al paciente	Rieles 	Cuerda 	
Liberar al paciente	Solo 	Asistido 	
Encender – Apagar sistema	Switch 	Pulsador 	
Energizar sensores	Conexión directa a la toma eléctrica 	Tablero de control 	Fuente switching 
Energizar controlador	Conexión directa a la toma eléctrica 	Tablero de control 	Fuente switching 

Energizar actuador	<p>Conexión directa a la toma eléctrica</p> 	<p>Tablero de control</p> 	<p>Batería</p> 
Obtener peso del paciente	<p>Balanza</p> 	<p>Sensor de fuerza</p> 	
Obtener posición del actuador	<p>Encoder lineal</p> 	<p>Encoder rotatorio absoluto</p> 	<p>Encoder rotatorio incremental</p> 
Obtener velocidad del actuador	<p>Encoder lineal</p> 	<p>Encoder rotatorio absoluto</p> 	<p>Encoder rotatorio incremental</p> 
Obtener posición del paciente	<p>Acelerómetro</p> 	<p>Sensor de posición lineal</p> 	<p>Sensor de distancia infrarrojo</p> 
Emitir alerta	<p>Buzzer</p> 	<p>Lámpara de emergencia</p> 	
Calibrar con información de referencia	<p>Fijar parámetros</p> 		
Controlar sistema	<p>Microcontrolador</p> 	<p>Procesador embebido</p> 	
Controlar actuador mecánico	<p>Control manual</p> 	<p>Driver</p> 	

2.2.3. Propuestas de solución

El sistema requiere controlar un actuador para levantar o descender carga a través de una cuerda. Por se presentan a continuación las propuestas de solución al sistema en base a las alternativas seleccionadas en la matriz morfológica:

a.- Solución 1:

En esta alternativa, mostrada en la Figura 2.3, se optará por un motor lineal con un eje de tipo tubular, el cual incrementa la interacción electromagnética que tiene lugar sobre el área total de 360 grados del eje, dando como resultado una solución de movimiento lineal de fuerza a volumen alta, a diferencia de un actuador lineal convencional. Este actuador se utilizará para realizar el desplazamiento vertical del paciente y el exoesqueleto, el cual tensionará la cuerda a través de una polea colocada arriba de la estructura de soporte del exoesqueleto.

Las señales de entrada del sistema serán recibidas por un microcontrolador a través de sensores, las cuales ingresarán a un sistema de control en lazo cerrado para controlar el actuador. Se utilizará un sensor de fuerza para medir la fuerza neta que debe aliviarse del peso del paciente, según lo especificado por el terapeuta, la cual se usa para el control vertical de la fuerza necesaria para mover la carga. Se empleará también, un sensor de posición lineal en la parte superior de la estructura, para medir el desplazamiento vertical de la carga y ser este retroalimentado en el sistema con tal de corregirlo y optimizar el desplazamiento vertical del paciente. Así mismo, mediante un zumbador (buzzer) se emitirá un sonido de alerta de desplazamiento vertical al alcanzar el máximo permitido.

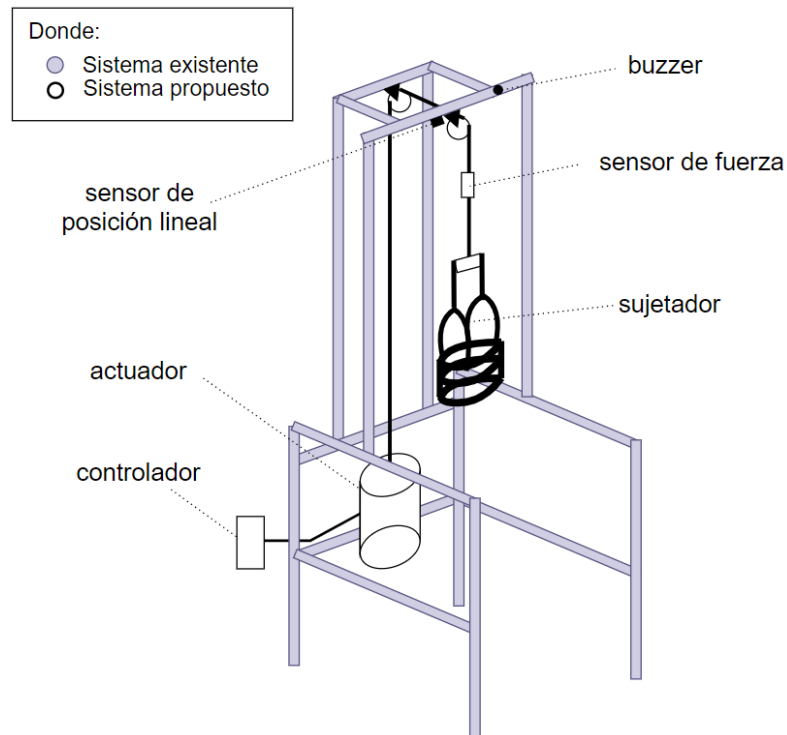


Fig. 2.3. Esbozo de alternativa de solución 1.

b.- Solución 2:

En esta alternativa, mostrada en la Figura 2.4, el sistema es impulsado por un motor eléctrico para implementar la fuerza para los pacientes ya que el motor tiene una respuesta más rápida, mayor precisión y menor costo en comparación con una unidad de cilindro. En este caso se optará por un motor AC para controlar el desplazamiento vertical del paciente y el exoesqueleto, de ser necesario, a través de un mecanismo de reducción unido mediante una cadena, el cual modificará la trayectoria del centro de gravedad del sistema en el plano frontal.

Las señales de entrada del sistema serán recibidas por un procesador embebido a través de sensores. Se empleará un sensor de distancia infrarrojo en la parte superior de la estructura, para medir la distancia a la que se va desplazando verticalmente el centro de gravedad del paciente a medida que ejecuta el proceso de marcha. El peso del paciente será registrado con ayuda adicional de una balanza, para conocer la fuerza que debería de entregar el motor para mantener al paciente en suspensión, aliviándolo parte de la carga y facilitar su rehabilitación. Además, se registrará la posición y velocidad angular del motor mediante un encoder absoluto, estas señales serán

ingresados como parámetros de entrada al sistema. Así mismo, se encenderá una bombilla LED y se detendrá el sistema en caso de que desplazamiento vertical alcance el máximo permitido.

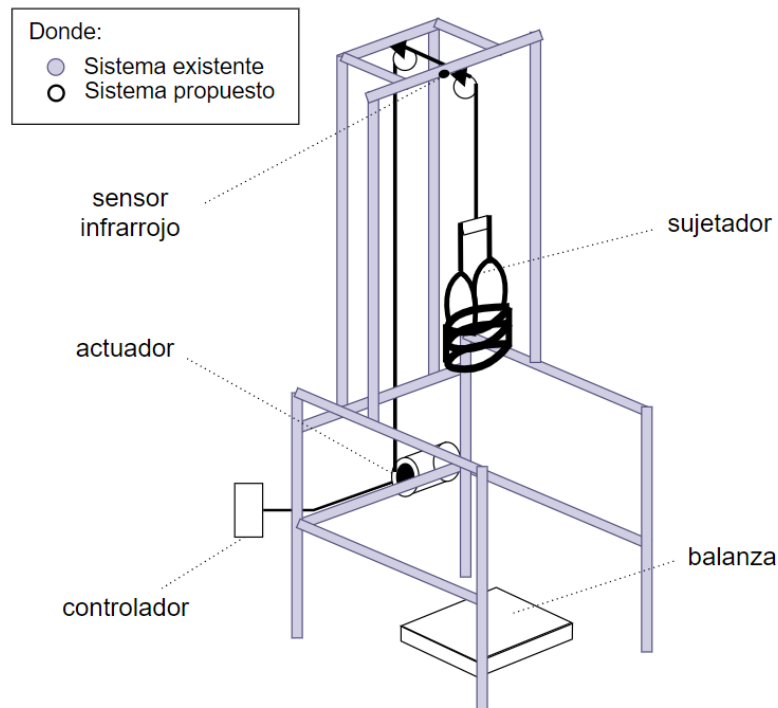


Fig. 2.4. Esbozo de alternativa de solución 2.

c.- Solución 3:

En esta alternativa, mostrada en la Figura 2.5, el sistema es impulsado por un motor, en este caso se optará por un motor DC para controlar el desplazamiento vertical, el cual puede funcionar a menor voltaje que un motor de corriente alterna además de ser más seguro, este motor tensionará la cuerda a través de una polea colocada arriba de la estructura de soporte del exoesqueleto. En caso se requiera un mecanismo de reducción de velocidad, se transmitirá la potencia mecánica a través de una faja.

Las señales de entrada del sistema serán recibidas por un microcontrolador embebido a través de sensores. Se empleará un acelerómetro de medida inercial, para registrar el desplazamiento y velocidad vertical del centro de masa, el cual irá variando a medida que el paciente ejecute la marcha y el motor vaya corrigiéndolo al ser este parámetro retroalimentado en el sistema de control. El acelerómetro es colocado en la parte inferior del arnés para registrar la posición en la que se encuentra, procesada por software

mediante el procesador del sistema. Además, se empleará un sensor de fuerza para conocer el peso del paciente y se contará con un encoder absoluto para conocer la posición y velocidad angular del motor, siendo estos parámetros de entrada que ingresarán a la lógica de control. Así mismo, mediante un zumbador se emitirá un sonido de alerta de desplazamiento vertical al alcanzar el máximo permitido.

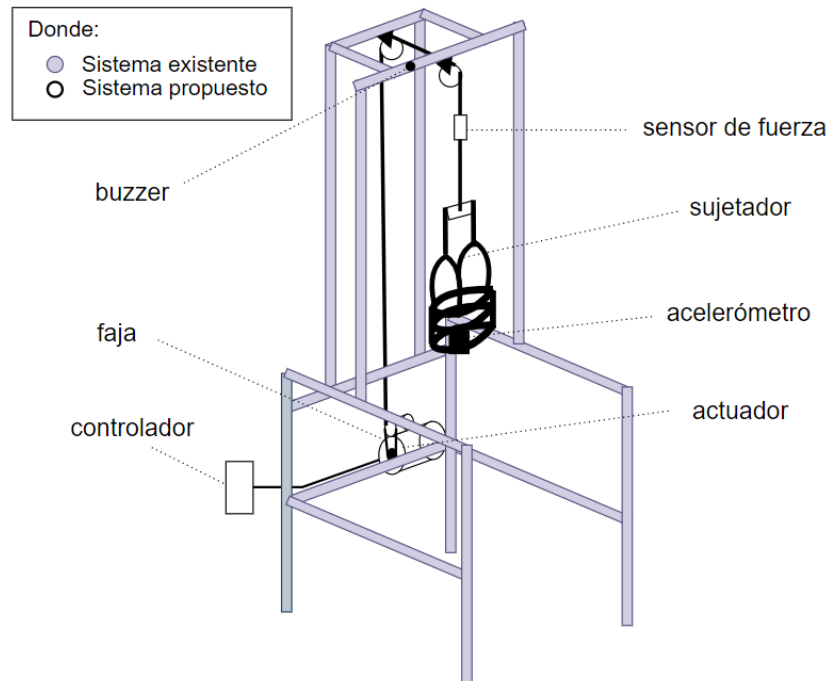


Fig. 2.5. Esbozo de alternativa de solución 3.

2.2.4. Evaluación técnico-económica

En base a las tres soluciones presentadas, se seguirá la norma VDI 2225 con la cual se procede a realizar el análisis técnico y el análisis económico de las mismas que permita determinar el concepto de solución óptimo para la implementación del sistema que resuelva el problema planteado.

Se procede a realizar una gráfica cartesiana en la que se ubican los 3 conceptos de solución correspondientes a las coordenadas obtenidas en la valoración técnica y en la económica, dichas coordenadas serán obtenidas a partir de los puntos (X_i, Y_i) . A continuación, se muestran en las tablas 2.4 y 2.5 las evaluaciones técnicas y económicas respectivamente de las alternativas de solución; además en la Figura 2.6

se presenta la representación de las soluciones ubicadas en el gráfico de valoración técnico – económica de las alternativas.

Tabla 2.4: Evaluación técnica de las alternativas.

Criterios de evaluación	g	Solución						Solución ideal	
		1		2		3		p	gp
Función principal	3	p	gp	p	gp	p	gp	4	12
Seguridad	3	3	9	3	9	3	9	4	12
Ergonomía	2	2	4	2	4	2	4	4	8
Geometría	2	2	4	2	4	2	4	4	8
Rapidez	2	2	4	3	6	3	6	4	8
Rigidez	3	3	9	2	6	2	6	4	12
Facilidad de manejo	2	2	4	2	4	2	4	4	8
Estabilidad	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Confiabilidad	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Complejidad	2	3	6	2	4	3	6	4	8
Posibilidad de automatización	3	3	9	3	9	3	9	4	12
Puntaje máximo Σp o Σgp	28		67		64		72		112
Valor técnico X_i			0.63		0.57		0.67		1

p: puntaje 0 a 4 (0 = No satisface, 1 = Poco aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Ideal).
g: peso ponderado.

Tabla 2.5: Evaluación económica de las alternativas.

Criterios de evaluación	g	Solución						Solución ideal	
		1		2		3		p	gp
Costo de componentes	2	p	gp	p	gp	p	gp	4	8
Fácil adquisición de componentes	3	3	9	3	9	3	9	4	12
Facilidad de montaje	3	2	6	3	9	3	9	4	12
Productividad	3	2	6	3	9	3	9	4	12
Costo de mantenimiento	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Costo de operación	3	2	6	3	9	3	9	4	12
Puntaje máximo Σp o Σgp	17		40		48		51		68
Valor económico Y_i			0.54		0.71		0.75		1

p: puntaje 0 a 4 (0 = No satisface, 1 = Poco aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Ideal).
g: peso ponderado.

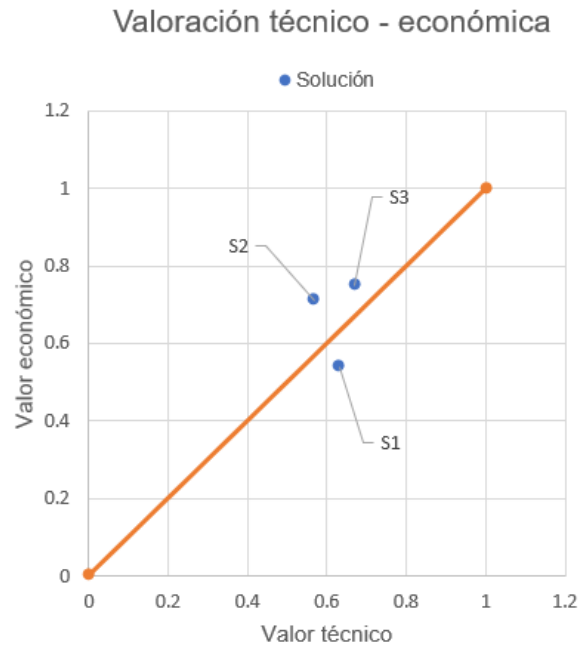


Fig. 2.6. Gráfico de valoración técnico - económica.

Finalmente se determina como el concepto de solución óptimo a aquella que esté por encima de 0.6 en el eje X e Y, y a su vez más cercana a la recta de pendiente 45° que representa el lugar geométrico ideal para un concepto de solución. De acuerdo a esto el concepto de solución óptimo viene a ser el de la solución 3, según el gráfico de valoración técnico - económico.

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO

En el presente capítulo se realizarán los cálculos del diseño mecánico del sistema de suspensión y control de desplazamiento vertical, necesarios para la selección de los componentes y materiales a usar, de forma que garanticen la seguridad de los usuarios y la estabilidad estructural del sistema propuesto en el capítulo anterior, es decir el concepto de solución óptimo elegido. Se describirán los componentes a utilizar con su respectivo criterio de selección, de igual manera se mostrarán los cálculos que conducen a verificar el dimensionamiento y resistencia del sistema.

3.1. Consideraciones preliminares

Es importante señalar que, para realizar el diseño del sistema de suspensión, se tiene en cuenta que es un sistema complementario, por lo que debe ser capaz de integrarse al exoesqueleto de rehabilitación PUCP, siendo este último un sistema más general, por lo que sus cualidades y consideraciones deberán ser tomadas como la base para el desarrollo del presente trabajo.

Se procederá a describir la estructura física, elementos de transmisión de potencia, elementos de unión, elementos soportantes entre otros; y posteriormente se realizará un análisis de resistencia apoyado en cálculos. Para ello se tomará como base el esbozo del diseño del sistema que se muestra en las Figuras 3.1, donde se presenta de manera

general la interacción entre el usuario y el sistema (Figura 3.1a), y el mecanismo de transmisión de potencia mecánica (Figura 3.1b).

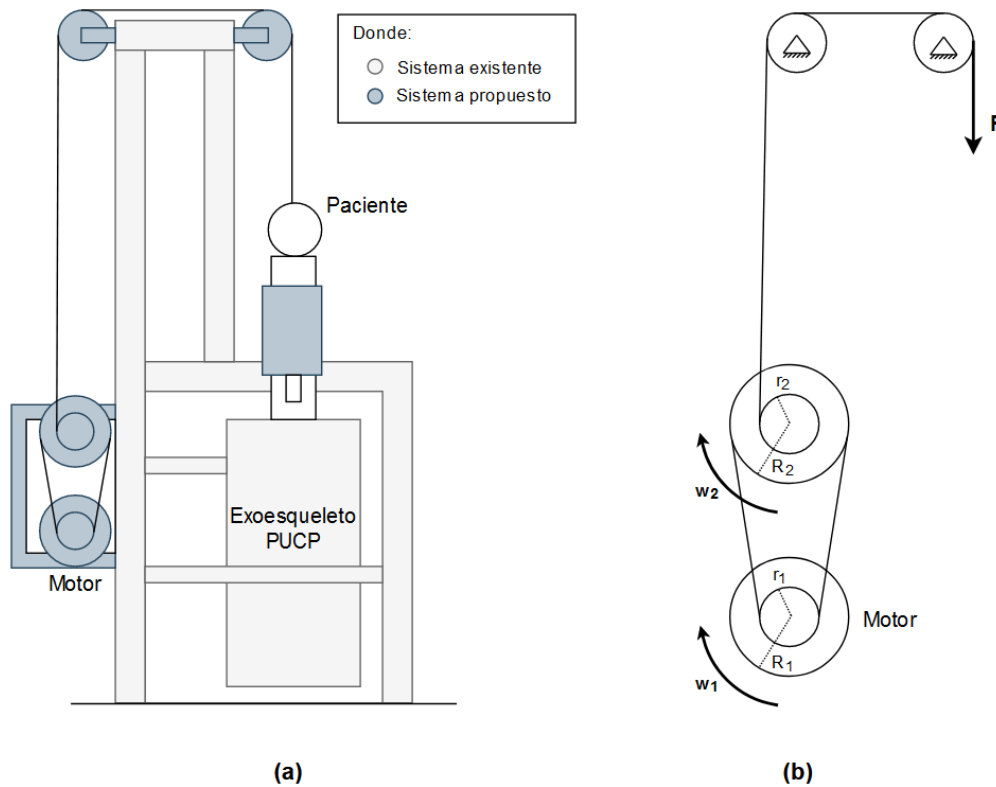


Fig. 3.1. (a) Representación de la interacción entre el usuario y el sistema, (b) Esquema de mecanismo de transmisión de carga propuesto.

3.2. Descripción de componentes mecánicos

A continuación, se presentan los elementos mecánicos que componen el sistema a diseñar para el sistema de control vertical. En las Figuras 3.2 y 3.3 se presentan los componentes mecánicos a usar para la transmisión de potencia y su interacción con el paciente.

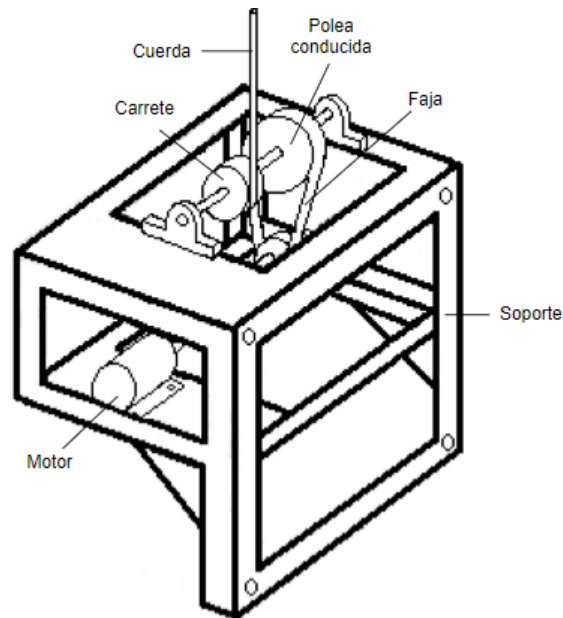


Fig. 3.2. Soporte del motor con mecanismos de transmisión de potencia.

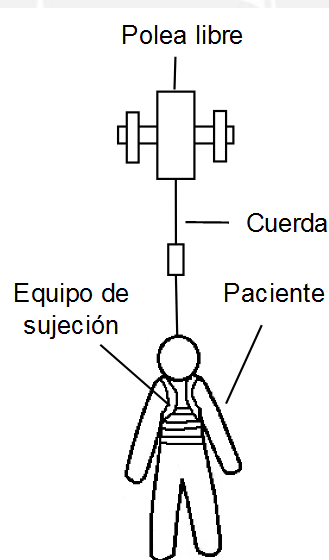


Fig. 3.3. Interacción del paciente con el sistema a diseñar.

- a) Poleas libres: Este tipo de polea cumple solamente la función de guiar la cuerda, la cual ira unida al cuerpo del paciente, y soportar el peso de las fuerzas producidas por el peso de la persona.
- b) Carrete: Este componente es una polea simple donde se enrollará o desenrollará la cuerda que carga a la persona. De igual forma, el carrete está unido rígidamente al eje donde se encuentra la polea conducida para que esta le transmita el movimiento de manera que no se produzca movimiento relativo entre ambos.

- c) Faja: Se utilizará una faja dentada para evitar el deslizamiento y sincronizar el movimiento de la polea conducida con la polea motriz. A diferencia de la faja plana, la faja dentada garantiza la sincronía con una polea si esta última sea dentada y tenga la misma longitud de paso.
- d) Polea conducida: Esta es una polea dentada que se encarga de recibir el movimiento transmitido por una polea motriz a través de una faja dentada, y transmitirlo al carrete que contiene la cuerda a enrollar con fin de modificar el desplazamiento en el tramo vertical de la cuerda.
- e) Polea motriz: Esta es una polea dentada que se encarga de transmitir el movimiento proveniente del motor eléctrico mediante un acoplamiento. Esta polea es dentada puesto que se empleará una faja dentada para transmitir dicho movimiento a la polea conducida.
- f) Equipo de sujeción: El equipo de sujeción se encarga de unir la persona al sistema por medio de un arnés conectado a la cuerda, por lo que debe ser capaz de soportar al menos una carga equivalente al peso de la persona. Este se coloca bordeando al paciente a la altura del abdomen por medio de hebillas garantizando su seguridad.
- g) Soporte de componentes mecánicos: Se diseña una estructura que sirva de soporte para los demás módulos mecánicos como los motores poleas y ejes que sea rígido y pueda mantenerse junto a la estructura de apoyo del exoesqueleto. Este módulo no debe de exceder los 20 kg.
- h) Unión polea motriz – eje de motor: La configuración de la unión entre los módulos como la polea motriz y el motor se dará mediante un acoplamiento para poder alinear los ejes de ambos, como se indica en la Figura 3.4. Se utilizará un acoplamiento rígido con la finalidad de evitar el movimiento relativo entre los ejes del motor y el de la polea motriz, y así se comporte como un eslabón, aumentando la eficiencia respecto a utilizar un acoplamiento flexible. El acoplamiento se ajusta mediante uniones atornilladas en el eje del motor y de igual forma en el eje de la polea garantizando su unión como se presentan en las Figuras 3.5 y 3.6.

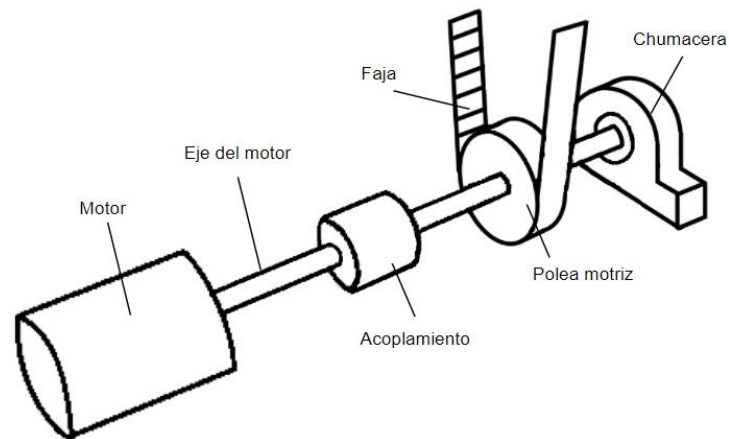


Fig. 3.4. Eje del motor unido al eje de la polea motriz.

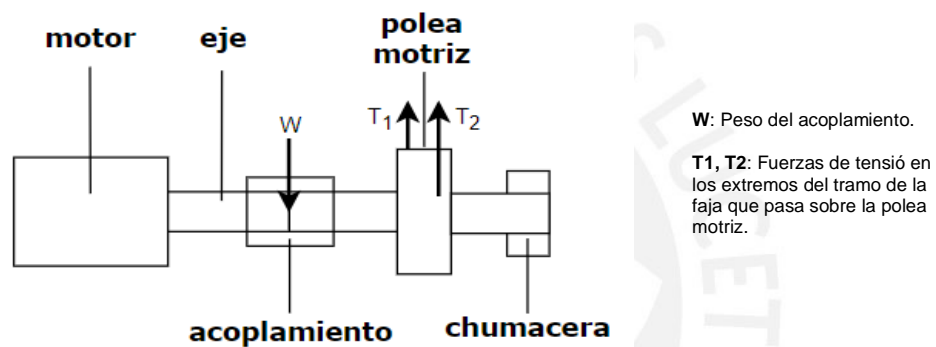


Fig. 3.5. Vista lateral del eje.

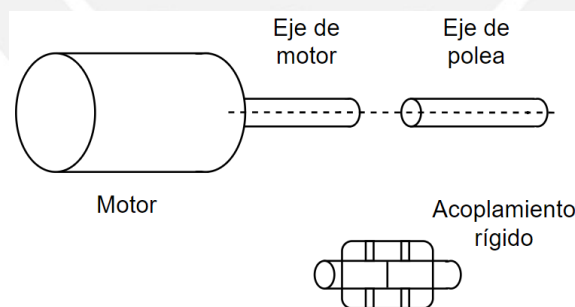


Fig. 3.6. Unión del eje del motor al eje de la polea por medio de un acoplamiento.

- i) Unión polea motriz- polea conducida: La unión entre la polea motriz y la polea conducida se da mediante una correa dentada, como se muestra en la Figura 3.7. Se debe garantizar la sincronía entre las poleas motriz y conducida evitando el deslizamiento debido a que se soportará una carga considerable, además de estar alternando su sentido de giro en horario y antihorario continuamente. La finalidad de

este sistema de transmisión es disminuir el torque entregado por parte del motor facilitando el proceso de selección al requerir un menor torque; sin embargo, este reduce la velocidad original entregada por el motor al pasar de una polea de menor radio a una de mayor radio.

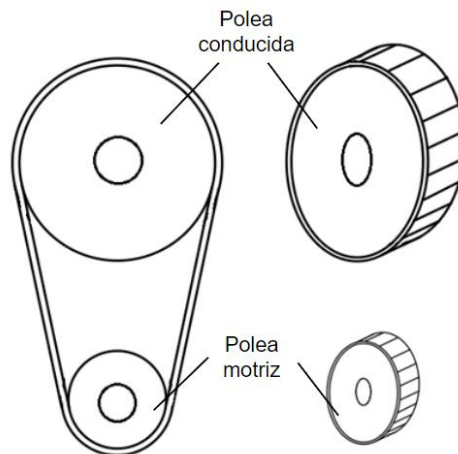


Fig. 3.7. Sincronización de poleas por medio de faja con tensores.

- j) Unión polea conducida- carrete: La unión entre el carrete y la polea conducida se dará a través de un eje, donde ambas poleas mantendrán un comportamiento rígido evitando el movimiento relativo entre estas. El eje será compartido por las poleas y a su vez irá montado sobre un par de apoyos en los extremos permitiendo su giro. El objetivo de esta configuración es incrementar el torque en el carrete para levantar la carga, pero a coste de velocidad. La unión de dichos elementos se muestra en la Figura 3.8. El eje del carrete y de la polea conducida son soportados por un par de chumaceras en los extremos tal como se muestra en la Figura 3.9.

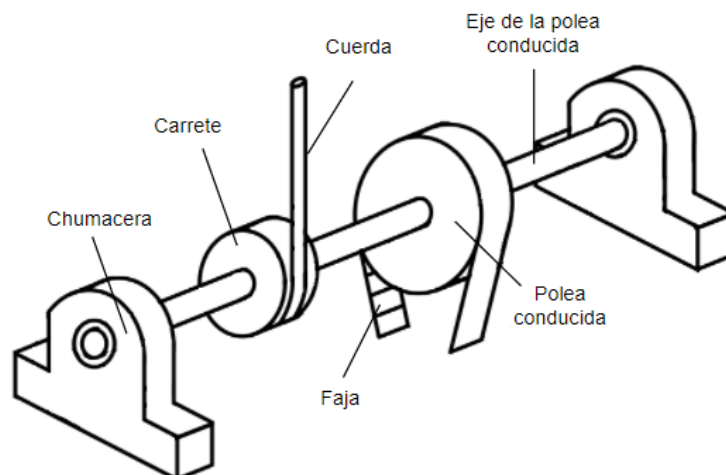


Fig. 3.8. Eje del carrete y la polea dentada.

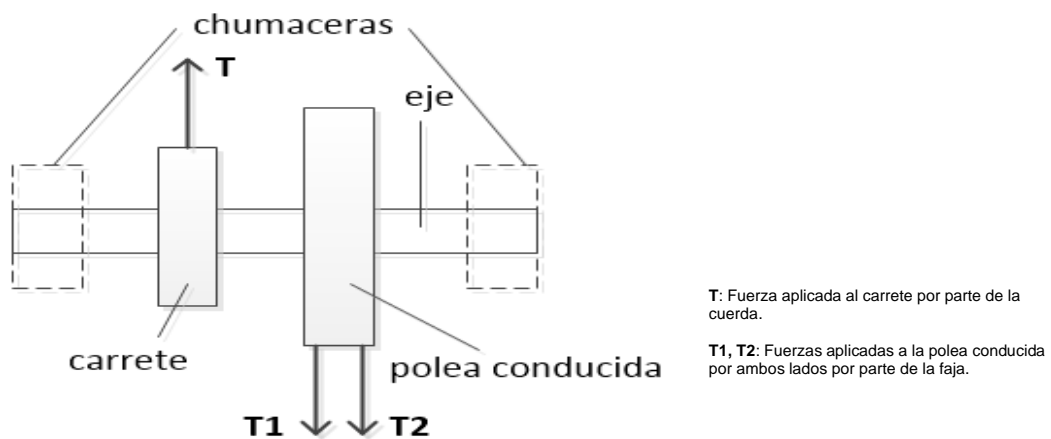


Fig. 3.9. Vista lateral del eje.

- k) Unión polea libre-soporte de polea: La polea libre irá sobre un eje por medio de rodamientos permitiendo su libre giro sobre este. El eje estará montado en dos soportes colocados simétricamente en sus extremos y sujetos mediante tuercas y arandelas. De igual forma los soportes de la polea irán sujetos a la estructura por medio de uniones atornilladas como se muestra en la Figura 3.10.

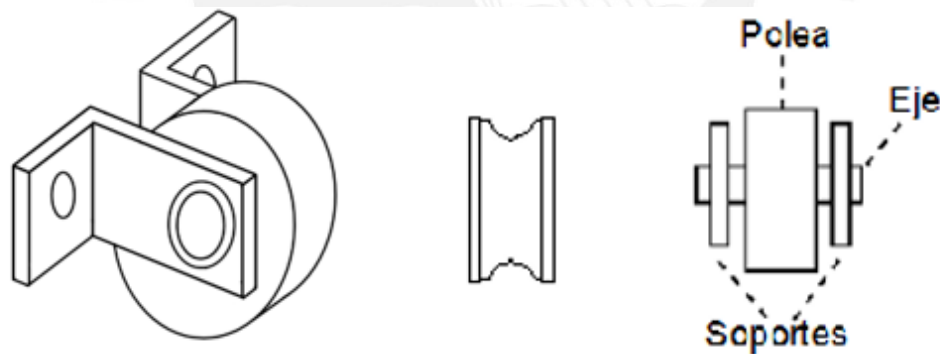


Fig. 3.10. Unión polea libre con soporte

3.3. Análisis de cargas

A. Cálculo de fuerzas actuantes

Los cálculos de las fuerzas actuantes se analizarán en la posición más crítica del sistema, donde se evaluará cuando la carga y la velocidad son los máximos permitidos. El movimiento de desplazamiento vertical del usuario puede ser representado como se

muestra en la Figura 3.11, teniendo en cuenta que la potencia mecánica (P) para levantar una carga F a una velocidad V viene dada por la Ecuación 3.1.

$$P = FV. \quad (3.1)$$

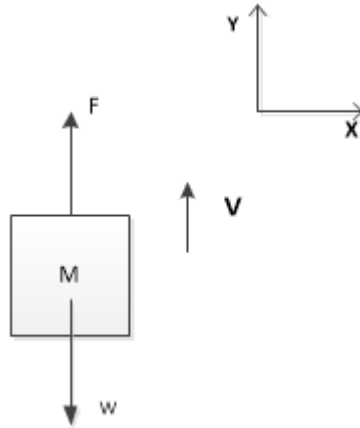


Fig. 3.11. Representación del movimiento de elevación de la carga.

Donde la masa total a cargar por parte del sistema es $M = 125 \text{ kg}$ y la velocidad máxima a la que se desplazará al paciente es $V = 0.05 \text{ m/s}$, considerando que la gravedad es 9.81 m/s^2 y reemplazando en la Ecuación 3.1 se obtiene la potencia mecánica de la carga $P = 61.31 \text{ W}$ para el sistema.

Se debe tener en cuenta la configuración que se muestra en la Figura 3.12 para el análisis de transmisión entre las poleas motriz y conducida a través de una faja. Entonces, aplicando relaciones cinemáticas de velocidad, a la Figura 3.12, se obtienen las Ecuaciones 3.2 y 3.3.

$$V = w_2 r_2, \quad (3.2)$$

$$w_1 r_1 = w_2 R_2. \quad (3.3)$$

Donde:

V : Velocidad de la cuerda [m/s],

w_1 : Velocidad angular de la polea motriz [rad/s],

w_2 : Velocidad angular de la polea conducida [rad/s],

r_1 : Radio de la polea motriz [m],

r_2 : Radio del carrete [m],

R_2 : Radio de la polea conducida [m].

En este caso se disponen los valores $r_2 = 0.015m$, $R_2 = 0.03m$, y $r_1 = 0.015m$. Entonces, reemplazando en las Ecuaciones 3.2 y 3.3. Se obtiene que $w_2 = 3.33rad/s$ y $w_1 = 6.67rad/s$ (Anexo A).

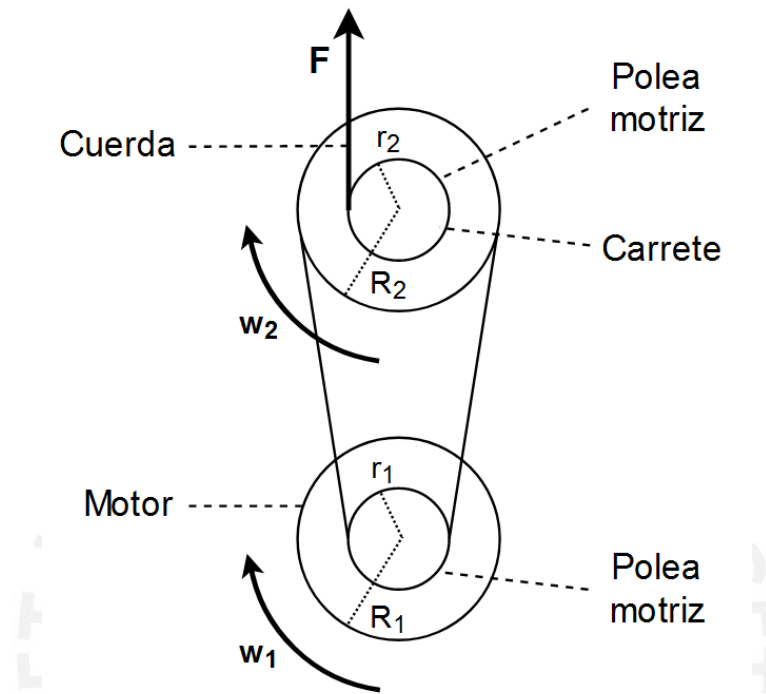


Fig. 3.12. Mecanismo de transmisión del motor a la polea mediante faja.

El torque necesario máximo a emplear (T) se obtiene con la Ecuación 3.4, reemplazando los valores de la potencia ($P = 61.31 W$) y la velocidad angular de la polea motriz ($w_1 = 6.67 rad/s$); con lo que se obtiene un valor de $9.19 Nm$, que es el momento necesario que permite mover la carga.

$$T = P/w_1 . \quad (3.4)$$

La potencia máxima se da en la fase de arranque hasta que se alcance una velocidad estable, para ello es necesario conocer el torque máximo que debe entregar el motor (T_m), el torque para mover la carga (T), el momento de inercia de la polea motriz respecto a su eje (J) y la aceleración angular en el eje del motor (α), las cuales se vinculan en la Ecuación 3.5. El intervalo de tiempo en el que se alcanza la velocidad angular del eje del motor (w_1) será de 0.5 segundos partiendo desde el reposo, por lo que la aceleración angular (α) se determina con la Ecuación 3.6.

$$T_m - T = J \alpha, \quad (3.5)$$

$$\alpha = \frac{\Delta w_1}{\Delta t}. \quad (3.6)$$

Reemplazando los valores $\Delta w_1 = 6.67 \text{ rad/s}$, $\Delta t = 0.5 \text{ s}$ en la Ecuación 3.6 se obtiene la aceleración angular $\alpha = 13.34 \text{ rad/s}^2$. En base a estos valores, se puede observar en la Figura 3.13 el perfil de velocidad del motor en un lapso desde que el motor acelera desde el reposo hasta alcanzar una velocidad constante.

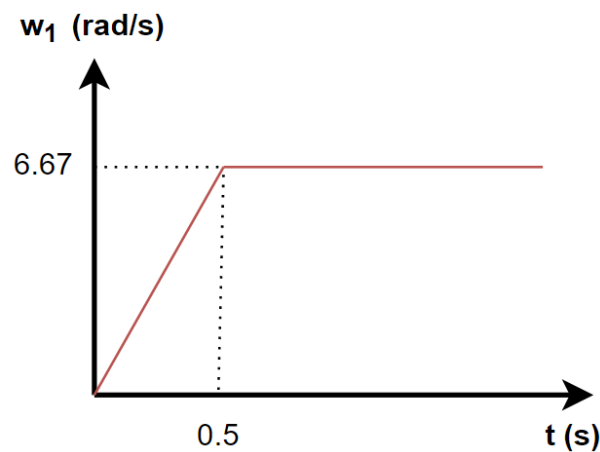


Fig. 3.13. Perfil de velocidad del motor.

Se considera la polea motriz como un cilindro hueco, cuyo momento de inercia respecto a su eje (J) depende de su masa (m_1), radio externo (r_1) y radio interno (r_i) tal como se muestra en la Ecuación 3.7.

$$J = \frac{1}{2} m_1 (r_1^2 + r_i^2). \quad (3.7)$$

Al reemplazar los valores $m_1 = 0.1 \text{ kg}$, $r_1 = 0.015 \text{ m}$, $r_i = 0.0075 \text{ m}$ en la Ecuación 3.7 se obtiene como resultado el momento de inercia de la polea respecto a su eje $J = 1.4 \times 10^{-5} \text{ kgm}^2$.

Luego, utilizando los valores previamente calculados ($T = 9.19 \text{ Nm}$, $J = 1.4 \times 10^{-5} \text{ kgm}^2$, $\alpha = 13.34 \text{ rad/s}^2$) en la Ecuación 3.5, se obtiene que el torque necesario en el arranque es $T_m = 9.2 \text{ Nm}$, siendo este el torque máximo. Con este torque (T_m) junto con la velocidad angular del motor (w_1) se determina la potencia máxima (P_{max}) usando la Ecuación 3.8.

$$P_{max} = T_m w_1. \quad (3.8)$$

Entonces, reemplazando los valores ($T_m = 9.2 \text{ Nm}$, $w_1 = 6.67 \text{ rad/s}$) en la Ecuación 3.8 se obtiene que la potencia máxima que necesitará el motor es $P_{max} = 61.364 \text{ W}$, la cual se utilizará de referencia para la posterior selección del motor.

A continuación, se realizará un estudio estático de las condiciones de equilibrio en el sistema, mediante un análisis cuando la velocidad de la carga se mantiene constante (ver Figura 3.14) por lo que en esta sección no se consideran las fuerzas inerciales.

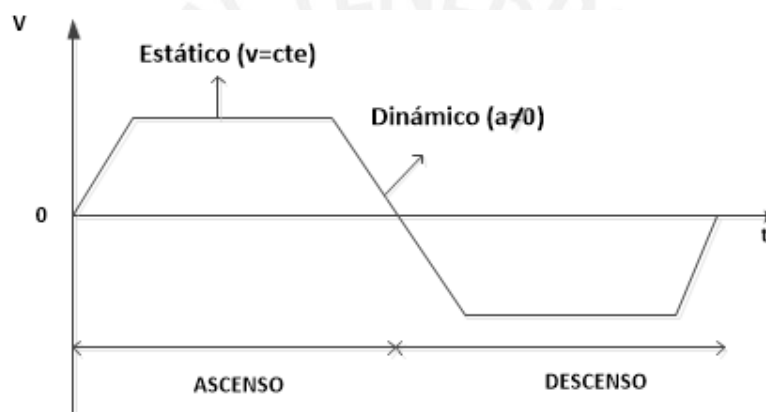


Fig. 3.14. Velocidad a la que se desplaza la carga en un tramo de tiempo.

Imponiendo al diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 3.15 las condiciones de equilibrio estático (sumatoria de fuerzas $\sum F_x$, $\sum F_y$ y sumatoria de momentos $\sum M_o$ en el punto O), se obtienen las Ecuaciones 3.9 a 3.11. De igual forma, del diagrama de cuerpo libre en la Figura 3.16 se obtienen las ecuaciones 3.12 a 3.14.

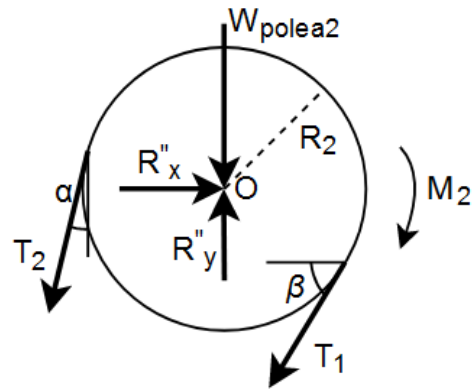


Fig. 3.15. Fuerzas en el eje de la polea conducida.

$$\sum M_o = 0 \rightarrow T_1 - T_2 = M_2/R_2, \quad (3.9)$$

$$\sum F_x = 0 \rightarrow R_x'' = T_2 \text{sen} \alpha + T_1 \text{cos} \beta, \quad (3.10)$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow R_y'' = T_2 \text{cos} \alpha + T_1 \text{sen} \beta + W_{\text{polea2}}. \quad (3.11)$$

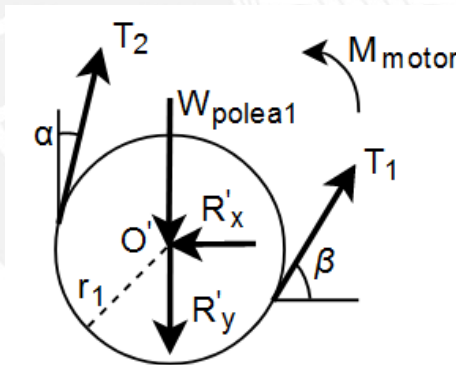


Fig. 3.16. Fuerzas en la polea motriz.

$$\sum M_{o'} = 0 \rightarrow M_{\text{motor}} = r_1 (T_1 - T_2), \quad (3.12)$$

$$\sum F_x = 0 \rightarrow R_x' = T_2 \cdot \text{sen} \alpha + T_1 \text{cos} \beta, \quad (3.13)$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow R_y' = T_2 \cdot \text{cos} \alpha + T_1 \cdot \text{sen} \beta - W_{\text{polea1}}. \quad (3.14)$$

Donde:

T_1, T_2 : Fuerzas de tracción por parte de la faja [N],

α : Ángulo de inclinación de la faja respecto al eje vertical [°],

β : Ángulo de inclinación de la faja respecto al eje horizontal [°],

r_1 : Radio de la polea motriz [m],

R_2 : Radio de la polea conducida [m],

W_{polea1} : Peso de la polea motriz [N],

W_{polea2} : Peso de la polea conducida [N],

M_{motor} : Torque entregado por el motor [Nm],

M_2 : Momento de la polea conducida [Nm],

R_x' : Fuerza de reacción en el eje x sobre el centro de la polea motriz [N],

R_y' : Fuerza de reacción en el eje y sobre el centro de la polea motriz [N],

R_x'' : Fuerza de reacción en el eje x sobre el centro de la polea conducida [m/s],

R_y'' : Fuerza de reacción en el eje y sobre el centro de la polea conducida [N].

Entonces, para la geometría asumida se tienen los siguientes valores $\alpha = 21^\circ$, $\beta = 60^\circ$, $r_1 = 15$ m y $W_{polea1} = 0.45$ N, y para una tensión en la faja mayor a la mínima recomendada $T_2 = 100$ N ($T > 60$ N), reemplazando en las Ecuaciones 3.4 y 3.9 a 3.13 se obtiene los siguientes resultados de carga,

$$\begin{array}{ll} T_1 = 713.33 \text{ N}, & T_2 = 100 \text{ N}, \\ R_y' = 710.71 \text{ N}, & R_x' = 392.47 \text{ N}, \\ R_y'' = 712.62 \text{ N}, & R_x'' = 392.47 \text{ N}. \end{array}$$

B. Cálculo del eje de la polea conducida

En base a las cargas máximas en los ejes se realiza el análisis de fluencia y fatiga usando el diagrama de cuerpo libre del eje que se muestra en la Figura 3.17.

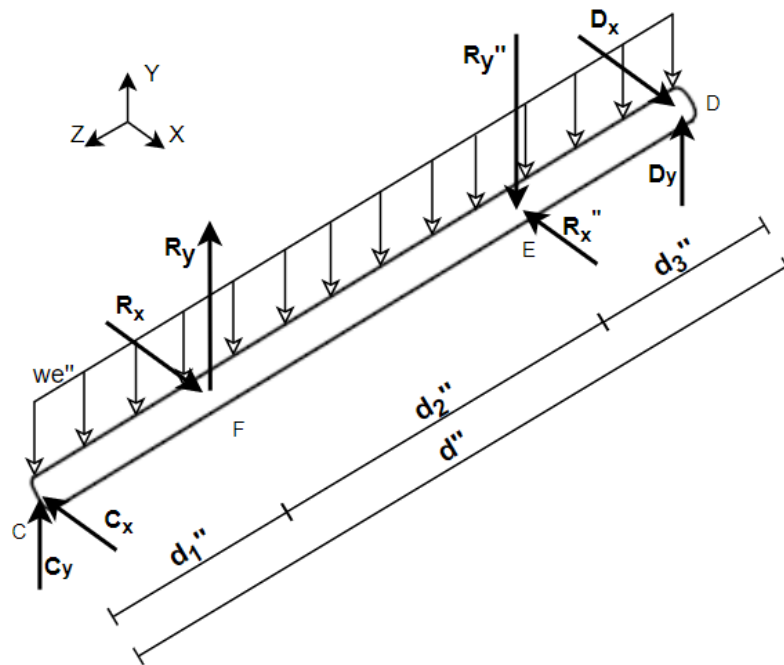


Fig. 3.17. Fuerzas que actúan sobre el eje de la polea conducida.

En base a la Figura 3.17 se definen las siguientes variables,

- C_x representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto C en el eje X (N).
- C_y representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto C en el eje Y (N).
- D_x representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto D en el eje X (N).
- D_y representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto D en el eje Y (N).
- R_x representa la fuerza de reacción por parte del carrete en el eje X (N).
- R_y representa la fuerza de reacción por parte del carrete en el eje Y (N).
- R_x'' representa la fuerza de reacción por parte de la polea conducida en el eje X (N).
- R_y'' representa la fuerza de reacción por parte de la polea conducida en el eje Y (N).
- w_e'' representa el peso del eje distribuido longitudinalmente (N).
- d_1'' , d_2'' , d_3'' representan las distancias entre los puntos C, F, E y D. (m).
- d'' representa la longitud total del eje (m).

Luego, Imponiendo las condiciones de equilibrio estático al diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 3.17 se obtienen en el plano YZ las Ecuaciones 3.15 y 3.16, y en el plano XZ las Ecuaciones 3.17 y 3.19. En donde $\sum F$ representa la suma de fuerzas en un eje, y $\sum M$ representa la suma de momentos respecto a un punto en el eje X.

$$\Sigma M_c = 0 : R_y (d_1'') + D_y (d'') = R_y'' (d_1'' + d_2'') + we'' (d'') \left(\frac{d''}{2}\right), \quad (3.15)$$

$$\Sigma F_y = 0 : R_y + D_y = R_y'' + we'' (d''), \quad (3.16)$$

$$\Sigma M_{C'} = 0 : D_x (d'') = R_x' (d_1'' + d_2''), \quad (3.17)$$

$$\Sigma F_x = 0 : R_x'' = C_x + D_x. \quad (3.18)$$

En este caso, para las Ecuaciones 3.15 a 3.18 se conocen las siguientes variables,

$$\begin{aligned} R_y &= 1225.05 \text{ N}, & R_y'' &= 712.62 \text{ N}, & we'' &= 13.6 \text{ N/m}, \\ d_1'' &= 0.035 \text{ m}, & d_2'' &= 0.077 \text{ m}, & d_3'' &= 0.03 \text{ m}, & d'' &= 0.142 \text{ m}. \end{aligned}$$

Por lo que reemplazando en las Ecuaciones del 3.15 al 3.18 se obtienen las reacciones en los puntos D ($D_y = 261.06 \text{ N}$ y $D_x = 309.556 \text{ N}$) y C ($C_y = 771.56 \text{ N}$ y $C_x = 82.92 \text{ N}$)

Se desarrolla los diagramas de fuerzas internas del eje en los planos YZ y XZ como se muestran en las Figuras 3.18 y 3.1 respectivamente. A través de estos diagramas se determina la sección donde se presentan los máximos esfuerzos. En este caso, y considerando que el componente es de sección uniforme, se observa que la sección crítica es la que se encuentra a 0,035 m del extremo izquierdo.

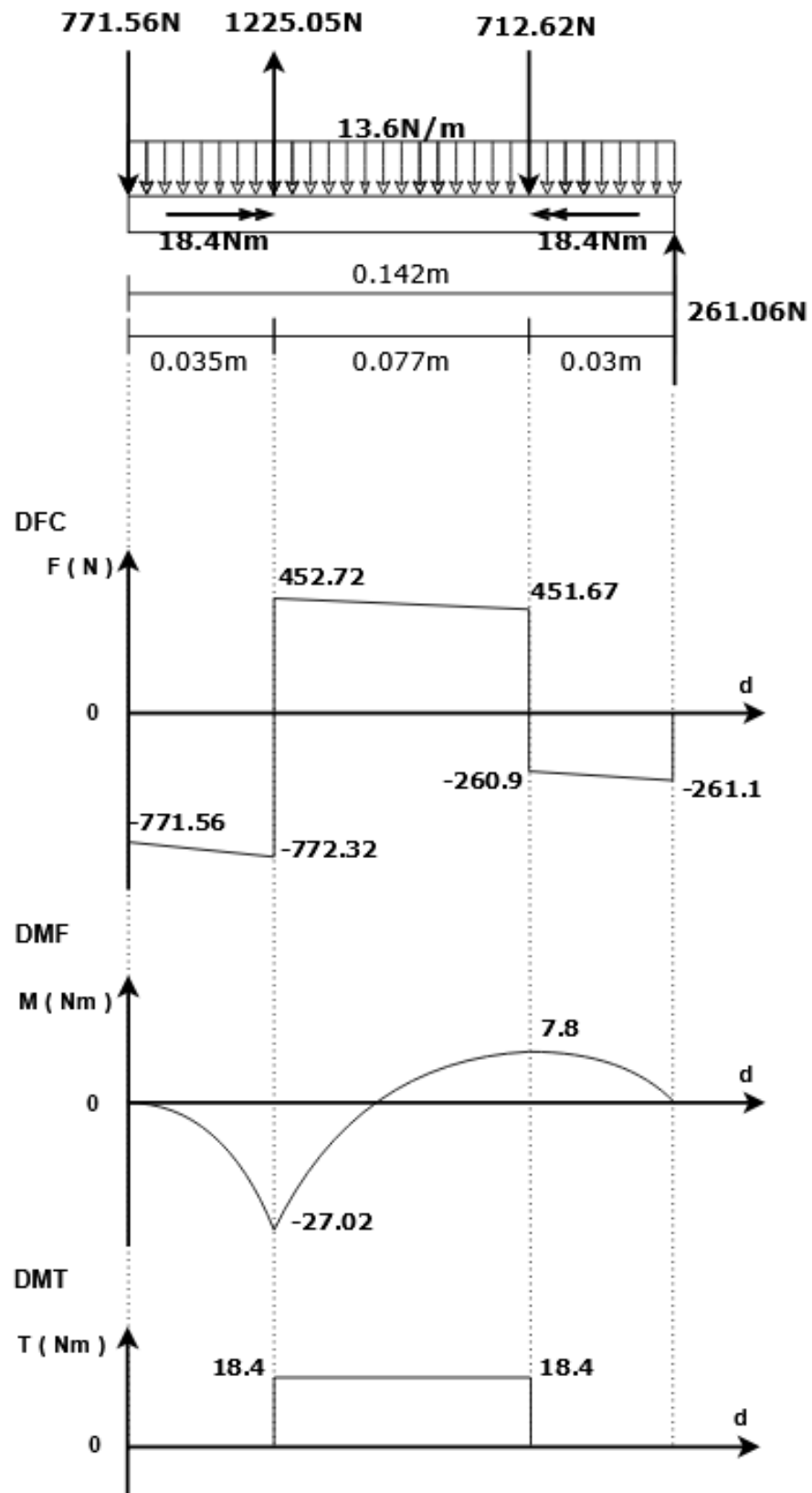


Fig. 3.18. Diagramas de fuerza cortante (DFC), momento flector (DMF) y momento torsor (DMT) en el plano YZ.

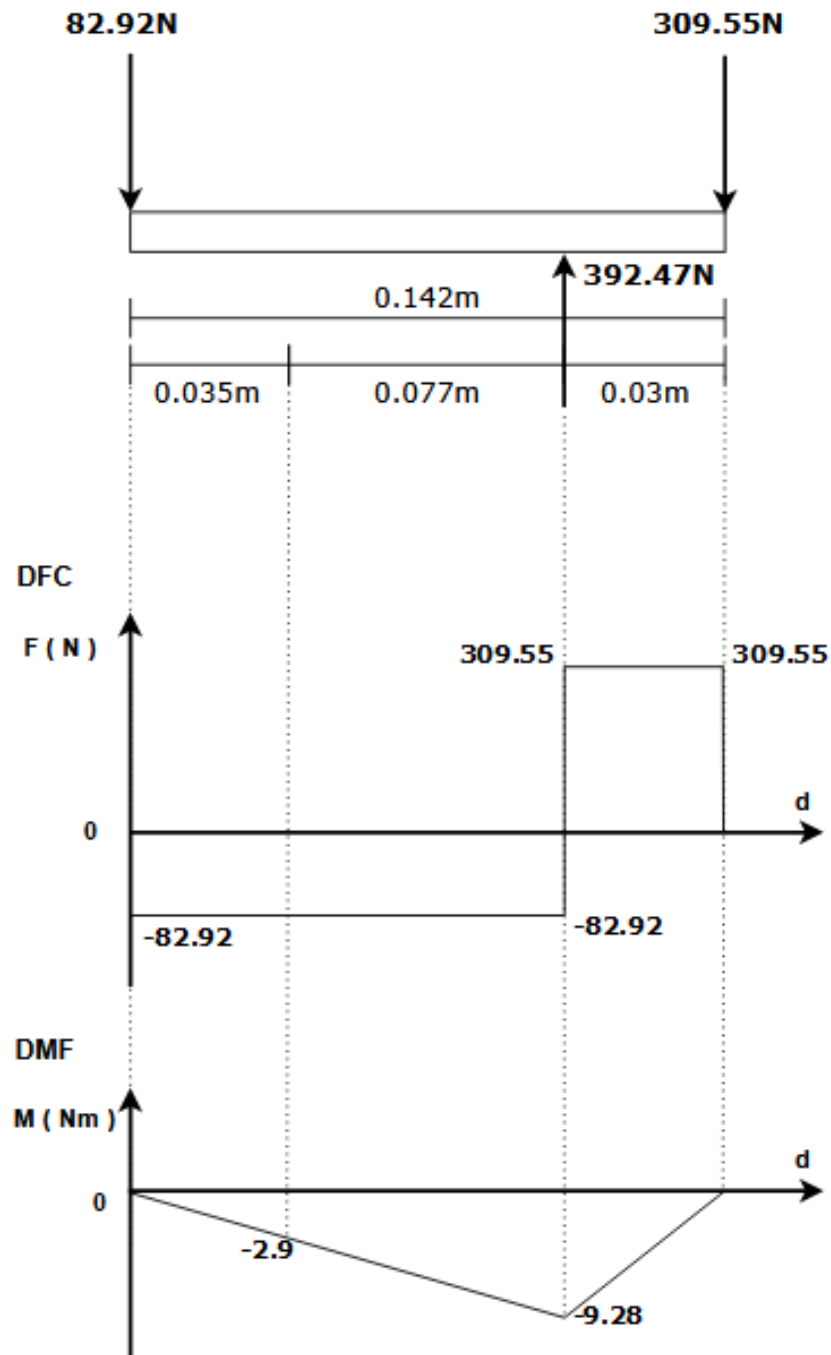


Fig. 3.19. Diagramas de fuerza cortante (DFC) y momento flector (DMF) en el plano XZ.

Por lo tanto, para la sección identificada como más crítica, se analizará si las dimensiones y el material seleccionado para el diseño del eje son los adecuados y, por lo tanto, soportan las condiciones de carga. Para el análisis se tomará en cuenta la resultante de las fuerzas y momentos de ambos planos analizados. Los máximos esfuerzos para la sección crítica debido a las cargas internas son los siguientes,

- Esfuerzo normal debido a la fuerza normal: $\sigma_n = \frac{F}{A} = \frac{0}{1.77 \times 10^{-4}} = 0 \text{ MPa}.$
- Esfuerzo normal debido a la flexión: $\sigma_f = \frac{M_f \cdot r}{I} = \frac{(\sqrt{27.02^2 + 2.9^2}) \times 0.0075}{2.48 \times 10^{-9}} = 82.18 \text{ MPa}.$
- Esfuerzo cortante debido a la torsión: $\tau_t = \frac{T \cdot r}{J} = \frac{18.4 \times 0.0075}{4.97 \times 10^{-9}} = 27.77 \text{ MPa}.$
- Esfuerzo cortante debido a la fuerza cortante: $\tau_c = \frac{V}{A} = \frac{\sqrt{772.32^2 + 82.92^2}}{1.77 \times 10^{-4}} = 4.39 \text{ MPa}.$

En el caso de los ejes se utilizará como material AISI/SAE 1045 el cual tiene las propiedades mecánicas mostradas en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Propiedades mecánicas del AISI/SAE 1045.

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Densidad	ρ	kg/m ³	7850
Resistencia máxima a la tracción	σ_B	MPa	650
Resistencia a la fluencia	σ_F	MPa	390
Resistencia pulsante a tracción-compresión	σ_{Pul}	MPa	390
Resistencia alternante a tracción-compresión	σ_{Alt}	MPa	290
Resistencia pulsante a flexión	$\sigma_f \text{ Pul}$	MPa	530
Resistencia alternante a flexión	$\sigma_f \text{ Alt}$	MPa	350
Resistencia pulsante a torsión	$\tau_t \text{ Pul}$	MPa	210
Resistencia alternante a torsión	$\tau_t \text{ Alt}$	MPa	170
Módulo de Elasticidad	E	MPa	2,1x10 ⁵
Módulo de Poisson	ν	--	0.3

a) Análisis de resistencia a la fluencia: En este caso, y aplicando el método del esfuerzo equivalente de Von Mises (Ecuación 3.19) para los valores anteriormente determinados, se obtiene un esfuerzo normal equivalente de $\sigma_{eq} = 99.28 \text{ MPa}.$

$$\sigma_{eq} = \sqrt{(\sigma_f + \sigma_n)^2 + 3(\tau_t + \tau_c)^2}. \quad (3.19)$$

El factor de seguridad a la fluencia viene dado por la Ecuación 3.20.

$$\sigma_{eq} \leq \frac{\sigma_F}{FS}. \quad (3.20)$$

Por lo que, reemplazando el valor de resistencia a la fluencia ($\sigma_F = 390 \text{ MPa}$) en la Ecuación 3.20, se obtiene un factor de seguridad a la fluencia FS de aproximadamente 4,0. Valor que garantiza un adecuado funcionamiento sin riesgo de falla mecánica por carga.

b) Análisis de resistencia a la fatiga: En este caso, el eje se encuentra sometido a esfuerzos variables teniendo un comportamiento pulsante, por lo que los esfuerzos medio y alternante son los siguientes,

Esfuerzo medio:
$$\sigma_{fm} = \frac{\sigma_s + \sigma_i}{2} = \frac{82.18 + 0}{2} = 41.09 \text{ MPa},$$

$$\tau_{fm} = \frac{\sigma_s + \sigma_i}{2} = \frac{27.77 + 4.39}{2} = 16.08 \text{ MPa}.$$

Esfuerzo alternante:
$$\sigma_a = \frac{\sigma_s - \sigma_i}{2} = \frac{82.18 - 0}{2} = 41.09 \text{ MPa},$$

$$\tau_a = \frac{\sigma_s - \sigma_i}{2} = \frac{27.77 - 4.39}{2} = 11.69 \text{ MPa}.$$

Donde σ_s es el esfuerzo mayor y σ_i el esfuerzo menor correspondientes a los esfuerzos normales (σ_n, σ_f) y los esfuerzos cortantes (τ_t, τ_c).

El esfuerzo equivalente medio σ_{meq} se obtiene usando la Ecuación 3.21, resultando el valor de 49.64 MPa.

$$\sigma_{meq} = \sqrt{(\sigma_{fm})^2 + 3(\tau_{fm})^2}. \quad (3.21)$$

En este análisis los factores que afectan la resistencia a la fatiga son,

- Factor efectivo de concentración de esfuerzos: $\beta_k = 1$ Sin cambio de sección
- Coeficiente de superficie: $R_z = 3.2 \Rightarrow c_s = 0.98$
- Coeficiente de tamaño: $D = 30 \text{ mm} \Rightarrow c_t = 0.8$
- Coeficiente de temperatura: Temperatura de trabajo $25^\circ\text{C} \Rightarrow c_{temp} = 1$
- Coeficiente de carga: Esfuerzo de flexión y torsión $\Rightarrow c_{carg} = 1$
- Coeficiente de confiabilidad: Confiabilidad del 50% $\Rightarrow c_c = 1$

El esfuerzo equivalente alternante σ'_{aeq} , aplicando el método de esfuerzo equivalente de Von Mises, se obtiene usando los valores anteriores en las Ecuación 3.22 a 3.24 (donde $\sigma'_{fa} = 52.41MPa$, $\tau'_{fa} = 20.51MPa$), resultando el valor de 63.32 MPa.

$$\text{Flexión: } \sigma'_{fa} = \left(\frac{\beta_k}{c_s c_t c_{temp} c_{carg} c_c} \right) \cdot \sigma_{fa} \quad (3.22)$$

$$\text{Torsión: } \tau'_{fa} = \left(\frac{\beta_k}{c_s c_t c_{temp} c_{carg} c_c} \right) \cdot \tau_{fa} \quad (3.23)$$

$$\sigma'_{aeq} = \sqrt{(\sigma'_{fa})^2 + 3(\tau'_{fa})^2} \quad (3.24)$$

Finalmente, el factor de seguridad se obtiene usando la Ecuación 3.25

$$FS_{Mf} = \left(\frac{\sigma_{meq}}{\sigma_B} + \frac{\sigma'_{aeq}}{\sigma_{Alt}} \right)^{-1} \quad (3.25)$$

Por lo que, reemplazando en la Ecuación 3.25 los valores obtenidos, así como los correspondientes datos de la Tabla 3.1, se obtiene un factor de seguridad a la fatiga de aproximadamente 3.4. Valor que también garantiza un adecuado funcionamiento si riesgo de falla mecánica por carga.

C. Cálculo del eje de la polea motriz

En base al esquema de la Figura 3.4 y las cargas máximas en los ejes (ver Tabla 3.1), se realiza un análisis estático y posteriormente de fatiga usando el diagrama de cuerpo libre del eje que se muestra en la Figura 3.20 en el que,

- A_x representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto A en el eje X (N).
- A_y representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto A en el eje Y (N).
- B_x representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto B en el eje X (N).
- B_y representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto B en el eje Y (N).
- R_x' representa la fuerza de reacción por parte de la polea motriz en el eje X (N).
- R_y' representa la fuerza de reacción por parte de la polea motriz en el eje Y (N).
- w_e' representa el peso del eje distribuido longitudinalmente (N).
- W_{acop} representa el peso del acoplamiento (N).

- d'_1, d'_2, d'_3 representan las distancias entre los puntos A, P, Q y B (m).
- d' representa la longitud total del eje (m).

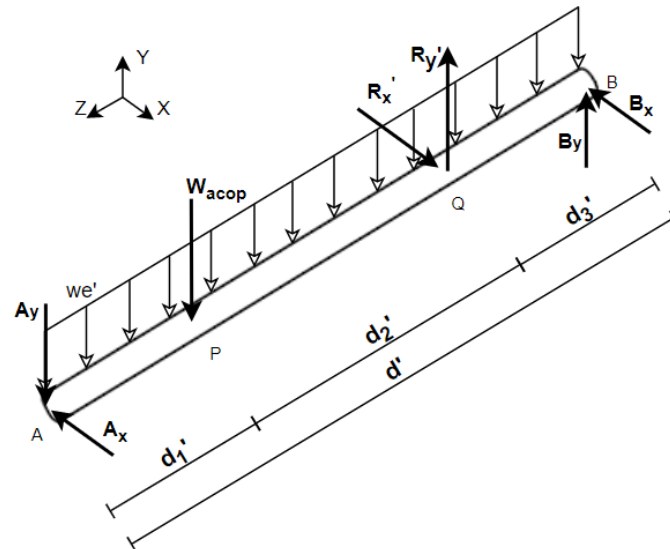


Fig. 3.20. Fuerzas que actúan sobre el eje de la polea motriz.

Imponiendo las condiciones de equilibrio al diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 3.20 se obtienen en el plano YZ las Ecuaciones 3.26 y 3.27, y en el plano XZ las ecuaciones 3.28 y 3.29. En donde $\sum F$ representa la suma de fuerzas en un eje, y $\sum M$ representa la suma de momentos respecto a un punto en el eje X.

$$\sum M_A = 0: \quad W_{acop}(d'_1) + we'(d')\left(\frac{d'}{2}\right) + B_y(d') = R_{y'}(d'_1 + d'_2), \quad (3.26)$$

$$\sum F_y = 0: \quad R_{y'} = W_{acop} + A_y + B_y + we'(d'), \quad (3.27)$$

$$\sum M_{A'} = 0: \quad B_x(d') = R_{x'}(d'_1 + d'_2), \quad (3.28)$$

$$\sum F_x = 0: \quad R_{x'} = A_x + B_x. \quad (3.29)$$

En este caso, se conocen las siguientes variables para las Ecuaciones 3.26 a 3.29,

$$\begin{aligned} R_{y'} &= 712.62 \text{ N}, & R_{x'} &= 392.47 \text{ N}, & we' &= 13.6 \text{ N/m}, & W_{acop} &= 5.24 \text{ N}, \\ d_2'' &= 0.089 \text{ m}, & d_1'' &= 0.037 \text{ m}, & d_3'' &= 0.03 \text{ m}, & d' &= 0.156 \text{ m}. \end{aligned}$$

Por lo que reemplazando en las Ecuaciones del 3.26 a 3.29 se obtienen las reacciones en los puntos A ($A_y = 131.62 \text{ N}$ y $A_x = 75.47 \text{ N}$) y B ($B_y = 571.73 \text{ N}$ y $B_x = 317 \text{ N}$).

Con las fuerzas obtenidas, en las Figuras 3.21 y 3.22 se muestran los diagramas de fuerzas internas en el eje en los planos YZ y XZ respectivamente. A través de estos diagramas se determina la sección donde se presentan los máximos esfuerzos. En este caso, y considerando que el componente es de sección uniforme, se observa que la sección crítica es la que se encuentra a 0.03 m del extremo derecho.

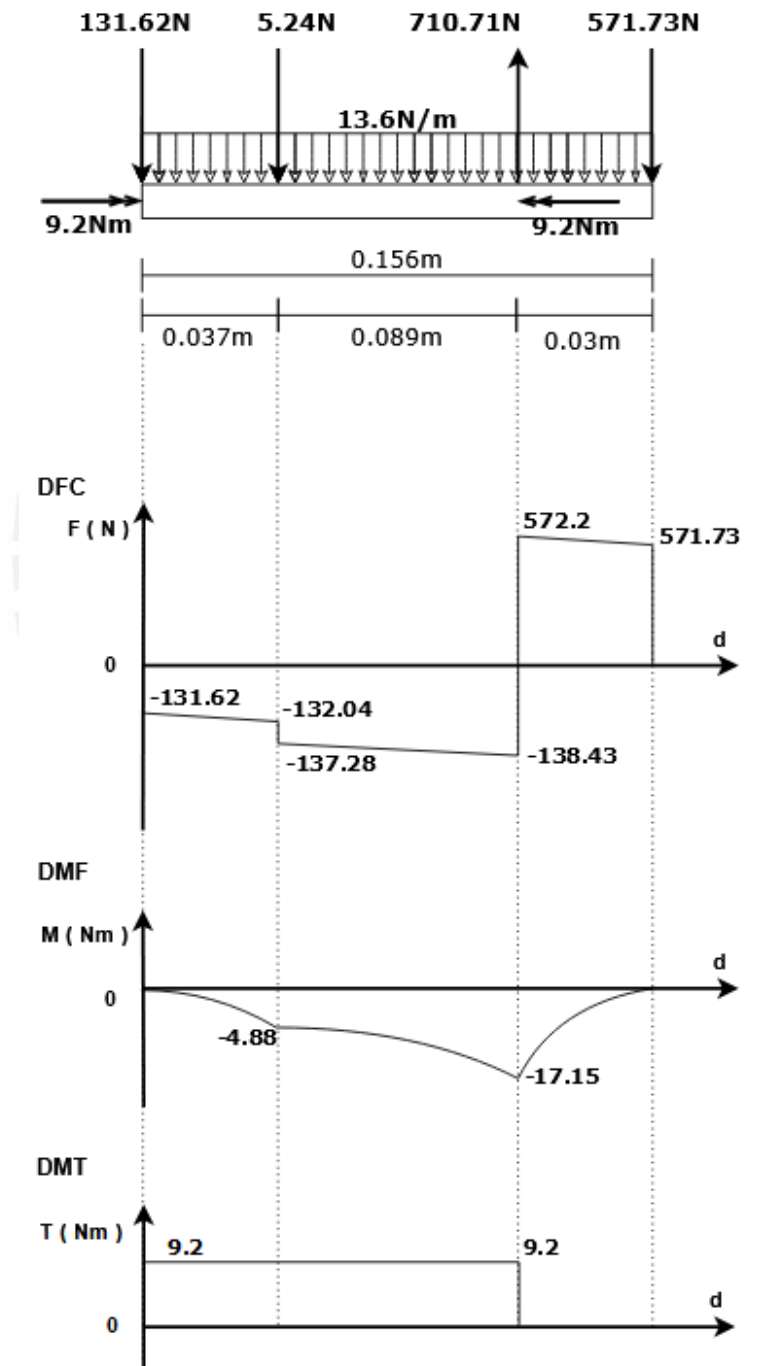


Fig. 3.21. Diagramas de fuerza cortante (DFC), momento flector (DMF) y momento torsor (DMT) en el plano YZ.

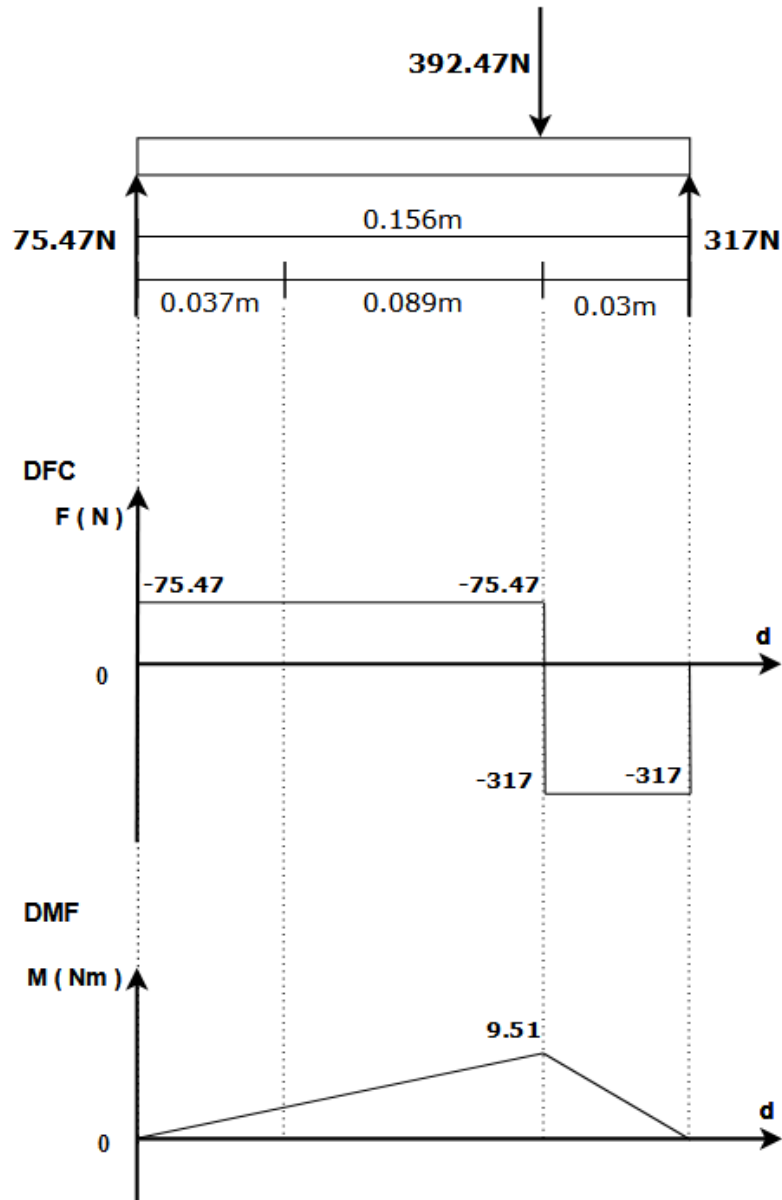


Fig. 3.22. Diagramas de fuerza cortante (DFC) y momento flector (DMF) en el plano XZ.

A continuación, para la sección identificada como la más crítica, se analizará si las dimensiones y el material seleccionado para el diseño del eje son los adecuados y, por lo tanto, soportan las condiciones de carga. Para el análisis se tomará en cuenta la resultante de las fuerzas y momentos de ambos planos analizados. Los máximos esfuerzos para la sección crítica debido a las cargas internas son los siguientes,

- Esfuerzo normal debido a la fuerza normal: $\sigma_n = \frac{F}{A} = \frac{0}{1.77 \times 10^{-4}} = 0 \text{ MPa}$.

- Esfuerzo normal debido a la flexión: $\sigma_f = \frac{M_f \cdot r}{I} = \frac{(\sqrt{17.15^2 + 9.51^2}) \times 0.0075}{2.48 \times 10^{-9}} = 59.31 \text{ MPa.}$
- Esfuerzo cortante debido a la torsión: $\tau_t = \frac{T \cdot r}{J} = \frac{9.2 \times 0.0075}{4.97 \times 10^{-9}} = 13.88 \text{ MPa.}$
- Esfuerzo cortante debido a la fuerza cortante: $\tau_c = \frac{V}{A} = \frac{\sqrt{572.2^2 + 317^2}}{1.77 \times 10^{-4}} = 3.7 \text{ MPa.}$

Con estos valores, y siguiendo el mismo procedimiento que el caso del eje de la polea conducida, los factores de seguridad para el eje de la polea motriz serán aproximadamente de 5.9 para fluencia y de 5.4 para fatiga. Estos valores garantizan un adecuado funcionamiento sin riesgo de falla mecánica por carga.

3.4. Diseño y selección de componentes

A continuación, se procede a la selección de los componentes mecánicos y de generación de potencia que permitirán el funcionamiento del sistema. Para esto nos referiremos a la Figura 3.23, en la que se muestran los componentes a diseñar o seleccionar.

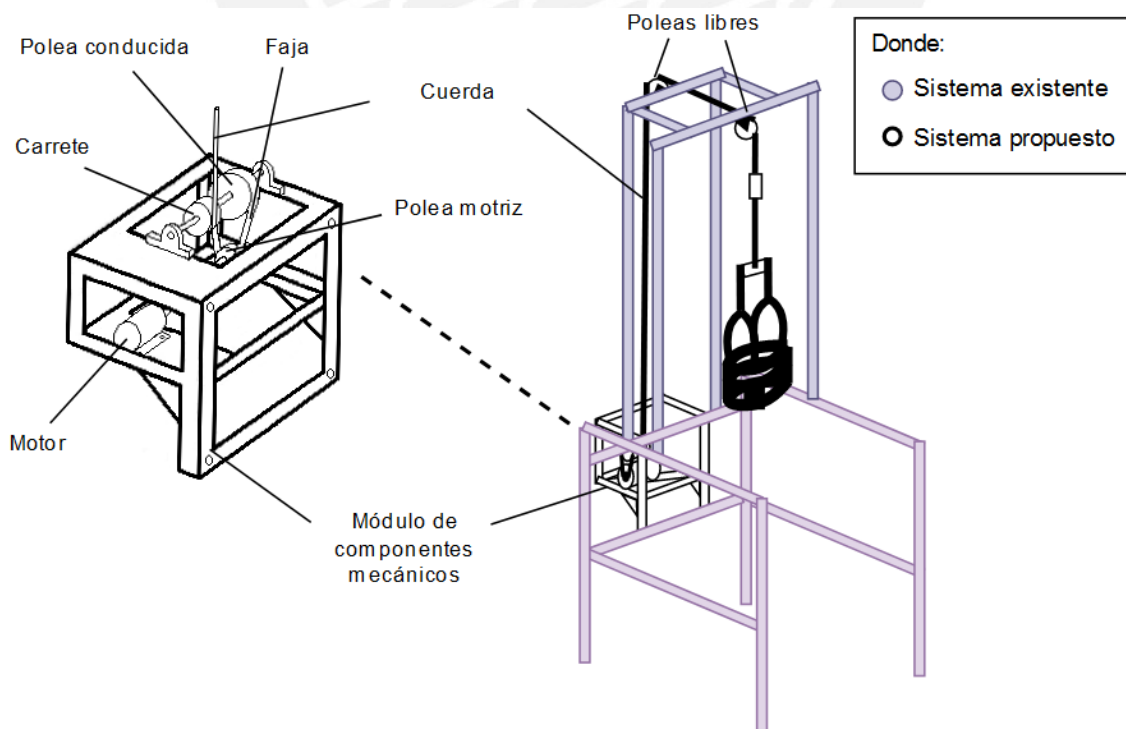


Fig. 3.23. Modelo del sistema propuesto.

a) Faja:

Se usará una correa dentada debido a que se necesita garantizar la transmisión en todo momento durante el funcionamiento del sistema. La correa a emplear es Optibelt Omega 375 5MHP [Optibelt, 2017] con 75 dientes recomendada para potencias menores a 250 W y tensiones por debajo de 1 kN, como se muestra en las Figuras 3.24 y 3.25. Esta faja dentada cubre la potencia necesaria de 61.31 W y tensión máxima de 713.33 N para transmitir movimiento por parte de la polea motriz, como se determinó en el apartado 3.1.2.

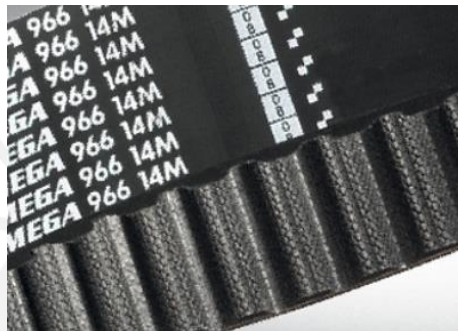


Fig. 3.24. Faja síncrona. Fuente: Optibelt.³

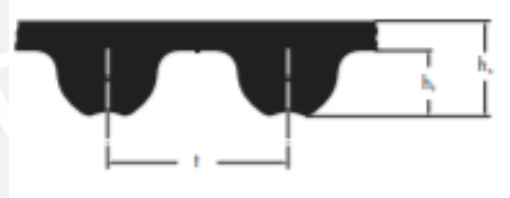


Fig. 3.25. Perfil de paso de la faja. Fuente: Optibelt.⁴

b) Polea conducida:

En base a la faja dentada seleccionada, se debe emplear también una polea dentada para transmitir el movimiento proveniente de la faja. Teniendo en cuenta los cálculos que se desarrollaron en el apartado 3.1.2, verificando que las dimensiones cumplen los requerimientos, se empleará una polea dentada de 60 mm de diámetro de la marca Optibelt [Optibelt, 2017] con un total de 36 dientes para no abarcar demasiado, ni generar un gran peso sobre el eje que lo sostiene. En la Figura 3.26 se muestra una imagen referencial de la polea conducida.

³ Extraído de <https://www.optibelt.com/sp/productos/correas-dentadas-de-caucho/optibelt-omega-htd/>. Consulta 16-05-2021.

⁴ Extraído de <https://www.optibelt.com/sp/productos/correas-dentadas-de-caucho/optibelt-omega-htd/>. Consulta 16-05-2021.



Fig. 3.26. Polea conducida dentada. Fuente: Optibelt.⁵

c) Polea motriz:

Análogamente al caso de la selección de la polea conducida, verificándose que se cumplan los requerimientos mediante los cálculos del apartado 3.1.2, se empleará una polea dentada con de 30 mm de diámetro de la marca Optibelt con un total de 18 dientes, la cual transmitirá el movimiento del motor hacia la faja dentada. En la Figura 3.27 se muestra una imagen referencial de la polea motriz.



Fig. 3.27. Polea motriz dentada Optibelt.⁶

d) Cuerda:

La cuerda a utilizar para levantar la carga debe ser capaz de soportar un peso de 125 kg a través de un arnés de seguridad. Además, la cuerda debe tener la longitud suficiente para permitir el movimiento de la persona desde su enrollamiento en el carrete. Por ello se usará una cuerda de nylon, debido su alta resistencia para soportar carga, con una longitud de 2.1 m y un diámetro de 6 mm, cuya carga para rotura es de aproximadamente 700 kg⁷, suficiente para levantar el peso del paciente. La cuerda a emplear se muestra en la Figura 3.28. Cabe señalar que la cuerda deberá estar

⁵ Extraído de <https://www.optibelt.com/sp/productos/productos-de-metal/optibelt-poleas-dentadas-zrs-dc/>. Consulta 16-05-2021.

⁶ Extraído de <https://www.optibelt.com/sp/productos/productos-de-metal/optibelt-poleas-dentadas-zrs-dc/>. Consulta 16-05-2021.

⁷ Extraído de <https://rodavigo.net/catalogos/ACHA/06%20Construcci%C3%B3n/03%20Cuerdas.pdf>. Consulta 13-03-2022.

recubierta por grasa lubricante de alta viscosidad para facilitar el manejo de la carga y disminuir el desgaste de la cuerda ante la fricción con las poleas.



Fig. 3.28. Cuerda de suspensión de peso.⁸

e) Carrete:

El carrete se encuentra ubicado en el eje de la polea conducida, y es el componente en donde se enrollará y desenrollará la cuerda, a medida que el usuario empiece a desplazarse verticalmente en la simulación de la marcha. El carrete debe ser pequeño para ahorrar costos y espacio, pero lo suficientemente ancho como para que pueda enrollarse sin dificultad la cuerda de 6 mm de diámetro. Por ese motivo, el carrete a emplear tiene un diámetro de 30 mm y 24 mm de ancho. El carrete utilizado se muestra en la Figura 3.29.

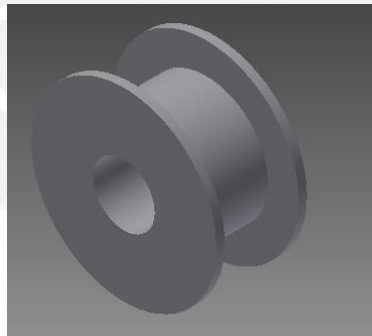


Fig. 3.29. Carrete.

f) Poleas libres:

Se usarán dos poleas libres atornilladas mediante un par de soportes, los cuales tienen forma de "L", entre estos van la polea y el eje de la polea como se muestra en la Figura 3.30. El diámetro de esta polea será de 94 mm y tendrá un ancho de canal de 12 mm para garantizar el movimiento de la cuerda de 8 mm sobre este, y tendrá un peso aproximado de 0.5 kg, de modo que no genere demasiado peso sobre su soporte;

⁸ Extraído de <https://www.brycus.es/cuerda-nylon-20-metros-6mm-b54a7/>. Consulta 24-02-2022.

además las poleas tendrán rodamientos rígidos de bolas en su eje para reducir el desgaste.

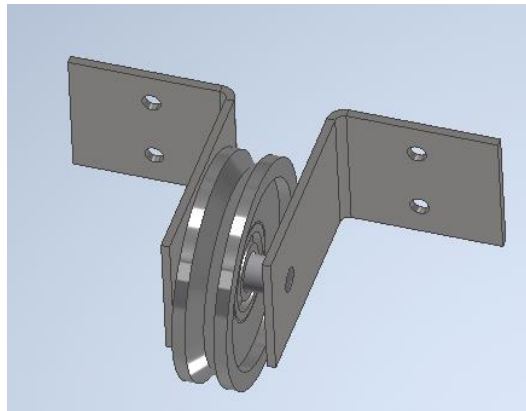


Fig. 3.30. Polea libre con soporte.

Las cargas que actúan en la unión entre una de las poleas libres y la estructura metálica del exoesqueleto se representan en la Figura 3.31.

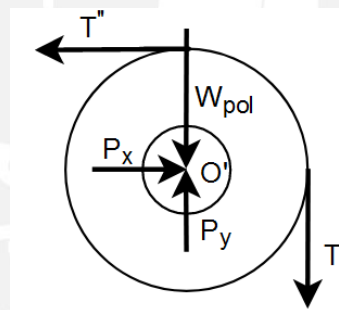


Fig. 3.31. Fuerzas en la polea libre.

Se procede a analizar las condiciones de equilibrio en la polea, con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones, expresadas por las ecuaciones del 3.30 al 3.32.

$$\sum M_{O'} = I_G : T'r - T''r = I_G \alpha, \quad (3.30)$$

$$\sum F_x = 0 : P_x = T'', \quad (3.31)$$

$$\sum F_y = 0 : P_y = T' + W_{pol}. \quad (3.32)$$

Se evaluará el caso en el que la cuerda soporta un peso máximo de 125 kg, y para efectos de cálculo se considerará la polea de masa despreciable, por lo que

reemplazando en las Ecuaciones 3.30 al 3.32 los valores de $I_G = 0$, $W_{pol} = 0$, $T' = T'' = 1226.25 \text{ N}$ se obtienen los siguientes resultados,

$$P_x = 1226.25 \text{ N}, \quad P_y = 1226.25 \text{ N}.$$

A continuación, se procede a analizar la resistencia a la falla por aplastamiento por parte de las fuerzas de reacción que actúan sobre la polea en el área de contacto entre esta y su eje. Por ello, se debe verificar que el esfuerzo máximo de aplastamiento aplicado σ sea menor que el esfuerzo de aplastamiento admisible σ_{adm} por lo cual se utilizan las Ecuaciones 3.33 y 3.34.

$$\sigma = \frac{F}{A_T}, \quad (3.33)$$

$$\sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{2 \times FS}. \quad (3.34)$$

En donde F es la fuerza resultante entre P_x y P_y , por lo que se tendría $F = 1226.25\sqrt{2} \text{ N}$, A_T es el área transversal del contacto entre la polea de 16mm de espesor y el eje de diámetro de 10mm, por lo cual $A_T = 1.6 \times 10^{-4} \text{ m}^2$. Así mismo, el material de la polea será AISI/SAE 1045, por ello la resistencia a la fluencia $\sigma_F = 390 \text{ MPa}$ y se considerará un factor de seguridad FS de 10.

Reemplazando los valores anteriormente mencionados en las ecuaciones 3.33 y 3.34 se obtiene que el esfuerzo de aplastamiento actuante sobre la polea $\sigma = 10.84 \text{ MPa}$, es menor que el esfuerzo admisible de $\sigma_{adm} = 19.5 \text{ MPa}$, garantizando un correcto funcionamiento ante falla por aplastamiento.

g) Eje de poleas libres:

Con base en las fuerzas halladas que actúan sobre el centro de la polea libre, se procede a analizar las cargas que actúan en el eje de la polea. Se propone que el eje de la polea tenga un largo de 60mm y un diámetro de 10mm, y de material AISI/SAE 1045, luego se realizará un análisis estático para verificar las dimensiones en base a su factor de seguridad.

De acuerdo con las características mencionadas previamente, se obtendría en el eje un área de sección transversal $A = 7.85 \times 10^{-5} \text{ m}^2$ y una masa $m = 0.037 \text{ kg}$, para efectos

de cálculo, se despreciará el peso del eje en el análisis de carga. El eje de la polea con las cargas que actúan sobre este se muestra en la Figura 3.32.

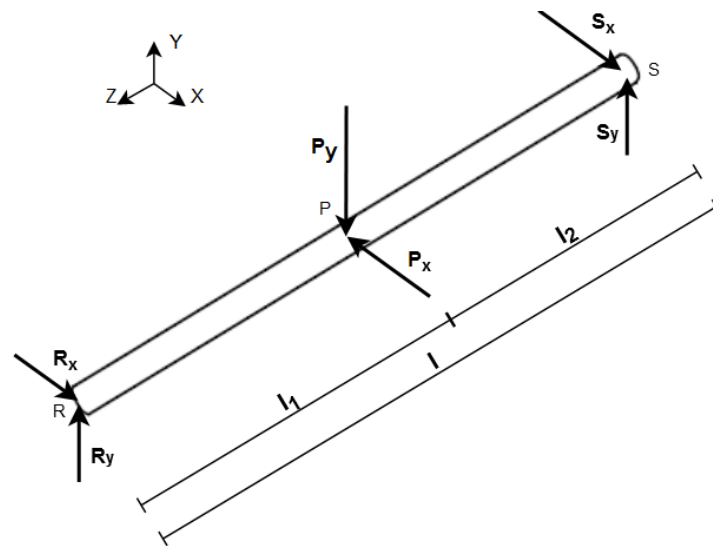


Fig. 3.32. Fuerzas que actúan sobre el eje de la polea libre.

Con base en la Figura 3.32,

- R_x representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto R en el eje X (N).
- R_y representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto R en el eje Y (N).
- S_x representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto S en el eje X (N).
- S_y representa la fuerza de reacción del apoyo en el punto S en el eje Y (N).
- P_x representa la fuerza de reacción por parte de la polea en el eje X (N).
- P_y representa la fuerza de reacción por parte de la polea en el eje Y (N).
- l_1, l_2 representan las distancias entre los puntos R, P y S (m).
- l representa la longitud total del eje (m).

Dado que la distribución de cargas es simétrica, las longitudes en la Figura 3.31 son de $l = 0.06m$, $l_1 = 0.03m$ y $l_2 = 0.03m$, y que las reacciones por parte de la polea son $P_x = 1226.25 N$ y $P_y = 1226.25 N$, se puede obtener los resultados siguientes,

$$\begin{aligned} R_x &= 613.25N, & S_x &= 613.25N, \\ R_y &= 613.25N, & S_y &= 613.25N. \end{aligned}$$

Con las fuerzas obtenidas, en la Figuras 3.33 se muestra los diagramas de fuerzas internas en el eje en el plano YZ. En este caso, y considerando que el componente es

de sección uniforme, se observa que la sección crítica es la que se encuentra en el punto medio del eje de la polea libre.

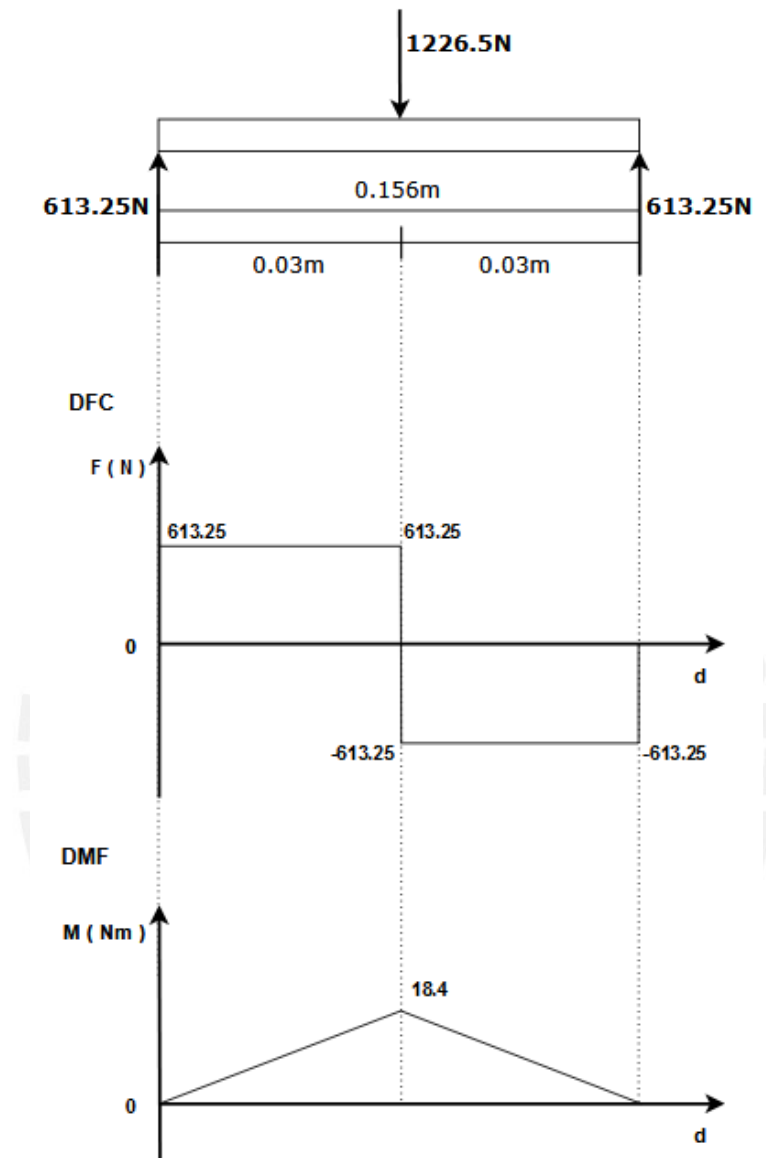


Fig. 3.33. Diagramas de fuerza cortante (DFC) y momento flector (DMF) en el plano YZ.

Análogamente al procedimiento anterior, se tienen los mismos valores de cargas en el plano XZ por lo que los gráficos de fuerza cortante y momento flector son los mismos tanto en el plano XZ como en el YZ.

Por lo tanto, para la sección identificada como más crítica, se analizará si las dimensiones y el material seleccionado para el diseño del eje son los adecuados y, por lo tanto, soportan las condiciones de carga. Para el análisis se tomará en cuenta la

resultante de las fuerzas y momentos de ambos planos analizados. Los máximos esfuerzos para la sección crítica debido a las cargas internas son los siguientes,

- Esfuerzo normal debido a la fuerza normal: $\sigma_n = \frac{F}{A} = \frac{0}{7.85 \times 10^{-5}} = 0 \text{ MPa}$.
- Esfuerzo normal debido a la flexión: $\sigma_f = \frac{M_f \cdot r}{I} = \frac{(18.4\sqrt{2}) \times 0.005}{0.037 \times 0.005^2 / 4} = 0.56 \text{ MPa}$.
- Esfuerzo cortante debido a la torsión: $\tau_t = \frac{T \cdot r}{J} = \frac{0 \times 0.005}{0.037 \times 0.005^2 / 2} = 0 \text{ MPa}$.
- Esfuerzo cortante debido a la fuerza cortante: $\tau_c = \frac{V}{A} = \frac{613.25\sqrt{2}}{7.85 \times 10^{-5}} = 11.05 \text{ MPa}$.

Se procede a realizar un análisis de resistencia a la fluencia, aplicando el método del esfuerzo equivalente de Von Mises (Ecuación 3.35), por lo que, reemplazando los valores anteriormente hallados, se obtiene un esfuerzo normal equivalente de $\sigma_{eq} = 19.15 \text{ MPa}$.

$$\sigma_{eq} = \sqrt{(\sigma_f + \sigma_n)^2 + 3(\tau_t + \tau_c)^2}. \quad (3.35)$$

El factor de seguridad a la fluencia viene dado por la Ecuación 3.36.

$$\sigma_{eq} \leq \frac{\sigma_F}{FS}. \quad (3.36)$$

Finalmente, reemplazando el valor de resistencia a la fluencia ($\sigma_F = 390 \text{ MPa}$) en la Ecuación 3.34, se obtiene un factor de seguridad a la fluencia FS de aproximadamente 20,0. Este valor garantiza un muy adecuado funcionamiento sin riesgo de falla mecánica por carga.

h) Actuador Eléctrico:

El motor a seleccionar debe ser capaz de entregar al sistema una potencia, torque y velocidad angular mayores a las requeridas, las cuales se determinaron en el apartado 3.1.2. En este caso se utiliza un motor eléctrico DC debido a que se requiere una velocidad de rotación considerable para mover constantemente al paciente de manera inmediata, en contraparte con otros motores como un servomotor o un motor paso a

paso que no están optimizados para este requerimiento. Las condiciones mínimas requeridas por el sistema, las cuales fueron calculadas previamente, se muestran a continuación:

- Potencia mínima a necesitar: $P = 61.364 \text{ W}$
- Torque mínimo a necesitar: $T = 9.2 \text{ Nm}$
- Velocidad angular mínima a necesitar: $\omega_1 = 6.67 \text{ rad/s} = 63.69 \text{ rpm}$

El motor seleccionado es el NIDEC tipo 403 460 (Anexo B), el cual satisface los requerimientos de potencia y torque. Mediante la faja dentada, el movimiento se transmite hacia una polea, la cual contiene un carrete en donde será enrollada y desenrollada la cuerda. El motor seleccionado y sus especificaciones técnicas se muestran en las Figura 3.34. Este motor, debido a que no requiere voltajes elevados, ni un consumo de corriente excesivo, será energizado a través del tablero de control diseñado para el exoesqueleto PUCP.

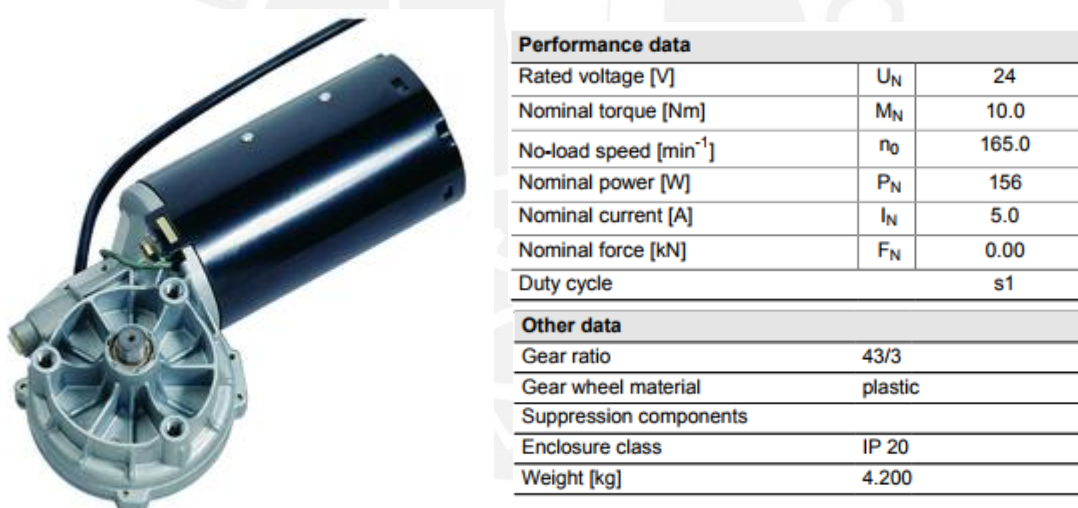


Fig. 3.34. Motor NIDEC tipo 403 460 con sus especificaciones técnicas⁹

i) Soporte de componentes mecánicos:

Se dispondrá de un módulo de soporte de los componentes mecánicos anteriormente mencionados, los cuales incluyen al motor y los módulos de transmisión de potencia. La estructura del soporte tendrá unas dimensiones de 298mm x 694mm x 401mm y se ubicará

⁹ Extraído de <http://nidec-ma.de/en/productlist.html>. Consulta 10 de noviembre del 2017.

en la parte posterior del exoesqueleto, sujeto mediante uniones atornilladas. La estructura de soporte del motor y componentes mecánicos se presenta en la Figura 3.35.

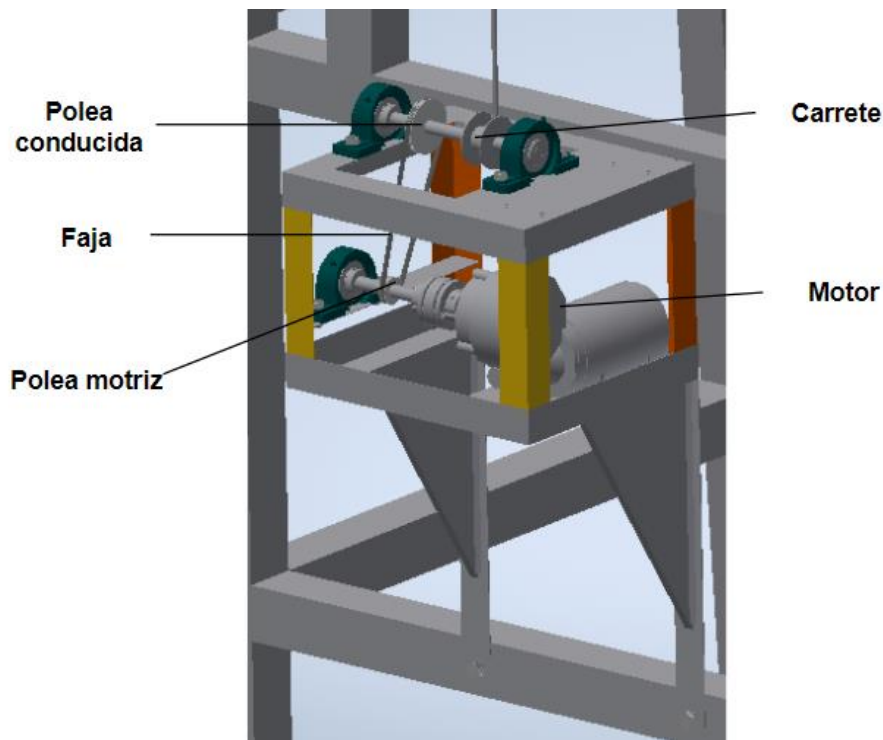


Fig. 3.35. Diseño del soporte del motor y componentes mecánicos.

Se procederá a realizar un análisis de las uniones atornilladas en el contacto del módulo de componentes mecánicos con la estructura del exoesqueleto cuando se aplica una carga máxima para verificar la resistencia a la fluencia de los tornillos en los puntos más críticos y garantizar la estabilidad del sistema. En este apartado no se analizará la estabilidad del módulo sin carga, dado que su peso es significativamente menor que el peso de la estructura del exoesqueleto PUCP, teniendo además dimensiones relativamente cortas, por lo que se considera que no hay torque suficiente para una posible volcadura.

El módulo de soporte está unido a la estructura del exoesqueleto mediante 4 tornillos, además este módulo, junto a las piezas mecánicas de su interior, tiene una masa aproximada de 12kg y estará soportando una carga máxima de 125kg por parte del paciente a través de la cuerda, por lo que considerando la gravedad $9.81m/s^2$, el módulo estará soportando un peso de los componentes $W' = 117.72N$ y una carga hacia arriba de $T' = 1226.25N$. Por último, R_1, R_2, R_3, R_4 son las reacciones por parte de la unión atornillada sobre el módulo de soporte, cada una descompuesta en los ejes X e Y.

La fuerza T' es aplicada por la cuerda hacia el carrete, siendo este último parte del subsistema módulo de soporte – componentes de transmisión, por lo que el torque generado por el motor y transmitido al carrete viene a ser una carga interna y por ello no intervendrá en el análisis de cargas externas. En la Figura 3.36 se muestra el diagrama de cuerpo libre con las cargas anteriormente mencionadas que actúan sobre el módulo de soporte conteniendo a los componentes mecánicos en su interior.

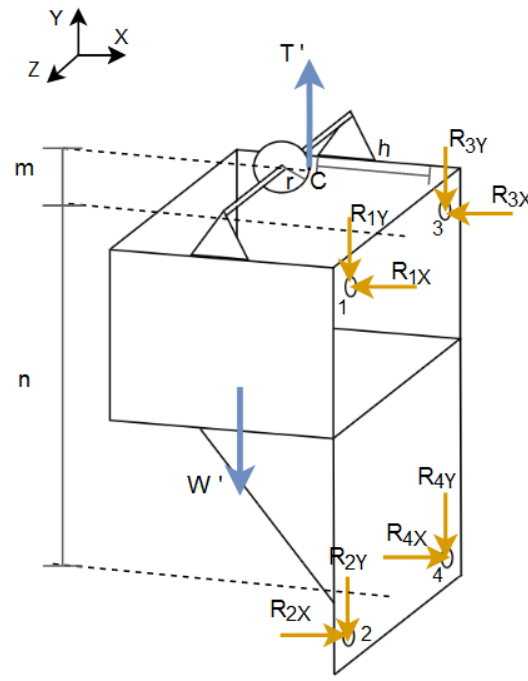


Fig. 3.36. Cargas externas que actúan sobre el conjunto módulo de soporte – componentes mecánicos.

En base a la Figura 3.36, teniendo en cuenta que la fuerza W' es mucho menor a la fuerza T' y la distancia entre ellas no es muy grande, y además por motivos de simplificar los cálculos, se considera que dichas fuerzas están alineadas. Por otro lado, debido a la simetría respecto al plano XY de las reacciones externas que actúan sobre el módulo, se deduce que $R_{1X} = R_{3X}$, $R_{2X} = R_{4X}$ y, similarmente, $R_{1Y} = R_{3Y}$, $R_{2Y} = R_{4Y}$. Luego, se procede a resolver las cargas aplicando las condiciones de equilibrio del sistema las cuales se expresan en las Ecuaciones 3.37 a 3.39.

$$\sum F_x = 0 \rightarrow 2 R_{1X} = 2 R_{2X}, \quad (3.37)$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow T' - W' = 2 R_{1Y} + 2 R_{2Y}, \quad (3.38)$$

$$\sum M_{1Z} = 0 \rightarrow T'(h) - W'(h) = 2 R_{2X} (n). \quad (3.39)$$

En donde, remplazando las distancias $h = 116\text{mm}$, $m = 46\text{mm}$, $n = 596\text{mm}$ y los valores de las fuerzas $T' = 1226.25\text{N}$, $W' = 117.72\text{N}$, además de considerar que los agujeros de las uniones atornilladas al ser similares y encontrarse en el mismo plano vertical se distribuyen equitativamente las fuerzas verticales $R_{1Y} = R_{2Y} = R_{3Y} = R_{4Y}$, se obtienen los siguientes resultados,

$$\begin{aligned} R_{1X} = R_{3X} &= 107.86 \text{ N}, & R_{2X} = R_{4X} &= 107.86 \text{ N}, \\ R_{1Y} = R_{3Y} &= 227.14 \text{ N}, & R_{2Y} = R_{4Y} &= 227.14 \text{ N}. \end{aligned}$$

Por otro lado, estas últimas fuerzas calculadas también son aplicadas desde el módulo hacia las uniones atornilladas, pero en sentido opuesto, por lo que se obtienen las fuerzas normal y cortante sobre cada tornillo, tal como se muestra en la Figura 3.37, donde $V_1 = V_2 = V_3 = V_4 = 227.14 \text{ N}$, y $N_1 = N_2 = N_3 = N_4 = 107.86 \text{ N}$.

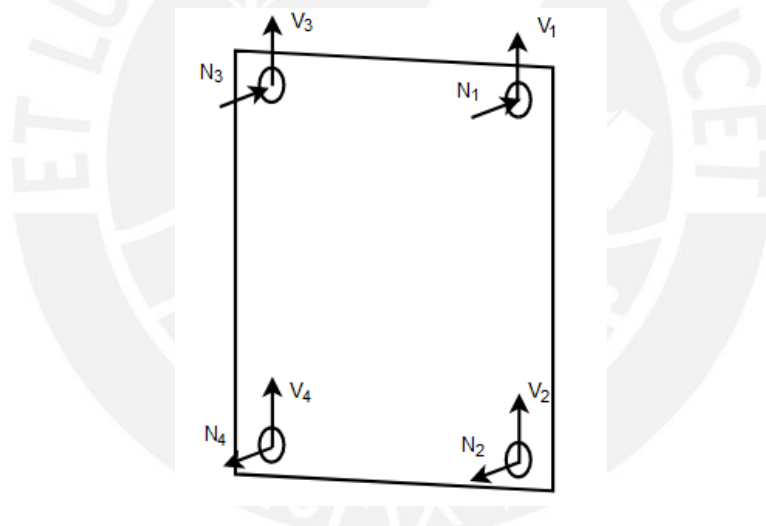


Fig. 3.37. Fuerzas normal y cortante sobre cada unión atornillada.

Se puede inferir que los tornillos superiores están sujetos a esfuerzos de compresión axial, mientras que los tornillos inferiores se encuentran a tracción. Debido a ello, se analizará la unión atornillada en uno de los tornillos inferiores, siendo estos los puntos críticos de unión. En la Figura 3.38 representa la unión atornillada del módulo diseñado con la estructura del exoesqueleto.

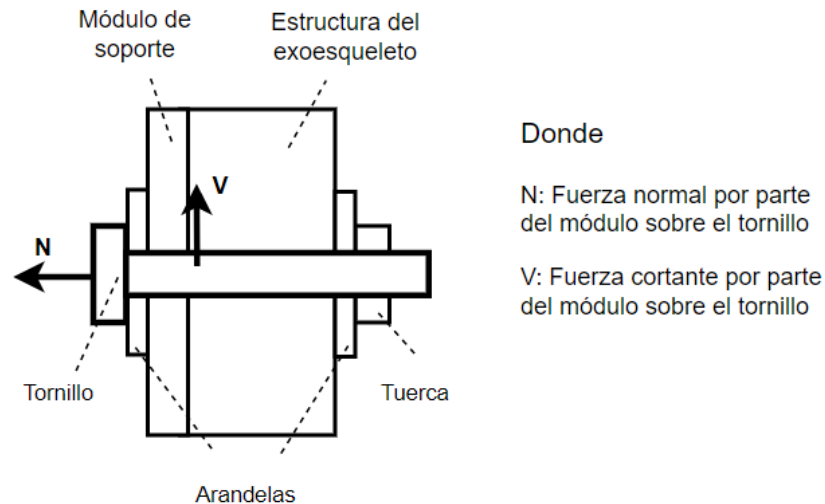


Fig. 3.38. Unión entre el perno, el módulo de componentes mecánicos y la estructura del exoesqueleto.

Se empleará un tornillo pasante para la unión del módulo del soporte de componentes mecánicos y la estructura del exoesqueleto, en el que también participarán arandelas para reducir desgaste y una tuerca que asegure un pretensado inicial en el perno. El material del tornillo a emplear será AISI/SAE 1010, y se considerará un diámetro de 10 mm para un posterior análisis de resistencia ante falla.

Se procede a realizar el análisis estático del perno a corte, para ello se debe cumplir que el esfuerzo cortante máximo aplicado τ debe ser menor al esfuerzo cortante admisible τ_{adm} . En las Ecuaciones 3.40 y 3.41 se muestran las ecuaciones para determinar el esfuerzo cortante por parte de la carga y el esfuerzo cortante admisible respectivamente, en donde V es la fuerza cortante, A_T el área transversal del tornillo, σ_F la resistencia a la fluencia y FS el factor de seguridad.

$$\tau = \frac{V}{A_T}, \quad (3.40)$$

$$\tau_{adm} = \frac{\sigma_F}{2 \times FS}. \quad (3.41)$$

Reemplazando los valores $V = 227.14 \text{ N}$, $A_T = \pi d^2/4 = 7.85 \times 10^{-5} \text{ m}^2$, $\sigma_F = 292 \text{ MPa}$, y considerando un $FS = 10$, en las ecuaciones 3.40 y 3.41 se obtiene que $\tau = 3 \text{ MPa}$ y $\tau_{adm} = 14.6 \text{ MPa}$, el esfuerzo cortante máximo es menor al admisible por lo que se garantiza un adecuado funcionamiento ante falla por corte.

Así mismo, se procede a realizar un análisis estático del perno ante tracción, cabe considerar que el tornillo está pretensado, siendo una de las recomendaciones utilizar una fuerza de precarga F_i (Ecuación 3.42).

$$F_i = 0.9A_T\sigma_S. \quad (3.42)$$

En donde, A_T es el área transversal del tornillo $A_T = 7.85 \times 10^{-5} m^2$ y σ_S es la resistencia a prueba del tornillo $\sigma_S = 248 MPa$, reemplazando dichos valores se obtiene que la fuerza de precarga es $F_i = 17.52 N$. Con la fuerza de precarga F_i y la fuerza normal N aplicada sobre el tornillo, se puede hallar la fuerza total de tensión F_T que actúa sobre este, como se muestra en la Ecuación 3.43.

$$F_T = F_i + N. \quad (3.43)$$

Reemplazando los valores $F_i = 17.52 N$ y $N = 107.86 N$ se obtiene la fuerza total de tracción que actúa sobre el tornillo $F_T = 125.38 N$. Con dicha fuerza, se procede a verificar que el esfuerzo normal máximo aplicado σ sea menor al esfuerzo de tracción admisible σ_{adm} , para ello se utilizan las Ecuaciones 3.44 y 3.45.

$$\sigma = \frac{F_T}{A_T}, \quad (3.44)$$

$$\sigma_{adm} = \frac{\sigma_B}{2 \times FS}. \quad (3.45)$$

Finalmente, al reemplazar los valores de $F_T = 125.38 N$, $A_T = 7.85 \times 10^{-5} m^2$, $\sigma_B = 392.3 MPa$ y considerando un factor de seguridad FS de 10, en las ecuaciones 3.44 y 3.45, se obtiene que el esfuerzo normal actuante $\sigma = 1.6 MPa$ es menor que el esfuerzo de tracción admisible $\sigma = 19.6 MPa$, por lo que queda garantizado un correcto funcionamiento ante falla por tracción.

CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL

En este capítulo se presenta el diseño del sistema de control, incluyendo los algoritmos, la estructura conceptual del sistema y el controlador a utilizar en interacción con cada uno de los componentes del sistema. Así mismo, se presenta un estudio de la electrónica que permita integrar y alimentar el sistema propuesto, esto sea a través de sensores y del motor seleccionado; y que permita desarrollar el sistema de control además de integrar cada uno de los subsistemas.

4.1. Consideraciones preliminares

El sistema de control a desarrollar es en realidad un control de tipo esclavo por lo que se deberá coordinar con el sistema de control del exoesqueleto de rehabilitación PUCP puesto que este último posee una mayor jerarquía. En base al alcance del presente trabajo de tesis, y teniendo en cuenta la complejidad del dispositivo, sólo se analizará el control perteneciente únicamente al sistema de suspensión.

El controlador realizará un control en lazo cerrado, este estará recibiendo constantemente los parámetros de entrada por parte de los sensores del sistema de suspensión y los utilizará para enviar señales hacia el actuador, de modo que se produzca una realimentación al compararlos nuevamente con una señal de referencia establecida. Esto con la finalidad de controlar la posición vertical del centro de gravedad de la persona.

Los parámetros de entrada del sistema de control son los movimientos de marcha que realiza el paciente, con los cuales los sensores obtienen la posición actual del centro de gravedad (con el cambio de esta a través del tiempo se puede hallar posteriormente su velocidad), y el peso de la persona; donde estas mediciones pasan hacia el controlador principal para su procesamiento. Mientras que los parámetros de salida del sistema de control son la posición y velocidad del centro de gravedad corregidos y el ruido de alerta, provenientes del torque entregado al motor por parte del controlador. En base a los parámetros de entrada y salida se procede a realizar una estrategia para el control del desplazamiento vertical con la que se mueve la persona.

4.2. Lógica de control

En la Figura 4.1 y Figura 4.2 se presenta el diagrama de flujo de la lógica de control para el sistema a diseñar, el cual presenta la siguiente secuencia:

- a) Encender sistema: Se refiere al energizado de los componentes del sistema, sensores y actuadores listos para operar.
- b) Medir peso de la persona: Se refiere a leer el peso de la persona por medio de un sensor de fuerza y la señal ser enviada al controlador, donde al ser esta mayor a 100 kg se detendrá el sistema y enviará una alerta sonora.
- c) Detener sistema: Se refiere a detener el accionamiento motor en caso este se encuentre operando; sin embargo, el sistema sigue energizado.
- d) Enviar alerta: Se refiere a emitir un ruido a través de un zumbador alertando de que se sobrepasó los límites del sistema.
- e) Suspender a la persona: Se refiere a entregar suficiente torque al motor para descargar el propio peso de la persona, simulando un estado de ingravidez en el paciente.
- f) Calibrar posición de referencia: Se refiere a la calibración del sensor inercial una vez que la persona se encuentra en el estado de suspensión, con el fin de tener una posición de referencia con la cual posteriormente se usará para estimar un perfil sinusoidal.
- g) Leer la posición actual de la persona: Se refiere la posición actual en la que se encuentra el centro de gravedad de la persona por medio de un sistema de medida inercial (IMU) colocado en la zona pélvica donde se encuentra dicho centro.

- h) Leer encoder: Se refiere a tomar lectura de la posición y velocidad angular a la que se encuentra girando el motor, lo cual envía información al controlador para su posterior procesamiento y asegurar que el motor se comporte de manera adecuada.
- i) Obtener el valor de la posición óptima: Se refiere a la obtención de la posición aproximada, en un instante dado, a la que se debería encontrar el centro de gravedad de la persona siguiendo un perfil sinusoidal de marcha, en base a cálculos ya establecidos por parte del controlador.
- j) Comparar posición actual con la óptima: Se refiere a comparar en cierto instante la posición de la persona medida por el sensor inercial, con la posición óptima obtenida previamente por parte del controlador.
- k) Procesar corrección por parte del controlador principal: Se refiere a al procesamiento, por parte del controlador principal, de toda la información recibida por los sensores y con ello emitir una señal de salida con el fin de controlar el actuador.
- l) Enviar señal de control al controlador del motor: Se refiere a la transmisión de la señal de salida del controlador principal al driver, donde este se encargará de controlar eléctricamente al motor.
- m) Elevar persona, Descender persona: Se refiere a las acciones correctivas por parte del controlador hacia el motor donde se busca controlar la posición de la persona, en un punto específico de la trayectoria, mediante la generación o no de torque en el motor, lo que se traduce en movimiento vertical de la persona.
- n) Apagar sistema: Se refiere a des energizar todos los componentes del sistema.

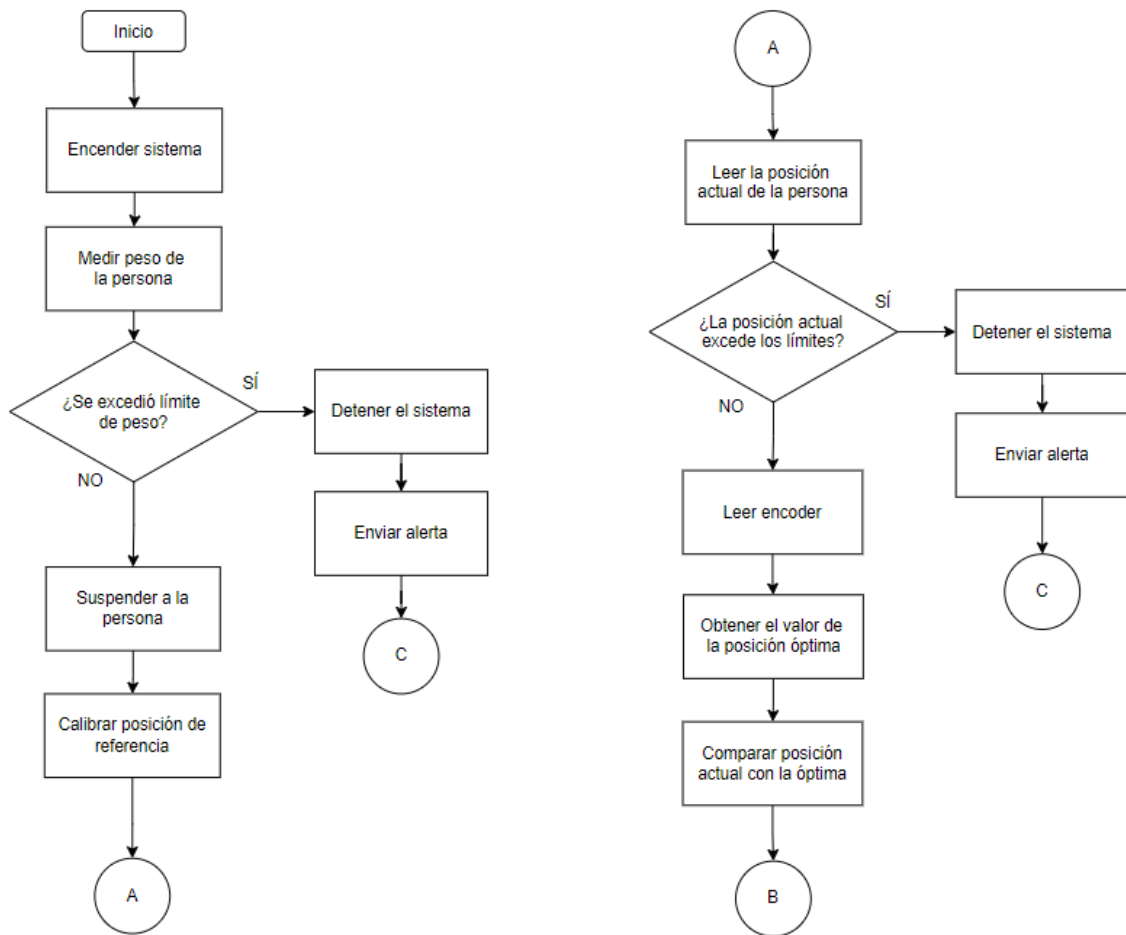


Fig. 4.1. Diagrama de flujo del sistema de control.

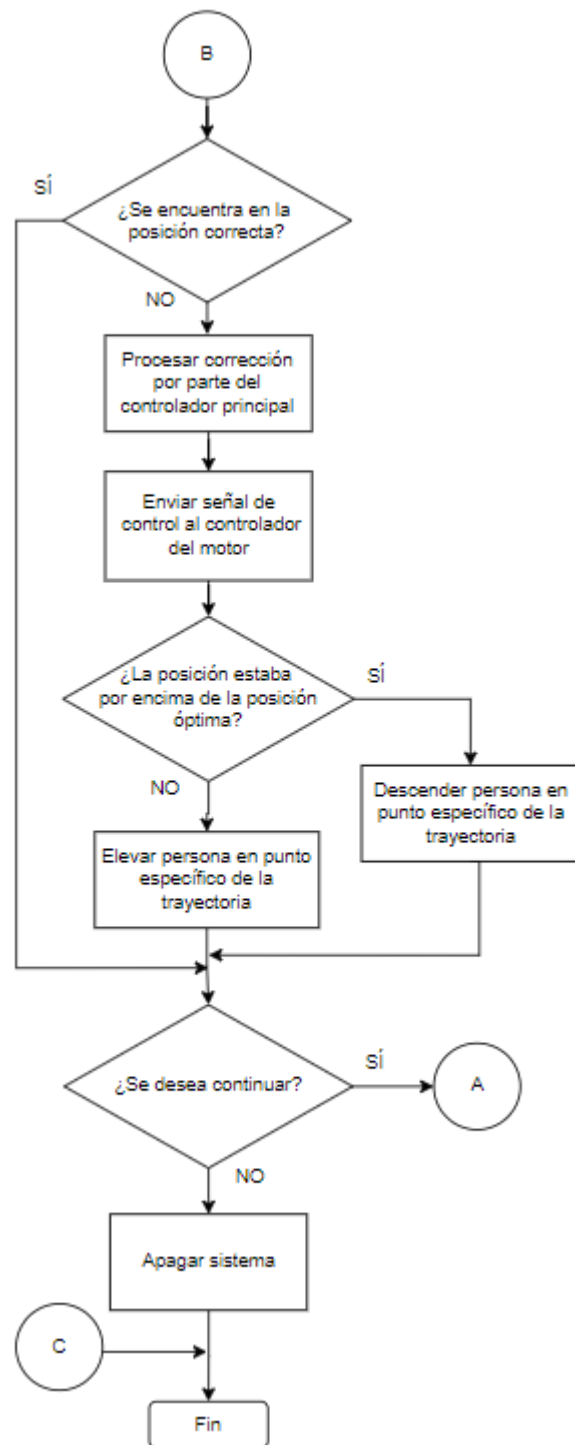


Fig. 4.2. Diagrama de flujo del sistema de control (continuación de la Figura 4.1)

4.3. Componentes del sistema electrónico y de control

En base a los requerimientos del sistema descritos en el Capítulo 2, y con el fin de satisfacer la lógica de control del sistema, se presenta en la Figura 4.3 un diagrama con los principales componentes electrónicos y sus conexiones que se necesitan para satisfacer dichos requerimientos.

La fuente de alimentación general del sistema provendrá del tablero eléctrico, el mismo de donde se energiza al exoesqueleto PUCP, por lo que se necesitaría que se acondicione al tablero una salida para energizar el sistema de suspensión, cuyo diseño no forma parte de estudio del presente proyecto.

La energía proveniente del tablero será regulada para energizar los distintos componentes eléctricos. Por una parte, se requieren voltajes muy bajos para alimentar al controlador y a los sensores, incluyendo transductores; por otro lado, se requiere una mayor potencia eléctrica para energizar el motor. Se debe tener en cuenta que los voltajes nominales dependen de cada componente específico seleccionado.

El sistema requiere de diferentes sensores, como lo son un acelerómetro para poder conocer la posición vertical del paciente, un encoder para poder obtener la posición y medir la velocidad del motor, y un sensor de fuerza para conocer el peso del paciente con el exoesqueleto PUCP colocado; así mismo, se usará un zumbador para emitir una alerta sonora en caso ocurra un imprevisto. Las señales obtenidas por los sensores inerciales, encoder y sensor de fuerza serán procesadas por un controlador principal, a través de una lógica de control ya establecida, y con dicha información realizará un control en lazo cerrado del motor. Así mismo, se cuenta un segundo lazo de control, correspondiente al controlador del motor, siendo este esclavo del controlador de principal. El movimiento del motor será regulado eléctricamente por el controlador principal a través del controlador del motor (driver), siendo este movimiento el que permitirá controlar el desplazamiento del paciente.

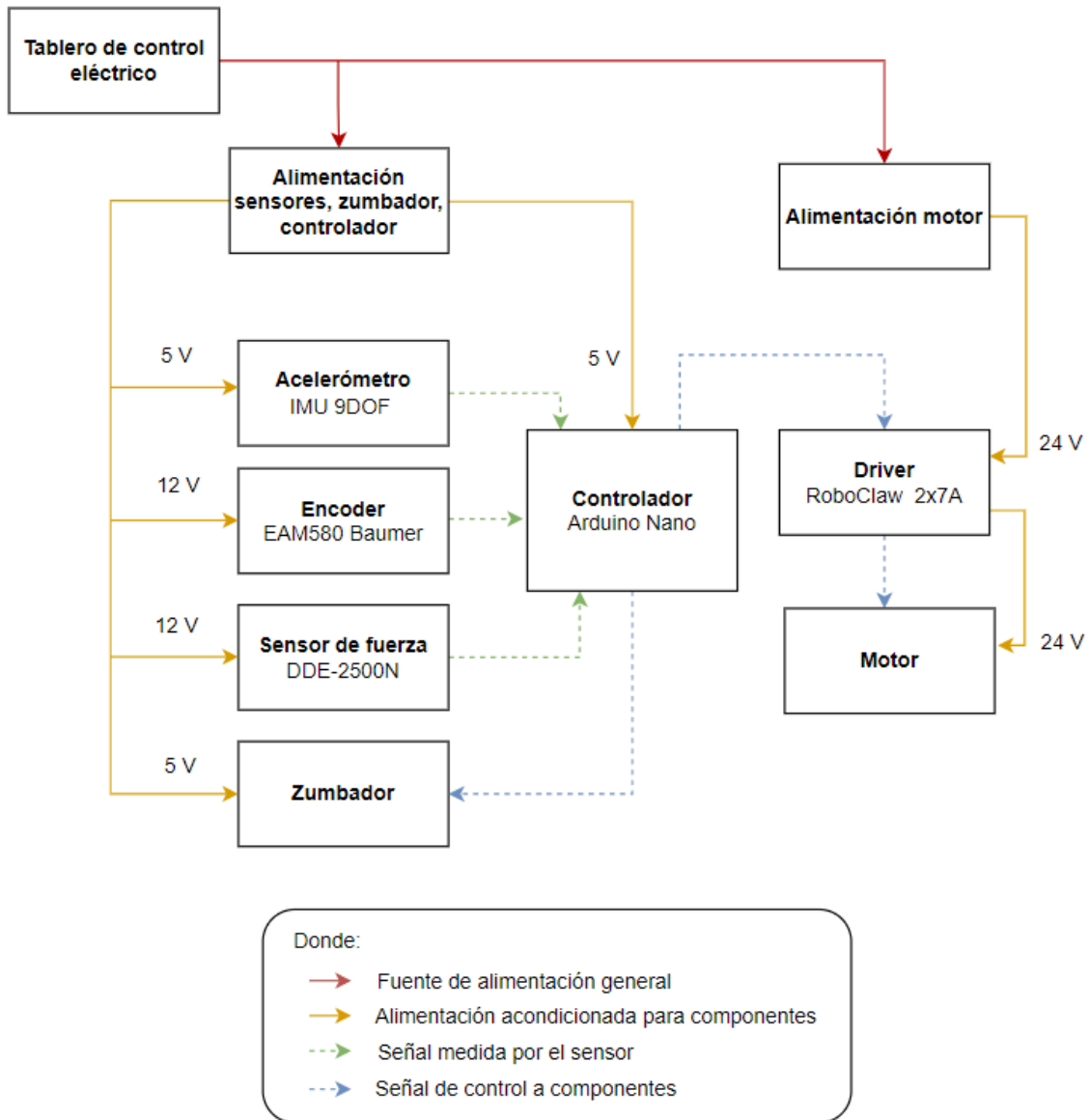


Fig. 4.3. Diagrama básico de componentes del sistema electrónico.

A continuación, se presenta una breve descripción y criterio de selección para cada uno de los principales componentes electrónicos a utilizar en el sistema.

a) Controlador de motor

El motor de carga seleccionado incluye un encoder para la medición continua de velocidad de giro de su eje, que resulta útil para el control de la velocidad de movimiento del sistema durante la acción de carga. De igual modo es necesario controlar el sentido horario o antihorario de los motores, para enrollar y desenrollar la cuerda y, además, controlar velocidad de giro del motor para regular la velocidad a la que se desplaza dicha carga. Por ello se decidió utilizar el controlador de motores (driver) RoboClaw, el cual

está provisto del lector de encoder, e integra un PID útil para controlar la velocidad en un lazo cerrado, y así mantener la velocidad de los motores. En las Figuras 4.4 y 4.5 se muestra el driver RoboClaw y sus principales especificaciones técnicas. En el Anexo C se puede apreciar mayor información sobre este módulo.

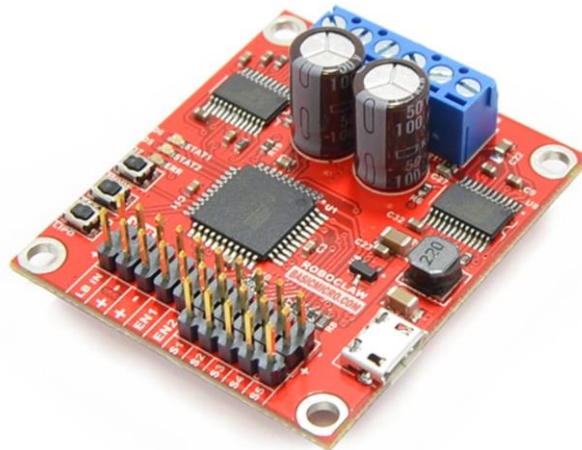


Fig. 4.4. Driver RoboClaw 2x7A.

Motor channels:	2
Operating voltage:	6 V – 34 V
Continuous output current:	7.5 A
Peak output current:	15 A
5V BEC⁽¹⁾ max current:	150 mA (V5) or 1.2 A (V5B)
Width:	1.7" (4.2 cm)
Length:	1.9" (4.8 cm)
Weight:	18 g

Fig. 4.5. Especificaciones técnicas de RoboClaw 2x7A.

b) Zumbador

Se utiliza un zumbador, mejor conocido como buzzer, para enviar una alerta sonora al usuario al sobrepasar los límites de movimiento establecidos, buscando evitar daños tanto en el paciente como en el sistema. El buzzer a usar será uno de 5V y que emita un nivel de sonido inferior a 75 dB sin causar incomodidad al paciente. El buzzer a usar se muestra en la Figura 4.6. En el Anexo D se muestra más información sobre el zumbador.



Fig. 4.6. Zumbador activo beeper de alarma de 5V.

c) Sensor de fuerza

Se utiliza un sensor de fuerza para medir el peso del paciente con el exoesqueleto puesto. Esta fuerza se emplea para regular el torque que entrega el motor al sistema, de manera que sea el motor quien cargue el peso del paciente y este quede libre para centrarse en la rehabilitación en sí. El sensor de fuerza se sitúa en la cuerda de suspensión, para que de manera automática se regule la carga que moverá el motor, por lo que este sensor debe ser capaz de soportar al menos cargas de 125kg. En este caso se va a utilizar el sensor Applied Measurements DDE-2500N, el cual se muestra en la Figura 4.7. Este es un sensor de carga axial de muy sencilla instalación y puede soportar hasta cargas de 2.5 kN, por lo que se adecua bien al sistema. En el Anexo E se proporciona más información sobre este sensor.



Fig. 4.7. Sensor de fuerza Applied Measurements DDE-2500N.

d) Sensor de posición angular

A través de un *encoder* se conocerá la posición y velocidad angulares en la que se encuentra girando el motor, estos parámetros junto a otras señales de entrada serán procesados por el controlador para poder controlar el motor y con ello el desplazamiento vertical del paciente. Se usará un *encoder* absoluto ya que se requiere medir en todo momento la posición angular del eje a partir de una referencia inicial, además es necesario conocer la velocidad angular de la manera más precisa posible, debido a que una variación sutil en la posición y velocidad angular del motor puede desplazar considerables distancias a través de la cuerda, pudiendo ser perjudicial para el paciente. Por esta razón, el *encoder* a utilizar será el MAGRES EAM580 Baumer, el cual es un *encoder* absoluto robusto y de precisión alta ($\pm 0.15^\circ$), además de ser de fácil integración, lo que lo hace ideal para la implementación en el sistema. Este sensor se muestra en la Figura 4.8. En el Anexo F se muestra más información sobre este dispositivo.



Fig. 4.8. Encoder MAGRES EAM580 Baumer.

e) Unidad de medida inercial

Se empleará una unidad de medida inercial, mejor conocido como IMU por sus siglas en inglés, el cual se compone de acelerómetros y giroscopios. Este instrumento permite conocer la posición, velocidad y aceleración de un punto de manera relativamente sencilla. El IMU irá colocado en la parte inferior del equipo de sujeción de manera que se encuentre lo más próximo a la zona de la pelvis, por lo que debe ser un módulo pequeño y robusto, por temas de practicidad debe ser uno comercial de fácil comunicación con los sistemas embebidos más conocidos. El IMU debe registrar la posición vertical del centro de gravedad y la velocidad a la que este se está desplazando en todo momento, siendo estos últimos parámetros de retroalimentación en el control del sistema. Por todos estos motivos se utilizará el módulo IMU 9DOF Razor como se muestra en la Figura 4.9, el cual es de pequeño tamaño, trae consigo su propio cargador de baterías, y está diseñada para su sencilla integración a los microcontroladores más comerciales, por lo que es ideal para el proyecto. En el Anexo G se muestra más información sobre el IMU.



Fig. 4.9. Módulo IMU 9DOF Razor.

f) Controlador del sistema

El control del sistema se realizará por medio de un microcontrolador debido a que el sistema maneja una lógica de control sencilla y no requiere de grandes recursos como lo vienen a hacer los procesadores Raspberry, BeagleBone, entre muchos otros. El microcontrolador regulará los parámetros de salida a partir de los parámetros de entrada obtenidos de los componentes electrónicos. A continuación, se presentan los pines que requeriría el microcontrolador para controlar los sensores y actuadores del sistema.

- 2 pines PWM, para el control de motores
- 1 pin ADC, para la lectura del sensor de fuerza
- 1 pin I/O, para controlar el buzzer
- 2 pines UART, para controlar el motor a través del driver
- 2 pines UART, para la lectura del IMU

Con base en los pines anteriormente mencionados, que requeriría el microcontrolador para conectarse con los demás componentes, se decide utilizar un Arduino Nano. Este es un módulo pequeño, basado en el microcontrolador ATmega328, el cual posee 8 puertos analógicos y 14 puertos digitales, con los cuales se podría reducir el número de pines UART configurando los pines digitales mediante software, cubriendo así el número de pines a usar en el presente proyecto. Este es el controlador más económico en comparación con otros microcontroladores y, a pesar de no tener demasiados pines disponibles, es suficientemente capaz de realizar la lógica de control del sistema.

El módulo Arduino Nano y sus principales especificaciones técnicas se presentan en las Figuras 4.10 y 4.11 respectivamente. En el Anexo H se muestra más información sobre este microcontrolador.

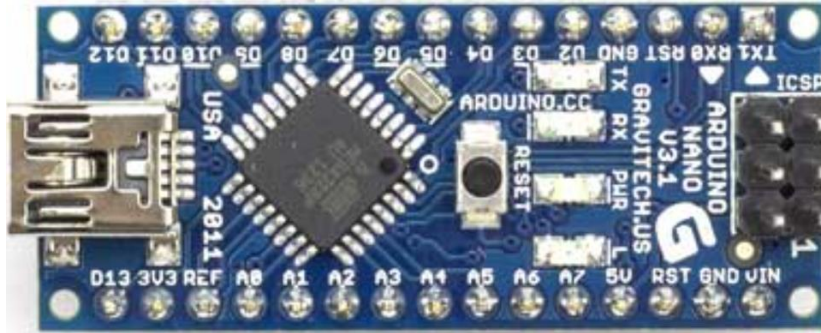


Fig. 4.10. Módulo Arduino Nano

Microcontroller	ATmega328
Architecture	AVR
Operating Voltage	5 V
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
Clock Speed	16 MHz
Analog I/O Pins	8
EEPROM	1 KB
DC Current per I/O Pins	40 mA (I/O Pins)
Input Voltage	7-12 V
Digital I/O Pins	22
PWM Output	6
Power Consumption	19 mA
PCB Size	18 x 45 mm
Weight	7 g
Product Code	A000005

Fig. 4.11. Especificaciones técnicas del Arduino Nano¹⁰

En base al alcance del presente proyecto, no se centrará en el diseño de un subsistema de alimentación general. Por ello, se energizará el sistema a través del tablero de control eléctrico del exoesqueleto PUCP, en donde se deberá adaptar a este tablero una salida de 24V, y con ello poder alimentar a los componentes eléctricos. Los sensores y actuadores requieren entradas de 24V, 12V y 5V, estos serán obtenidos a partir de la entrada de 24V proveniente del tablero eléctrico, a través de reguladores de voltaje, como lo son el LM7812 y LM7805, con los cuales se obtienen salidas de 12V y 5V respectivamente.

Por razones de seguridad, el sistema se detendrá en caso de que el desplazamiento vertical exceda el máximo permitido; a su vez, dispondrá de un botón para realizar una

¹⁰ Extraído de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>. Consulta 10 de noviembre del 2017.

parada de emergencia en caso ocurra un imprevisto. En ambos casos se emitirá una alerta sonora a través del buffer para notificárselo al terapeuta o a la persona encargada.

4.4. Circuito electrónico

Una vez definidos los componentes electrónicos a utilizar, se procede a realizar el diagrama del circuito esquemático, representando las conexiones eléctricas entre todos los componentes electrónicos considerando las recomendaciones de cada uno de sus fabricantes. El circuito esquemático del sistema se puede visualizar en el Anexo I. En base al circuito esquemático, se procede a diseñar la tarjeta del circuito electrónico impreso (PCB) a emplear, en el cual se conectarán los componentes electrónicos. En el diseño de la tarjeta se encuentran elementos como el microcontrolador, el zumbador, reguladores de voltaje y pines, por los que se conectará mediante cables a los demás componentes del sistema. La tarjeta electrónica tendrá unas dimensiones máximas de 55mm x 68mm. En la Figura 4.12 se presenta el diseño de la tarjeta electrónica.

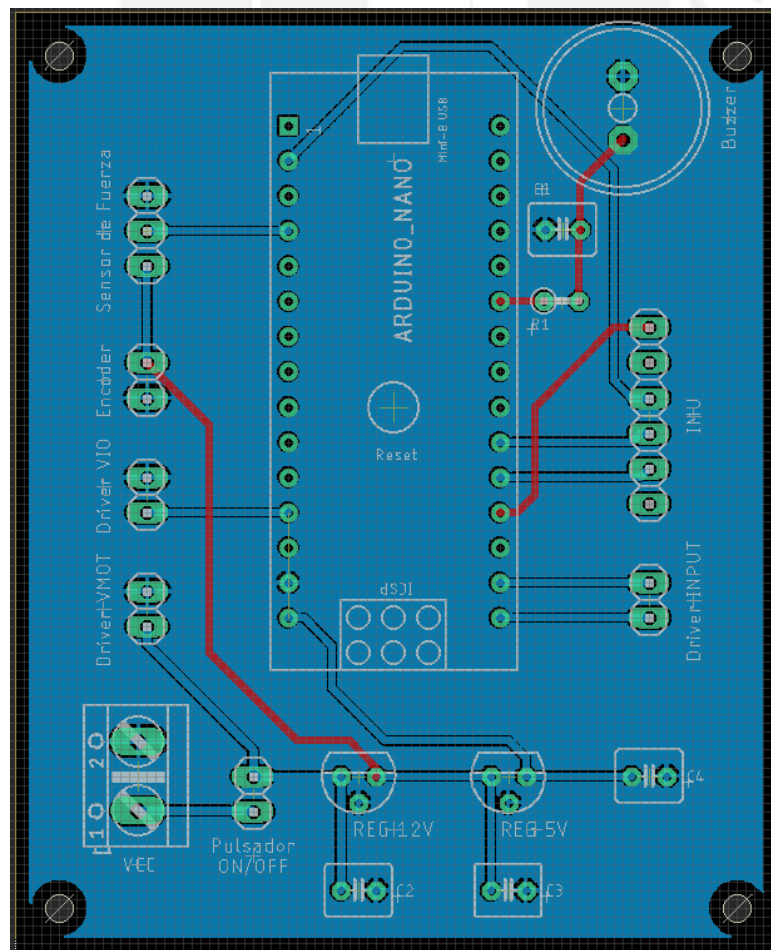


Fig. 4.12. Diseño de la tarjeta electrónica.

4.5. Módulo de componentes electrónicos

Se deben tener agrupados los componentes electrónicos en módulos de acuerdo con las principales recomendaciones de diseño; sin embargo, algunos de los componentes están constantemente en movimiento por lo que no resulta práctico agrupar a todos ellos. Por esta razón, se agrupará en un solo módulo algunos de los principales componentes electrónicos, tales como, el microcontrolador, el controlador del motor, el zumbador, el botón de encendido-apagado y la tarjeta impresa en donde se conectará las entradas y salidas con el resto de los componentes. El diseño del módulo de componentes electrónicos se realizó principalmente en base a las dimensiones del circuito electrónico impreso (PCB) y el volumen que ocupa el controlador del motor (Driver), además se tuvo en cuenta los espacios por donde pasaría el cableado permitiendo la comunicación con los demás componentes.

El módulo consta de un estuche de policarbonato, debido a su alta resistencia, maleabilidad y costo relativamente bajo en comparación con otros materiales comunes en el mercado, el cual estará compuesto de 2 carcasas unidas mediante uniones atornilladas. El módulo tendrá aberturas por donde pasará el cableado para su debida conexión con los otros componentes, además este contará con unas dimensiones máximas de 26cm x 10cm x 8cm y se encontrará encima soporte de componentes mecánicos unido mediante uniones atornilladas, siendo de fácil montaje. El módulo de componentes electrónicos se muestra en la Figura 4.13.

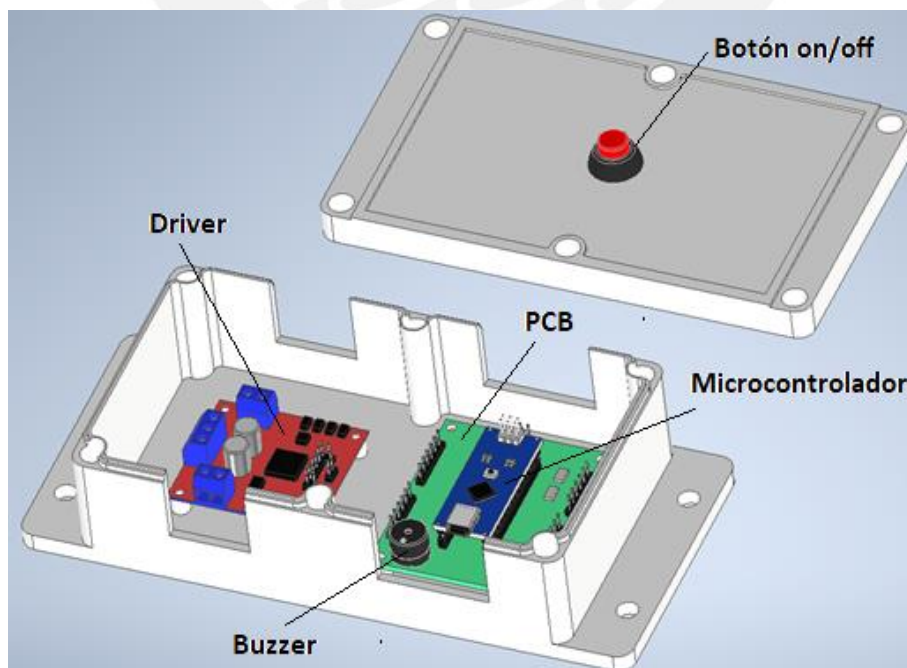


Fig. 4.13. Módulo de los componentes electrónicos del sistema.

CAPÍTULO 5

PLANOS Y COSTOS

En este capítulo se realiza una lista de los planos de ensamble y fabricación para la estructura del sistema de control vertical, la cual ayudará en la estimación del costo en soles de los componentes mecánicos y electrónicos. El sistema diseñado en el presente proyecto se presenta en la Figura 5.1, el cual se encuentra sobre la estructura del exoesqueleto PUCP.

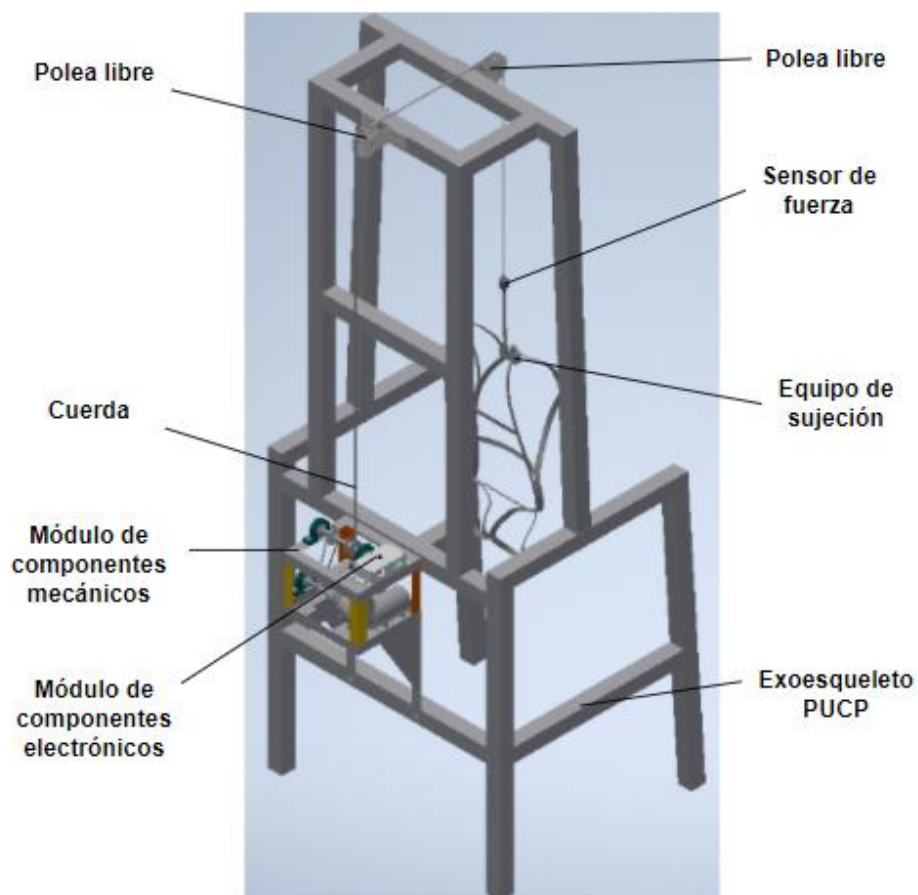


Fig. 5.1. Diseño final del sistema.

5.1. Planos

En las Tabla 5.1 se presentan la lista de planos de ensamble (PE) y los planos de despiece (PD) de los componentes mecánicos utilizados en el diseño del sistema.

Tabla 5.1. Lista de planos de ensamble y despiece.

Nro. de Lámina	Descripción	Formato del plano
PE01	Ensamble general del sistema	A0
PE02	Sub ensamble módulo motor	A2
PE03	Sub ensamble módulo electrónico	A2
PD01	Carrete	A4
PD02	Eje motriz	A4
PD03	Eje conducido	A4
PD04	Base del motor	A3
PD05	Soporte de polea	A4
PD06	Eje de polea libre	A4
PD07	Apoyo de módulo del motor	A4
PD08	Nervadura	A4
PD09	Marco inferior	A3
PD10	Marco superior	A3
PD11	Platina horizontal	A4
PD12	Platina vertical	A4
PD13	Carcasa electrónica inferior	A3
PD14	Carcasa electrónica superior	A3

5.2. Estimación de costos

En la estimación de costos se tomó en cuenta los costos que se abordaron desde la investigación sobre el tema, el análisis y estudio de la solución óptima, el desarrollo mediante análisis, cálculos, componentes a utilizar y la ingeniería necesaria. En el presente trabajo, para el estimado final del costo, se contemplará principalmente los costos de diseño y los costos de fabricación, en este último se incluyen los costos de los componentes comerciales, componentes manufacturados, y costos logísticos.

5.2.1. Costo de diseño

El diseño del proyecto abarca principalmente el proceso de documentación, análisis de alternativas de solución, evaluación de la solución óptima y la elaboración de los planos. Luego, para una estimación del costo de diseño, se considera que la duración del proyecto es de 15 semanas y que la persona encargada del diseño recibirá honorarios de S/.20.00 la hora por una cantidad de 35 horas a la semana. A su vez, se cotizará el

costo de asesorías por parte de un supervisor experto en el tema de 2 horas semanales con un precio estimado de S/.120.00 por hora. Por consiguiente, se obtiene un costo total de diseño de S/. 14,100.00 durante la duración total del proyecto, tal como se presenta en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2. Estimación de costos de diseño.

Descripción	Costo / hora (S/.)	Horas/ semana	Semanas	Costo total (S/.)
Diseñador	20.00	35	15	10,500.00
Supervisor	120.00	2	15	3,600.00
Total				14,100.00

5.2.2. Costo de fabricación

El costo total de fabricación se estimará en base a los costos de los componentes comerciales, componentes a manufacturar, costos de ensamble y costos de transporte. Es importante mencionar que todos los componentes están disponibles a nivel nacional, y los precios de estos son ofrecidos en soles por sus proveedores. Además, los componentes incluyen en sus costos el impuesto general a las ventas (IGV). Así mismo, los costos se obtuvieron de metalmecánicas, tiendas de electrónica y catálogos por internet de diversos fabricantes.

Los componentes del sistema pueden clasificarse como componentes comerciales, los cuales se pueden dividir en componentes electrónicos y mecánicos, y componentes manufacturados. En la Tabla 5.3 se presenta el costo de los principales componentes electrónicos comerciales, se considera también a la tarjeta electrónica impresa con los otros componentes ya incluidos. Por otro lado, en la Tabla 5.4 se presenta el costo de los componentes mecánicos comerciales, los cuales son todos productos terminados.

Tabla 5.3. Estimación de costos de componentes electrónicos.

Componente	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
Sensor de fuerza	1	38.00	38.00
IMU	1	40.00	40.00
Encoder	1	20.00	20.00
Buzzer	1	7.00	7.00
Pulsador	1	5.00	5.00
Arduino nano	1	70.00	70.00
Controlador de motor	1	36.00	36.00
Tarjeta electrónica impresa	1	130.00	130.00
Total			346.00

Tabla 5.4. Estimación de costos de componentes mecánicos comerciales.

Componente	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
Motor DC	1	250	250
Acoplamiento	1	18	18
Chumacera	3	30.5	91.5
Correa síncrona	1	48	48
Polea motriz	1	40	40
Polea conducida	1	60	60
Polea libre	2	40	80
Cuerda de nylon	1	52	52
Equipo de sujeción	1	70	70
Conector de cuerda	1	5	5
Arandela – A 8.4	28	4.2	117.6
Tornillo hexagonal - M8x85	6	38.6	231.6
Tuerca hexagonal - M8	6	2.2	13.2
Arandela – A 5.3	12	4.1	49.2
Tornillo hexagonal – M5x10	4	3.9	15.6
Tuerca hexagonal – M5	8	1.9	15.2
Tornillo – M5x14 – 4.8 - H	4	2.1	8.4
Tornillo hexagonal – M8x25	6	12	72
Arandela – A 10.5	8	4.5	36
Tornillo hexagonal - M10x85	4	22	88
Tuerca hexagonal – M10	4	3.2	12.8
Tornillo – M4x20	6	1.8	10.8
Tornillo – M2x5	8	0.7	5.6
Total			1,390.50

En la Tabla 5.5 se presentan los costos estimados de los componentes a manufacturar, cuyos costos ya incluyen los costos de la materia prima y los costos de la mano de obra adicional por los servicios de manufacturación.

Tabla 5.5. Estimación de costos de componentes a manufacturar.

Componente	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
Eje motriz	1	15	15
Eje conducido	1	25	25
Carrete	1	30	30
Base del motor	1	38	38
Soporte de polea	4	22	88
Platina horizontal	1	26	26
Platina vertical	4	36	144
Nervadura	2	40	80
Apoyo del módulo	1	40	40
Marco inferior	1	70	70
Marco superior	1	60	60
Carcasa electrónica inferior	1	48	48
Carcasa electrónica superior	1	30	30
Total			694.00

Así mismo, el ensamble del sistema será realizado por dos ayudantes con experiencia, los cuales ensamblarán todos los componentes mecánicos y electrónicos, incluyendo pruebas. Se asume que cada ayudante recibirá como honorario un estimado de S/. 1,800.00, por lo que resulta un costo total de ensamble S/. 3,600.00 del sistema.

El cálculo del costo total de fabricación será la suma de los costos de los componentes comerciales electrónicos y mecánicos, componentes manufacturados y el costo de ensamble. Además, se incluye el costo estimado de transporte por trasladar en camioneta estos componentes desde talleres y tiendas comerciales. Adicionalmente, se consideró un costo de imprevistos adicional del 10% del costo total de fabricación en caso de ocurriese una variación en los precios. En la Tabla 5.6 se muestran los costos bajo conceptos de fabricación.

Tabla 5.6. Estimación del costo total de fabricación.

Costos	Monto (S/.)
Componentes electrónicos comerciales	346.00
Componentes mecánicos comerciales	1390.50
Componentes manufacturados	694.00
Ensamble	3600.00
Transporte	300.00
Imprevistos	633.05
Total	6,963.55

5.2.3. Costo total del sistema

El costo total del sistema se presenta en la Tabla 5.7, el cual es la suma del costo total de diseño y el costo total de fabricación, resultando un costo final de S/. 21,063.55 para el presente proyecto de tesis.

Tabla 5.7. Estimación del costo total del sistema.

Descripción	Monto (S/.)
Diseño	14,100.00
Fabricación	6,963.55
Total	21,063.55



OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

El sistema de suspensión y control de desplazamiento vertical está diseñado para su uso en pacientes con trastornos de marcha, los cuales deben pesar menor de los 100 kg, de lo contrario no se garantiza el funcionamiento del sistema, la estabilidad del sistema ni la seguridad del usuario durante el proceso de rehabilitación.

El diseño del sistema hace un énfasis en el subsistema mecánico donde se analiza la resistencia de los materiales y la interacción de los componentes mecánicos con el usuario. El análisis de cargas se realiza durante la fase estática del movimiento del motor por lo que se trabaja con condiciones de equilibrio estáticos. De igual forma, se define el material y la geometría de los componentes, por lo que pueden ser modificados para estudios posteriores.

El sistema requiere de la implementación de un tablero de alimentación, no contemplado en el presente proyecto, el cual debe ser capaz de entregar las tensiones y corrientes necesarias expuestas en el apartado 3.2 en sus salidas, con los cuales se alimentan los componentes electrónicos y de control, tales como el controlador, los sensores y los actuadores. Las conexiones deben estar debidamente protegidas, evitando generar daños en el paciente y en el sistema.

El sistema diseñado permite la regulación manual de la velocidad a la que se desplaza verticalmente la persona, mediante la conexión USB del controlador a una computadora, en esta última se ingresa en el código dicho parámetro en rutinas programadas con movimientos preestablecidas, dependiendo de las necesidades del usuario a través del controlador. Con ello se regula de manera relativamente sencilla el proceso de rehabilitación al modificar la velocidad de acuerdo con las condiciones a las que se encuentra la persona, las cuales son supervisadas por el terapeuta. Cabe señalar que debido a que no siempre se requiere modificar el código, no se incluye una computadora como parte del sistema propuesto.

CONCLUSIONES

Con base en la metodología de diseño según la norma VDI 2221, y aplicando conceptos de biomecánica, mecánica básica, electrónica y control, se logró desarrollar el diseño de un sistema mecatrónico complementario al exoesqueleto de rehabilitación PUCP que permite controlar el desplazamiento vertical del centro de gravedad de un paciente durante el proceso de marcha, aumentando la eficiencia del proceso de rehabilitación.

El mecanismo de reducción de velocidad fue necesario para incrementar el torque requerido para levantar la carga, por lo que logró facilitar la selección del motor de menor torque, y a la vez permite un mejor control del sistema. Así mismo, el mecanismo de transmisión de potencia por una faja dentada demostró ser práctica y resistente, capaz de transmitir el movimiento entre la polea motriz y la polea conducida.

Los materiales empleados en el módulo de soporte y poleas, al igual que los componentes mecánicos y electrónicos seleccionados, que se ensamblaron según el diseño propuesto en el proyecto, fueron determinados bajo condiciones críticas de carga para garantizar las condiciones de seguridad, estabilidad y resistencia mecánica que se contemplan en los requerimientos del sistema.

Usando los puertos disponibles del microcontrolador del embebido Arduino Nano se logra controlar todos los componentes del sistema, desde la recepción de datos por parte de los sensores, hasta el control del motor a través de su propio controlador.

El uso compartido del tablero de control eléctrico del exoesqueleto de rehabilitación PUCP, acondicionado previamente con una salida eléctrica de 24V y GND, es suficiente para energizar, a través de reguladores de voltaje y arreglos del circuito electrónico, los componentes del sistema, como sensores, transductores, el motor y el microcontrolador.

El costo total del sistema diseñado en el presente trabajo, que incluye costos de materiales, componentes, fabricación y de desarrollo del diseño mecatrónico, es de aproximadamente S/. 21,000.00. Donde la mayor parte del costo total del proyecto corresponde al costo de diseño con aproximadamente un 67% mientras que el costo de fabricación representa un 33% del presupuesto total. Por otro lado, dentro de los costos de fabricación, el costo de ensamble es superior al costo total de los componentes, con aproximadamente un 52% comparado con un 35% respectivamente.

BIBLIOGRAFÍA

- [PUCP, 2016] Grupo de investigación en robótica aplicada y biomecánica. Exoesqueleto para miembros inferiores dirigidos según procedimientos médicos. Lima, Perú. 2016.
- [INEI, 2012] Instituto Nacional de Estadística e Informática. Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad. Lima, Perú. 2012.
- [Garcés, 2015] Garcés Beltrán, Andrés Eduardo. Diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento. 2015.
- [Chan, 2013] Chan-Yul Jung, Junho Choi, Shinsuk Park, Jong Min Lee, ChangHwan Kim, and Seung-Jong Kim. Design and Control of an Exoskeleton System for Gait Rehabilitation Capable of Natural Pelvic Movement. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Chicago, Estados Unidos. 2013.
- [Qiangyong, 2014] Qiangyong, S. Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system. China. 2014.
- [Marco, 2017] Dra. Marco Sanz, Carmen. Cinesiología de la marcha humana normal. 2017
- [Winter, 1995] D A Winter PhD, Peng. Human balance and posture control during standing and walking. Department of Kinesiology, University of Waterloo. Ontario, Canada. 1995.
- [Tristancho, 2012] J. A. Tristancho, L. E. Contreras, L. F. Vargas. Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje. Entre Ciencia e Ingeniería. Año 6. No.12. 2012. pp 29-35.
- [Meng, 2011] Xiaoli Meng; Shuyan Sun; Lianying Ji; Jiankang Wu; Wai-Choong Wong. Estimation of Center of Mass Displacement based in Gait Analysis. China. 2011.
- [Bakhtiari, 2011] A. Bakhtiari; F. Bahrami. Real Time Estimation and Tracking of Human Body Center of Mass Using 2D Video Imaging. IEEE. Iran. 2011.
- [Malina, 1995] Malina R. Antropometría. 1995.
<http://q-se.com/es/antropometria/articulos/antropometria-718>
- [Contreras, 2005] Contreras Bravo, Leonardo; Roa Garzón, Máximo Alejandro. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia. 2005.
- [Watanabe, 2011] Watanabe Takao, Kobayashi Yo, Fujie Masakatsu. Pelvic motion analysis for gait phase estimation during gait training with body weight support IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. Tokyo. 2011
- [OMS, 2013] Lesiones medulares. Consulta 20 de Agosto del 2017.
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/es/>
- [Kinect, 2012] Electro-estimulación. Consulta 19 de Agosto del 2017.
<http://fisioterapia.blogspot.pe/2012/10/la-electroestimulacion.html#more>
- [Cortés, 2013] Cortés Sergio, Duarte Adrián. Órtesis activa para la rehabilitación de lesión medular de miembro inferior. Instituto Politécnico Nacional. México. 2013
- [Ayd, 2012] Órtesis de miembros inferiores. Consulta 20 de Agosto del 2017.
<http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/10/ortesis-de-miembros-inferiores.pdf>
- [Floor, 2012] Floor Westerdijk, Marianne J., Schepers H. Martin, Veltink Peter H.

Use of inertial sensors for ambulatory assessment of Center-of-Mass displacements during walking. IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 59, No. 7. 2012. pp. 2080-2084.

[Escorpizo, 2014] Escorpizo Reuben. Defining the principles of musculoskeletal disability and rehabilitation. Best Practice & Research Clinical Rheumatology. Vol. 28. 2014. pp. 367-375.

[Grosso, 2009] J.M. Grosso; D. Tibaduiza. Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior. 2do Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica. Colombia. 2009.

[Wang, 2010] Ping Wang; K.H. Low; Adela Tow. Effects of Body-Weight Support Locomotion Training on EMG Activation in Healthy and Spinal Cord Injury Subjects. China. 2010.

[Flores, 2015] Flores Ascencios, Kevin Manuel. Diseño preliminar de un dispositivo que complemente al simulador de marcha de la PUCP para reproducir los movimientos del miembro inferior del ser humano. 2015.

[Banala, 2007] Banala, S.; Agrawal, S.; Scholz, J. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics. 2007.

[Jung, 2013] Jung, S.; Kang, S.; Cho, H.; Ryu J.; Mun, M; Moon, I. Modeling of Body Weight Support System for Person with Gait Disorder. International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation. 2013. pp. 172-176.

[Hocoma, 2017] Lokomat Pro Functional Robotic Gait Therapy. Consulta 12 de Septiembre del 2017. <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/modules/>.

[Qiangyong, 2014] Qiangyong, S.; Xiaodong, Z.; Jiangcheng, C.; Yuanjun, C. Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system. IEEE International Conference on Information and Automation. Hailar, China. 2014.

[Kazerooni, 2006] Kazerooni, H.; Steger, R.; Huang, L. "Hybrid Control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)". The International Journal of Robotics Research. 2006.

[Schepers, 2009] Schepers, M.; Van Asseldonk, E.; Buurpe, J.; Veltink, Ambulatory Estimation of Center of Mass Displacement during Walking, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 56. N° 4. 2009. pp. 1189- 1195.

[Optibelt, 2017] Optibelt - Manual técnico de correas dentadas. Consulta 13 de Febrero del 2022. <https://www.optibelt.com/fileadmin/pdf/produkte/zahnriemen-gummi/Optibelt-TM-Rubber-Timing-Belt-Drives.pdf>

ANEXOS



Anexo A: Relación entre desplazamiento y el cambio de posición angular

Se procede a hallar una relación entre la distancia recorrida por la cuerda, la cual viene a ser el desplazamiento vertical a controlar, con el cambio de posición angular de entrada, es decir la posición del eje del motor.

En base a la figura 3.12 se procede a analizar el desplazamiento mediante sus respectivas ecuaciones, considerando que el ángulo de giro de del motor lo denominamos θ , y el de la polea acoplada mediante una faja α .

De acuerdo con el mecanismo seleccionado, la longitud recorrida por la faja por parte del ángulo de giro del motor viene a ser la misma para la segunda polea. El eje de diámetro menor en la segunda polea gira el mismo ángulo que el de diámetro mayor, debido a que se trata de un cuerpo rígido, por lo que se obtiene el desplazamiento vertical buscado inicialmente:

$$l_1 = r_1 \theta ,$$

$$l_1 = R_2 \alpha ,$$

$$l_2 = r_2 \alpha .$$

Donde l_1 es la longitud que recorre la faja por parte de la primera polea, l_2 es la longitud que recorre la faja por parte de la segunda polea, r_1 es el radio de la primera polea, r_2 es el radio menor de la segunda polea y R_2 es el radio mayor de la segunda polea.

Despejando:

$$\theta = \frac{l_2 * R_2}{r_1 * r_2} .$$

Se obtienen la relación del cambio de posición angular por parte del motor respecto al desplazamiento en el tramo vertical del sistema respecto al a través del mecanismo de faja-polea diseñado. Con ello, se procede a hallar el ángulo de rotación del motor para obtener el desplazamiento límite de la persona.

Datos:

$$l_2 = 5\text{cm}$$

$$r_1 = 1.5\text{cm}$$

$$r_2 = 1.5\text{cm}$$

$$R_2 = 3\text{cm}$$

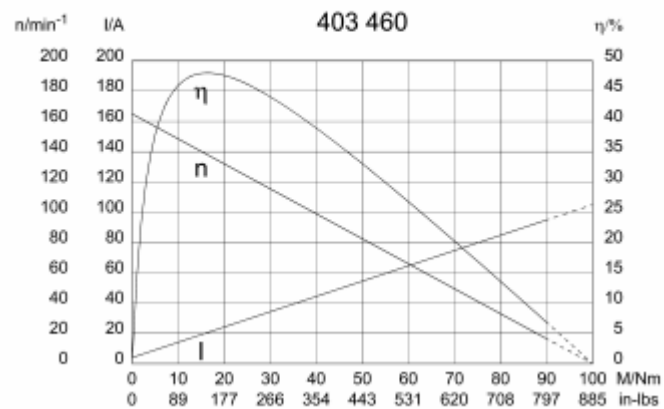
Reemplazando se obtiene el ángulo de giro máximo del motor:

$$\theta = 6.667 \text{ rad} = 381.97^\circ$$

Anexo B: Especificaciones del motor Nidec tipo 403 460



Characteristic curves



Performance data

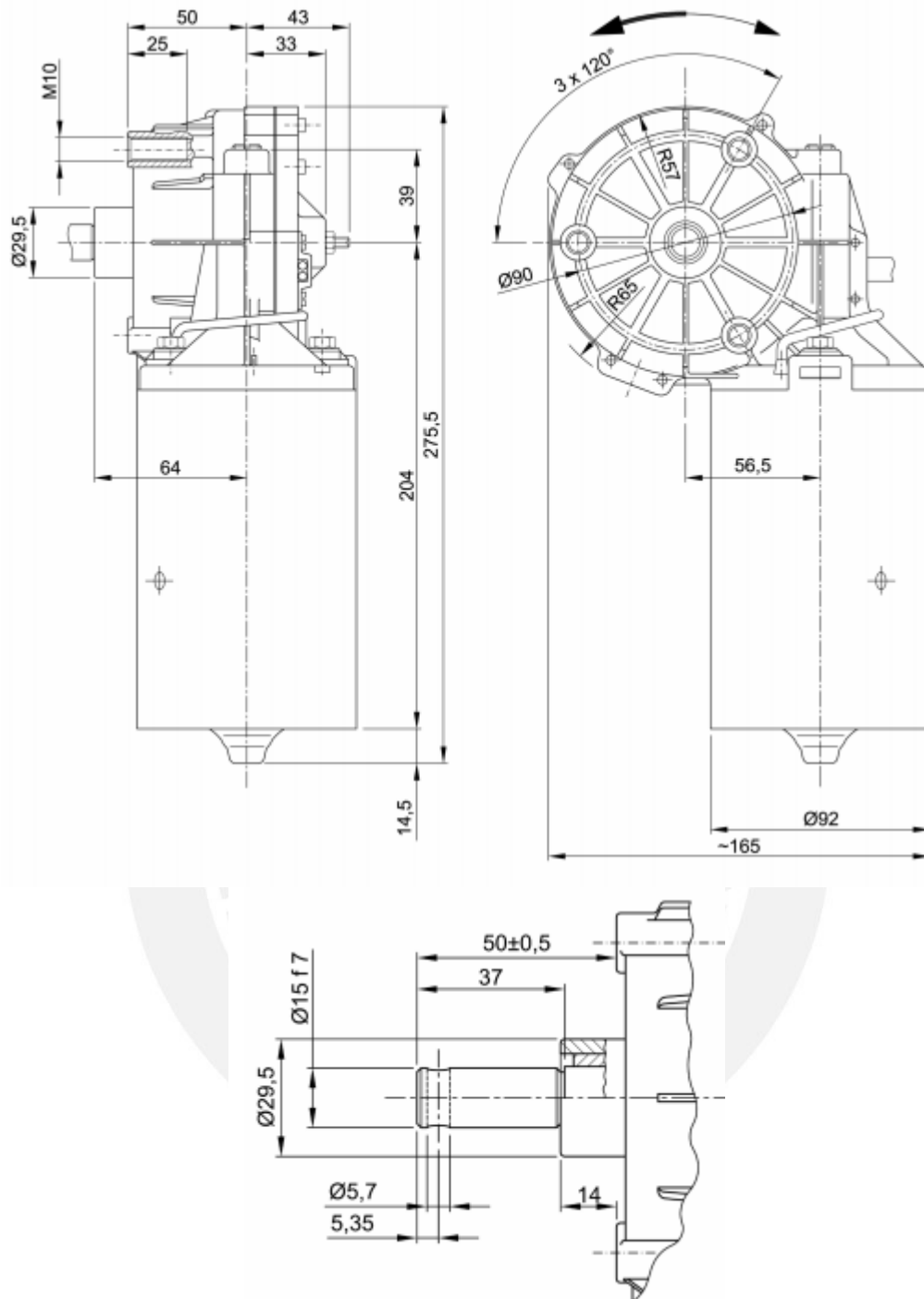
Rated voltage [V]	U_N	24
Nominal torque [Nm]	M_N	10.0
No-load speed [min^{-1}]	n_0	165.0
Nominal power [W]	P_N	156
Nominal current [A]	I_N	5.0
Nominal force [kN]	F_N	0.00
Duty cycle		s1

Sensor data

Pulses	0
Output channels	0

Other data

Gear ratio	43/3
Gear wheel material	plastic
Suppression components	
Enclosure class	IP 20
Weight [kg]	4.200



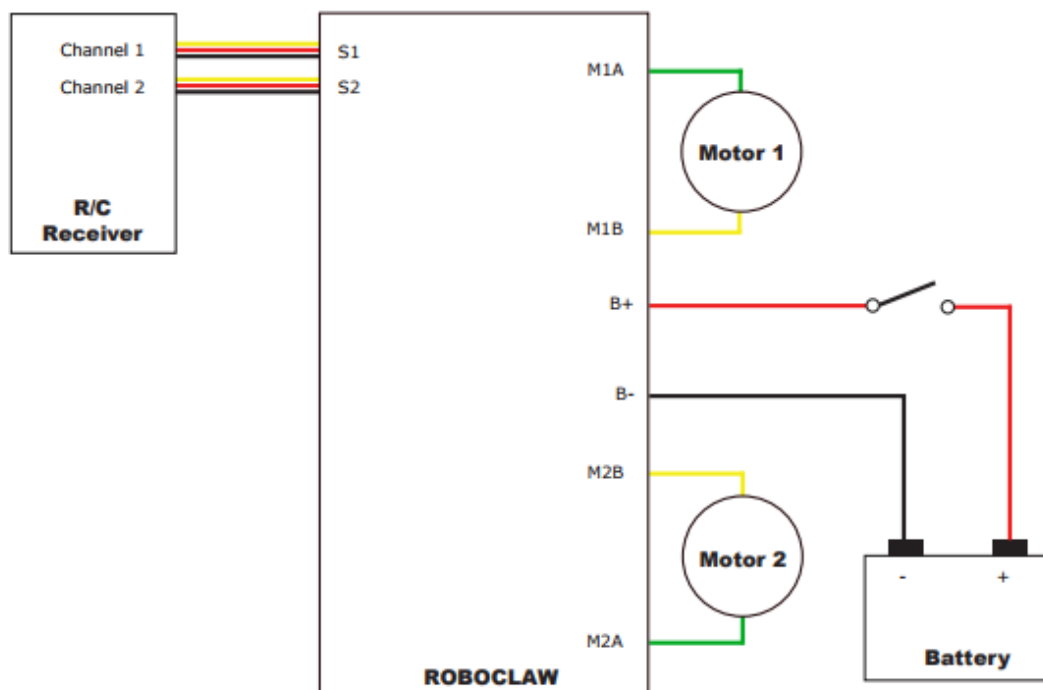
Anexo C: Configuración eléctrica del RoboClaw



Basic Wiring

The MCP has many control modes and each mode may have unique wiring requirements to ensure safe and reliable operation. The diagram below illustrates a very basic wiring configuration used in a small motor system where safety concerns are minimal. This is the most basic wiring configuration possible. Any wiring of RoboClaw should include a main battery shut off switch, even when safety concerns are minimal. Never underestimate a motorized system in an uncontrolled condition.

In addition, RoboClaw is a regenerative motor controller. If the motors are moved when the system is off, it could cause potential erratic behavior due to the regenerative voltages powering the system. A return path to the battery should always be supplied if the system can move when main power is disconnected or a fuse is blown.

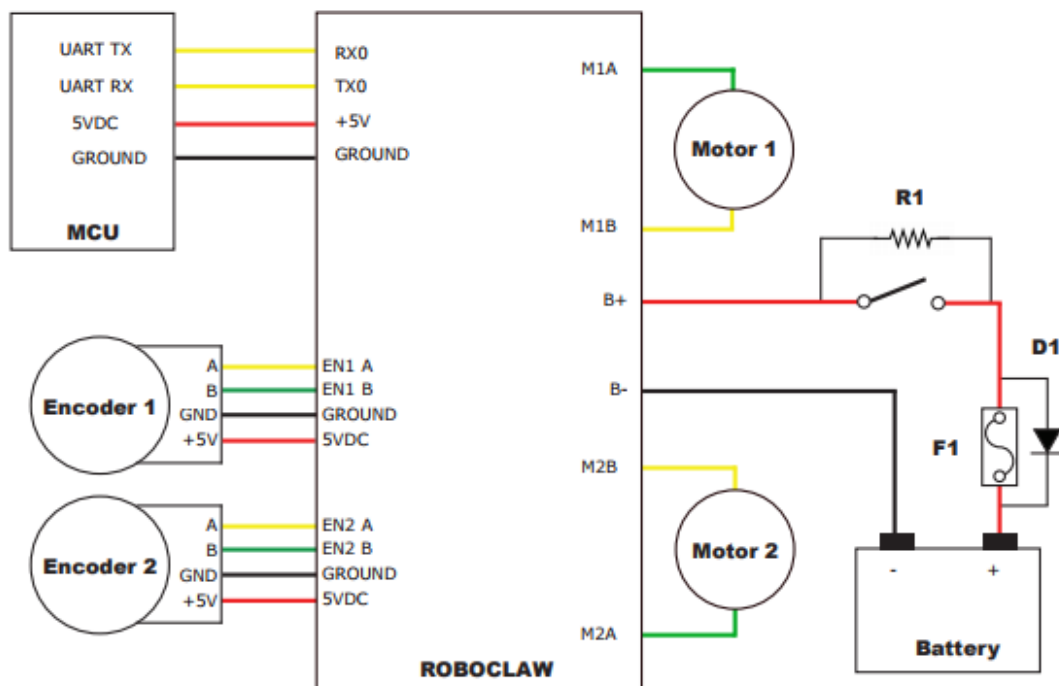


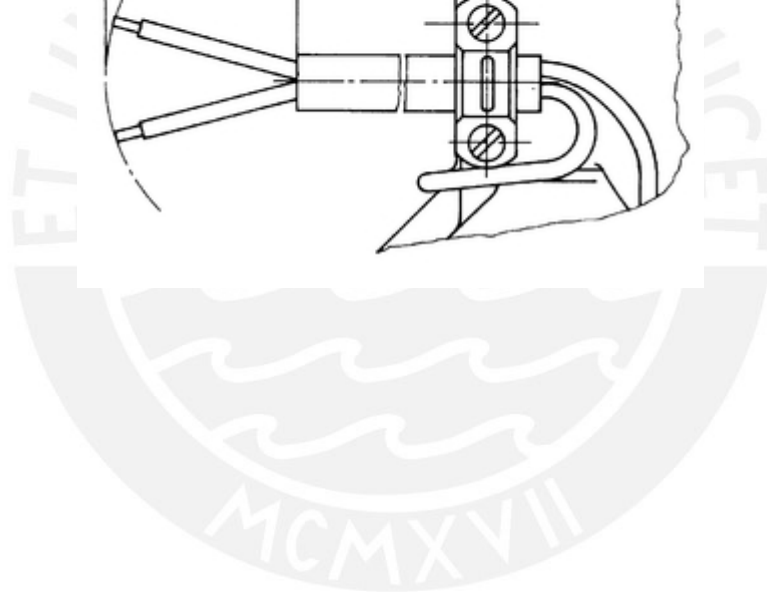
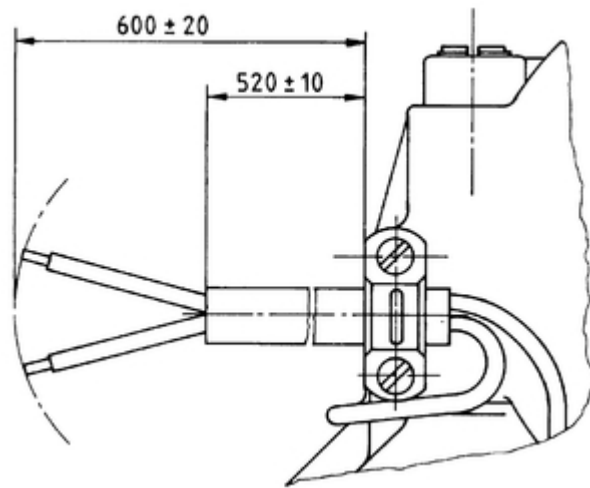
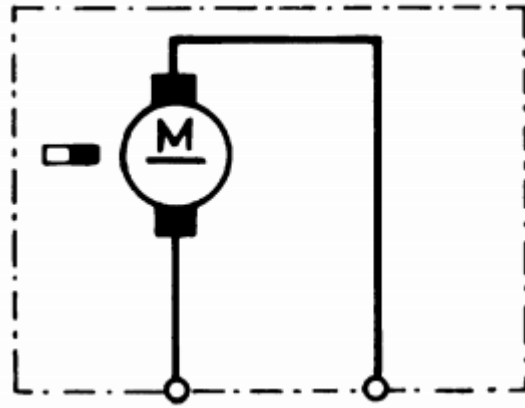
Safety Wiring

In all system with movement, safety is a concern. The wiring diagram below illustrates a properly wired system with several safety features. An external main power cut off is required for safety. When the RoboClaw is switched off or the fuse is blown, a high current diode (D1) is required to create a return path to the battery for any regenerative voltages. The use of a pre-charge resistor (R1) is required to avoid high inrush currents and arcing. A pre-charge resistor (R1) should be 1K, 1/2Watt for a 60VDC motor controller which will give a pre-charge time of about 15 seconds. A lower resistances can be used with lower voltages to decrease the pre-charge time.

Encoder Wiring

A wide range of sensors are supported including quadrature encoders, absolute encoders, potentiometers and hall effect sensors for closed loop operation. The encoder pins are not exclusive to supporting encoders and have several functions available. See Encoder section of this manual for additional information.





Anexo D: Características del zumbador**Descripción:**

5V zumbador activa pitido continuo

Tensión: 3.5-5.5V

Corriente: <25mA

Frecuencia: 2300 ± 500Hz

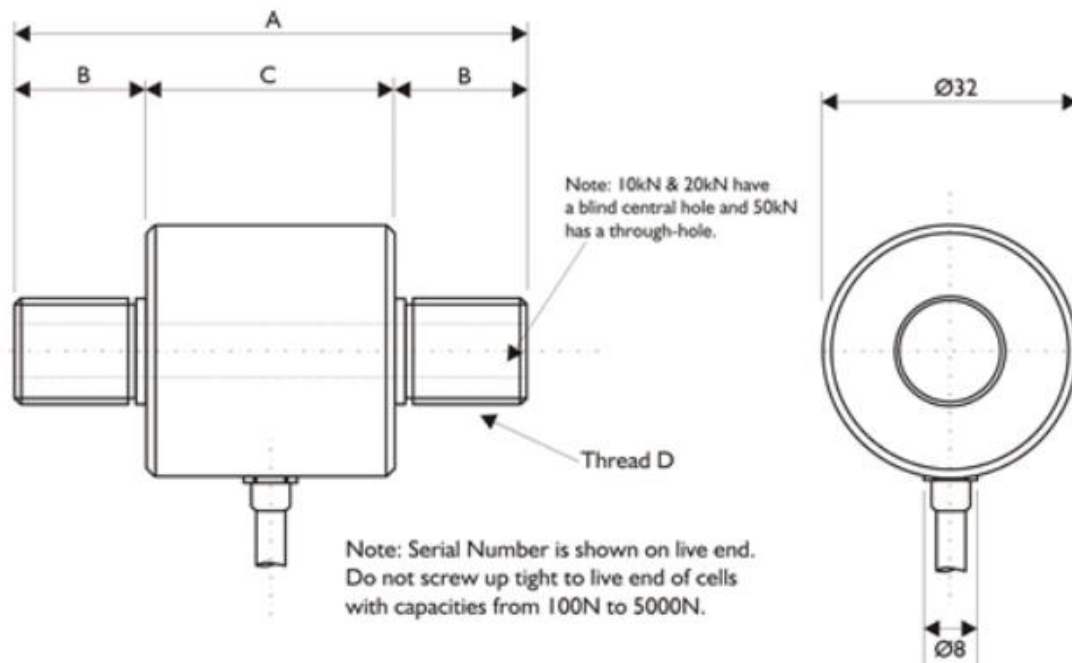
Cable: 160 mm

Anexo E: Especificaciones del sensor de fuerza

Technical Specifications

Rated Capacity (RC)	N	0-100, 0-250, 0-500, 0-1000, 0-2500, 0-5000, 0-10000, 0-20000, 0-50000
Operating Modes	Tension/Compression / Tension & Compression	
Sensitivity (RO)	mV/V	2.0 nominal (1.2 approx on 100N)
Zero Balance/Offset	±%/Rated Output	<1.0
Output Symmetry (tension vs. compression)	±%/Rated Output	<1
Non-Linearity	±%/Rated Output	<0.3
Hysteresis	±%/Rated Output	<0.3
Repeatability	±%/Rated Output	<0.2
Temperature Effect on Zero	±%/Rated Output/ °C	<0.005
Temperature Effect on Sensitivity	±%/Applied Load/ °C	<0.005
Input Resistance	Ohms	750 nominal
Output Resistance	Ohms	700 nominal
Insulation Resistance	Megohms	>5000 @ 50Vdc
Excitation Voltage	Volts AC or DC	10 recommended (2-15 acceptable)
Operating Temperature Range	°C	-20 to +80
Compensated Temperature Range	°C	0 to +70
Storage Temperature Range	°C	-20 to +80
Safe Overload	% of Rated Capacity	150
Ultimate Overload	% of Rated Capacity	200
Maximum Allowable Sideload	% of Rated Capacity	<5
Deflection @ Rated Capacity	mm	See dimensions table
Fundamental Resonant Frequency*	kHz	See dimensions table
IP Rating (Environmental Protection)		IP65
Weight (excluding cable)	grams	150 nominal
Fatigue Life	10 ⁸ cycles typical (10 ⁹ cycles on fatigue-rated version)	
Cable Length (as standard)	metres	2
Cable Type	4-core + screen, PVC sheath, Ø3.5 typical	
Construction	Stainless Steel	
Resolution:	1 part in 250,000 (with appropriate instrumentation)	

Product Dimensions (mm)



CAPACITY (N)	A	B	C	D	Deflection mm	Resonant Frequency kHz
100	50	15	20	M12	0.10	0.53
250	50	15	20	M12	0.10	0.84
500	50	15	20	M12	0.07	1.42
1000	50	15	20	M12	0.05	2.37
2500	50	15	20	M12	0.03	4.84
5000	50	15	20	M12	0.02	8.39
10000	50	12.5	25	M12	0.04	13
20000	50	12.5	25	M12	0.04	18
50000	56	18	20	M16	0.03	25

Anexo F: Especificaciones del encoder



Technische Daten - elektrisch

Betriebsspannung	10...30 VDC
Betriebsstrom typ.	20 mA (24 VDC, ohne Last)
Initialisierungszeit	≤170 ms nach Einschalten
Datenaktualität	<1 ms
Schnittstelle	CANopen® CANopen®-Lift CANopen® + inkremental
Funktion	Multiturn Singleturn
Profilkonformität	CANopen® CiA Kommunikationsprofil DS 301, LSS Profil DSP 305, Geräteprofil DS 406, DS 417
Schrittzahl je Umdrehung	≤16384 / 14 Bit
Anzahl der Umdrehungen	≤262144 / 18 Bit
Absolute Genauigkeit	±0,15 ° (+20 ±15 °C) ±0,25 ° (-40...+85 °C)
Abtastprinzip	Magnetisch
Codeverlauf	CW: aufsteigende Werte bei Drehung im Uhrzeigersinn; Blick auf den Flansch
Ausgangsstufen	CAN-Bus, LV (3.3 V) kompatibel ISO11898 Inkremental: Linedriver RS422 oder Gegentakt (optional)
Inkremental-Ausgang	1024, 2048, 4096 Imp./Umdr. (weitere auf Anfrage)
Ausgangssignale	A+, A-, B+, B-
Ausgabefrequenz	≤350 kHz
Störfestigkeit	DIN EN 61000-6-2
Störaussendung	DIN EN 61000-6-4

Technische Daten - mechanisch

Baugröße (Flansch)	ø58 mm
Wellenart	ø10 x 20 mm, Vollwelle mit Fläche
Flansch	Klemmflansch
Schutzart DIN EN 60529	IP 65 (ohne Wellendichtung) IP 67 (mit Wellendichtung)
Betriebsdrehzahl	≤6000 U/min
Anlaufdrehmoment	≤2 Ncm (+20 °C, IP 65) ≤2,5 Ncm (+20 °C, IP 67)
Zulässige Wellenbelastung	≤40 N axial ≤80 N radial
Werkstoff	Gehäuse: Stahl verzinkt Flansch: Aluminium Welle: Edelstahl
Betriebstemperatur	-40...+85 °C (siehe allgemeine Hinweise)
Relative Luftfeuchte	95 %
Widerstandsfähigkeit	DIN EN 60068-2-6 Vibration 30 g, 10-2000 Hz DIN EN 60068-2-27 Schock 500 g, 1 ms
Masse ca.	250 g
Anschluss	Flanschdose M12, 5-polig Flanschdose M12, 8-polig Kabel 2 m



Anexo G: Características del sensor de medida inercial



The 9DOF Razor IMU incorporates three sensors - an [ITG-3200](#) (MEMS triple-axis gyro), [ADXL345](#) (triple-axis accelerometer), and [HMC5883L](#) (triple-axis magnetometer) - to give you nine degrees of inertial measurement. The outputs of all sensors are processed by an on-board ATmega328 and output over a serial interface. This enables the 9DOF Razor to be used as a very powerful control mechanism for UAVs, autonomous vehicles and image stabilization systems.

The board comes programmed with the 8MHz Arduino bootloader (stk500v1) and some [example firmware](#) that demos the outputs of all the sensors. Simply connect to the serial TX and RX pins with a 3.3V FTDI Basic Breakout, open a terminal program to 57600bps and a menu will guide you through testing the sensors. You can use the Arduino IDE to program your code onto the 9DOF, just select the 'Arduino Pro or Pro Mini (3.3v, 8mhz) w/ATmega328' as your board.

The 9DOF operates at 3.3VDC; any power supplied to the white JST connector will be regulated down to this operating voltage - our LiPo batteries are an excellent power supply choice. The output header is designed to mate with our 3.3V FTDI Basic Breakout board, so you can easily connect the board to a computer's USB port. Or, for a wireless solution, it can be connected to the [Bluetooth Mate](#) or an [XBee Explorer](#).

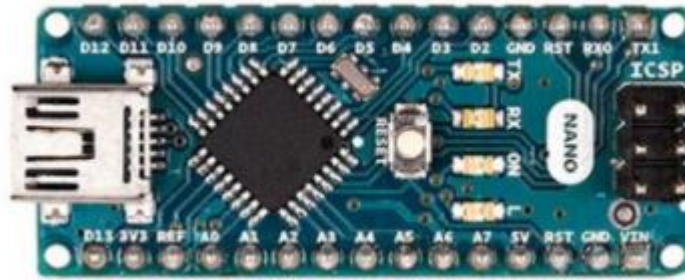
Having a hard time picking an IMU? Our [Accelerometer, Gyro, and IMU Buying Guide](#) might help!

Note: This product is a collaboration with Jordi Munoz of 3d Robotics. A portion of each sales goes back to them for product support and continued development.

- 9 Degrees of Freedom on a single, flat board:
 - ITG-3200 - triple-axis digital-output gyroscope
 - ADXL345 - 13-bit resolution, $\pm 16g$, triple-axis accelerometer
 - HMC5883L - triple-axis, digital magnetometer
- Outputs of all sensors processed by on-board ATmega328 and sent out via a serial stream
- Autorun feature and help menu integrated into the example firmware
- Output pins match up with FTDI Basic Breakout, Bluetooth Mate, XBee Explorer
- 3.5-16VDC input
- ON-OFF control switch and reset switch
- 1.1" x 1.6" (28 x 41mm)



Anexo H: Especificaciones del Arduino Nano



Power

The Arduino Nano can be powered via the Mini-B USB connection, 6-20V unregulated external power supply (pin 30), or 5V regulated external power supply (pin 27). The power source is automatically selected to the highest voltage source.

Memory

The ATmega328 has 32 KB, (also with 2 KB used for the bootloader). The ATmega328 has 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM.

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Nano can be used as an input or output, using `pinMode()`, `digitalWrite()`, and `digitalRead()` functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- Serial: 0 (RX) and 1 (TX). Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the FTDI USB-to-TTL Serial chip.
- External Interrupts: 2 and 3. These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the `attachInterrupt()` function for details.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11. Provide 8-bit PWM output with the `analogWrite()` function.
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language.
- LED: 13. There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.

The Nano has 8 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the `analogReference()` function. Analog pins 6 and 7 cannot be used as digital pins. Additionally, some pins have specialized functionality:

- I2C: 4 (SDA) and 5 (SCL). Support I2C (TWI) communication using the Wire library (documentation on the Wiring website).

There are a couple of other pins on the board:

- AREF. Reference voltage for the analog inputs. Used with `analogReference()`.
- Reset. Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

Communication

The Arduino Nano has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provide UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An FTDI FT232RL on the board channels this serial communication over USB and the FTDI drivers (included with the Arduino software) provide a virtual com port to software on the computer. The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the FTDI chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1). A `SoftwareSerial` library allows for serial communication on any of the Nano's digital pins. The ATmega328 also support I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a `Wire` library to simplify use of the I2C bus. To use the SPI communication, please see ATmega328 datasheet.

Programming

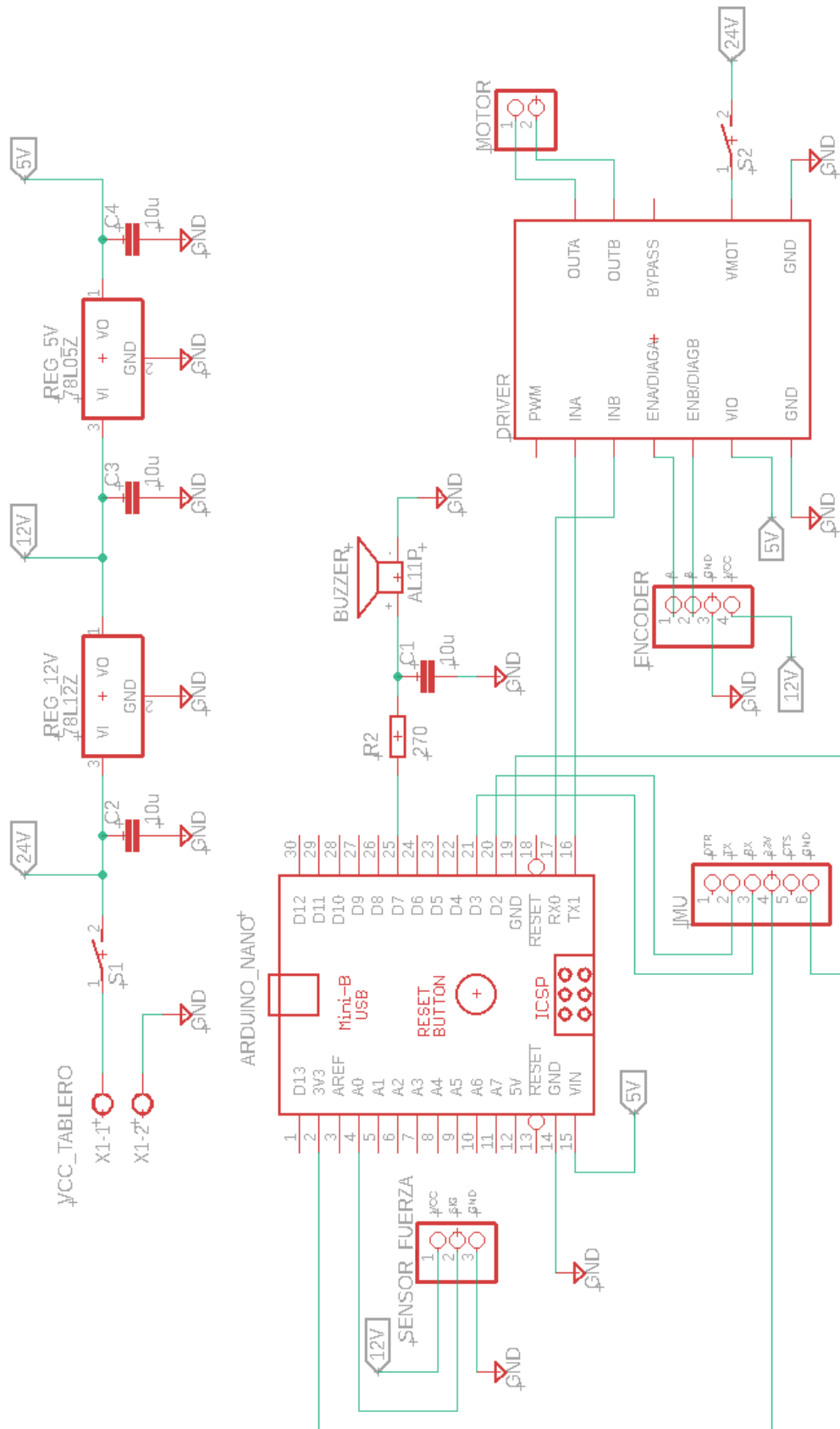
The Arduino Nano can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Duemilanove or Nano w/ ATmega328" from the Tools > Board menu (according to the microcontroller on your board). The ATmega328 on the Arduino Nano comes preburned with a bootloader that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol. You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header using Arduino ISP or similar.

Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Nano is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the FT232RL is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload. This setup has other implications. When the Nano is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Nano. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

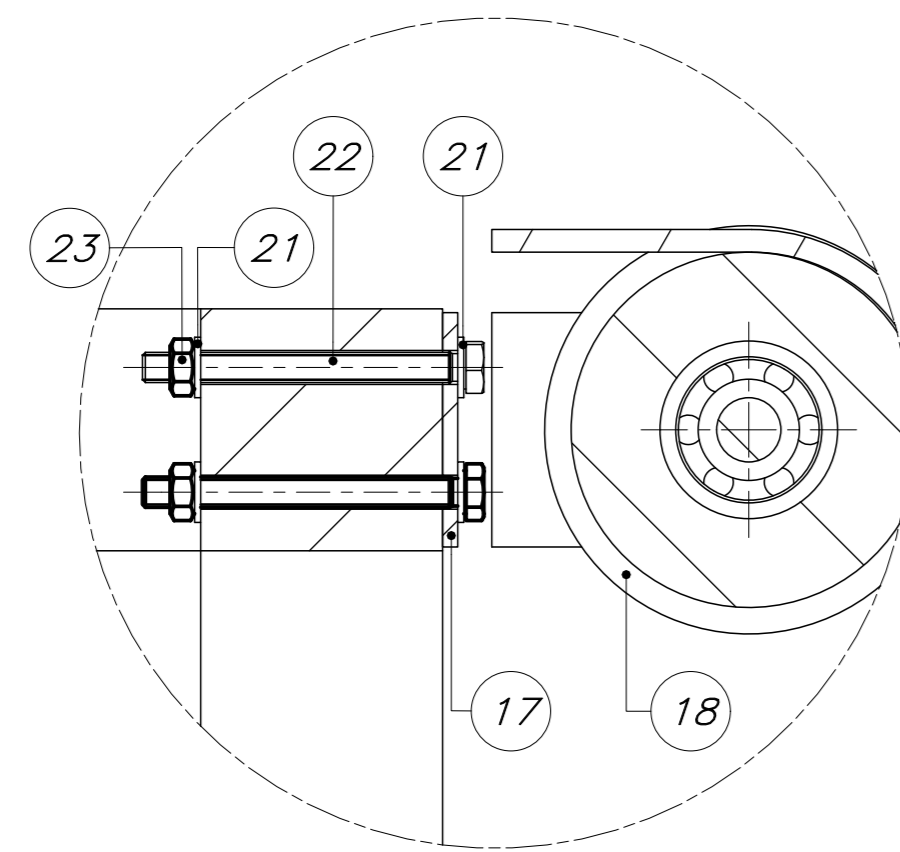
Microcontroller	ATmega328
Architecture	AVR
Operating Voltage	5 V
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
Clock Speed	16 MHz
Analog I/O Pins	8
EEPROM	1 KB
DC Current per I/O Pins	40 mA (I/O Pins)
Input Voltage	7-12 V
Digital I/O Pins	22
PWM Output	6
Power Consumption	19 mA
PCB Size	18 x 45 mm
Weight	7 g
Product Code	A000005

Anexo I: Circuito esquemático del sistema

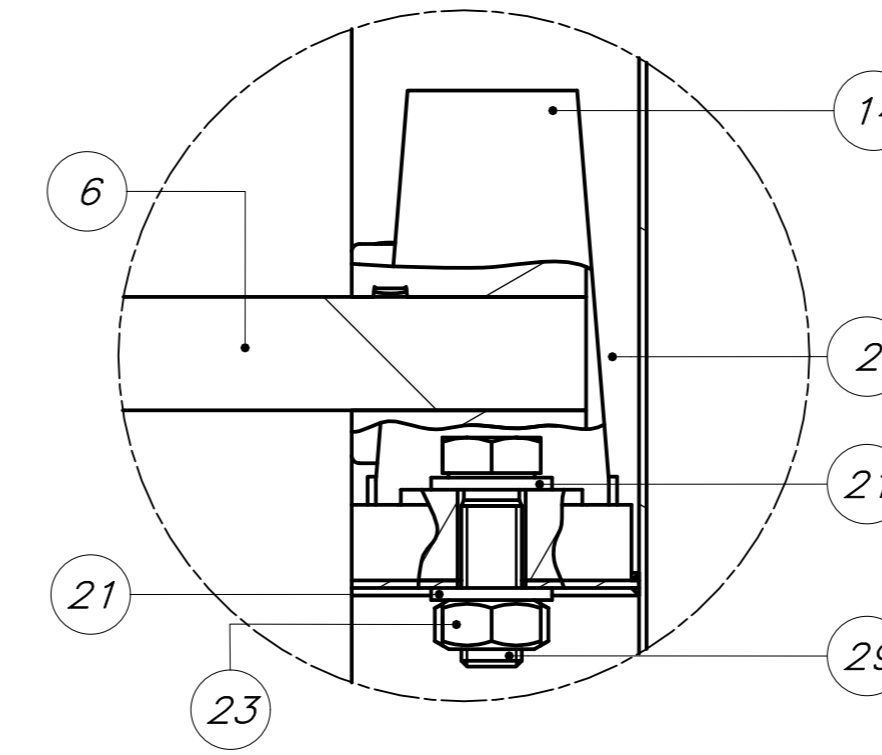


Anexo J: Planos

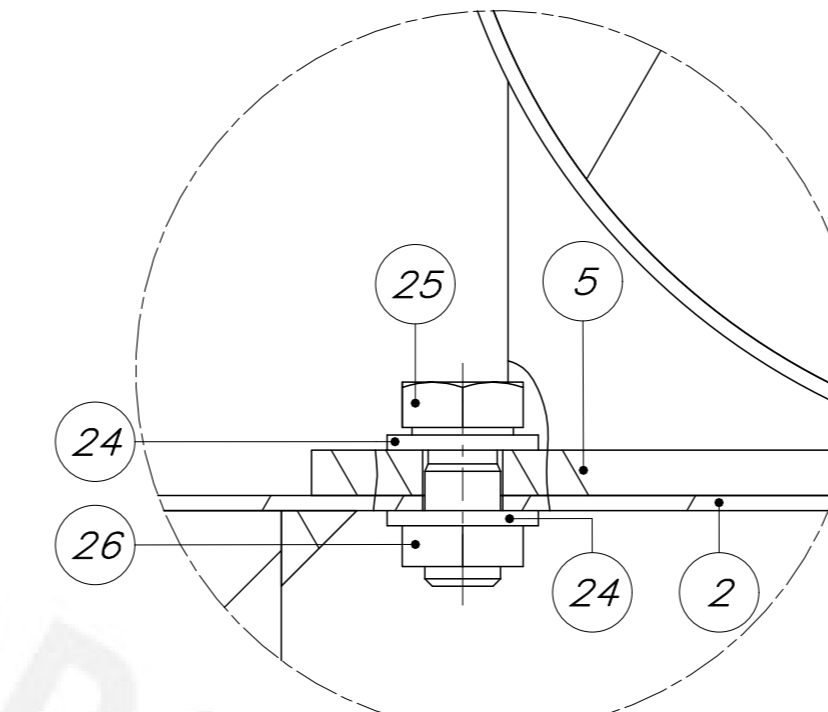
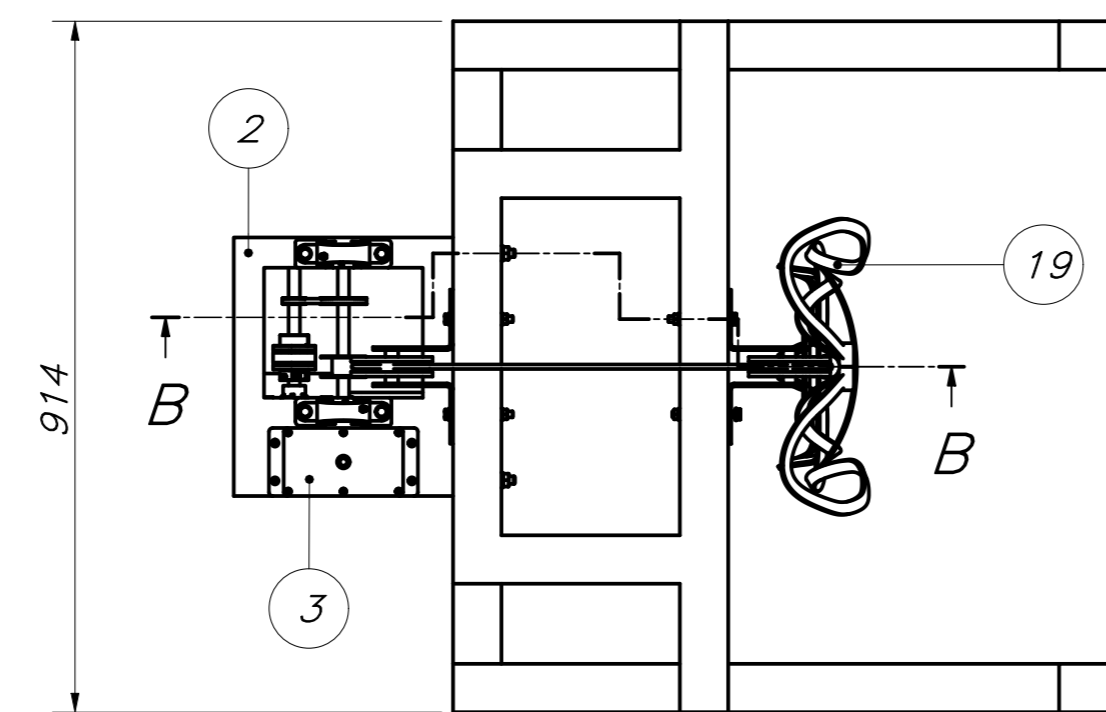




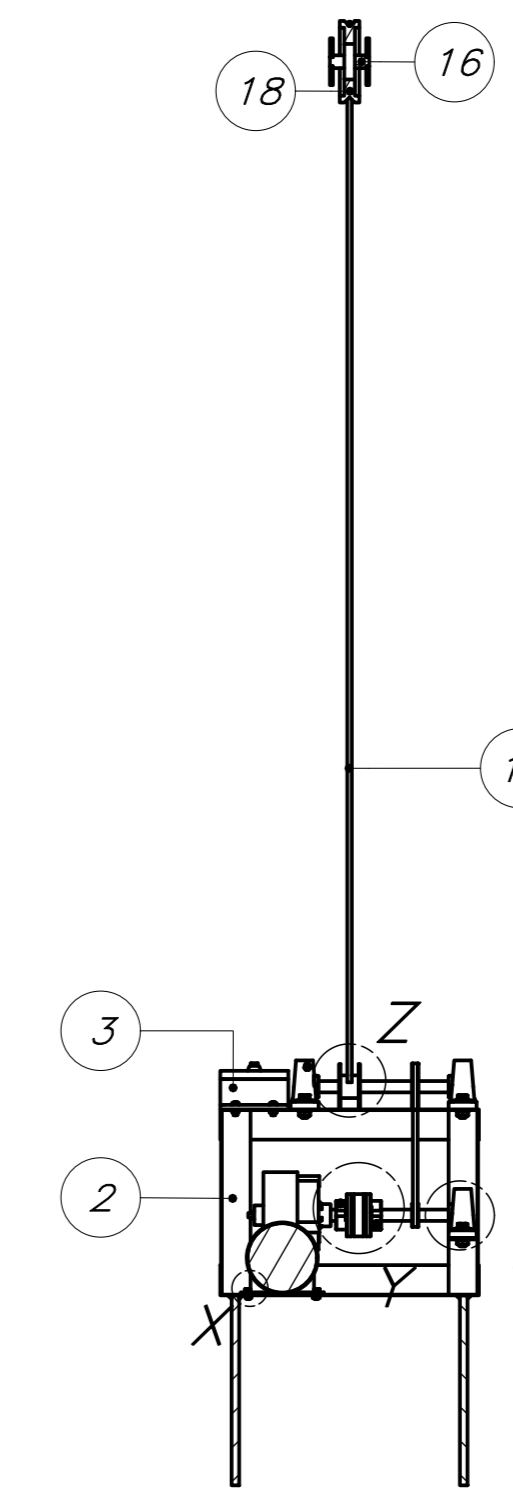
DETALLE P
ESCALA 1:2



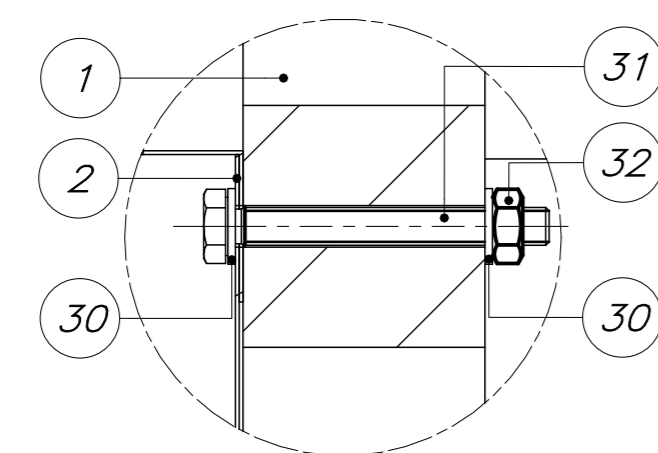
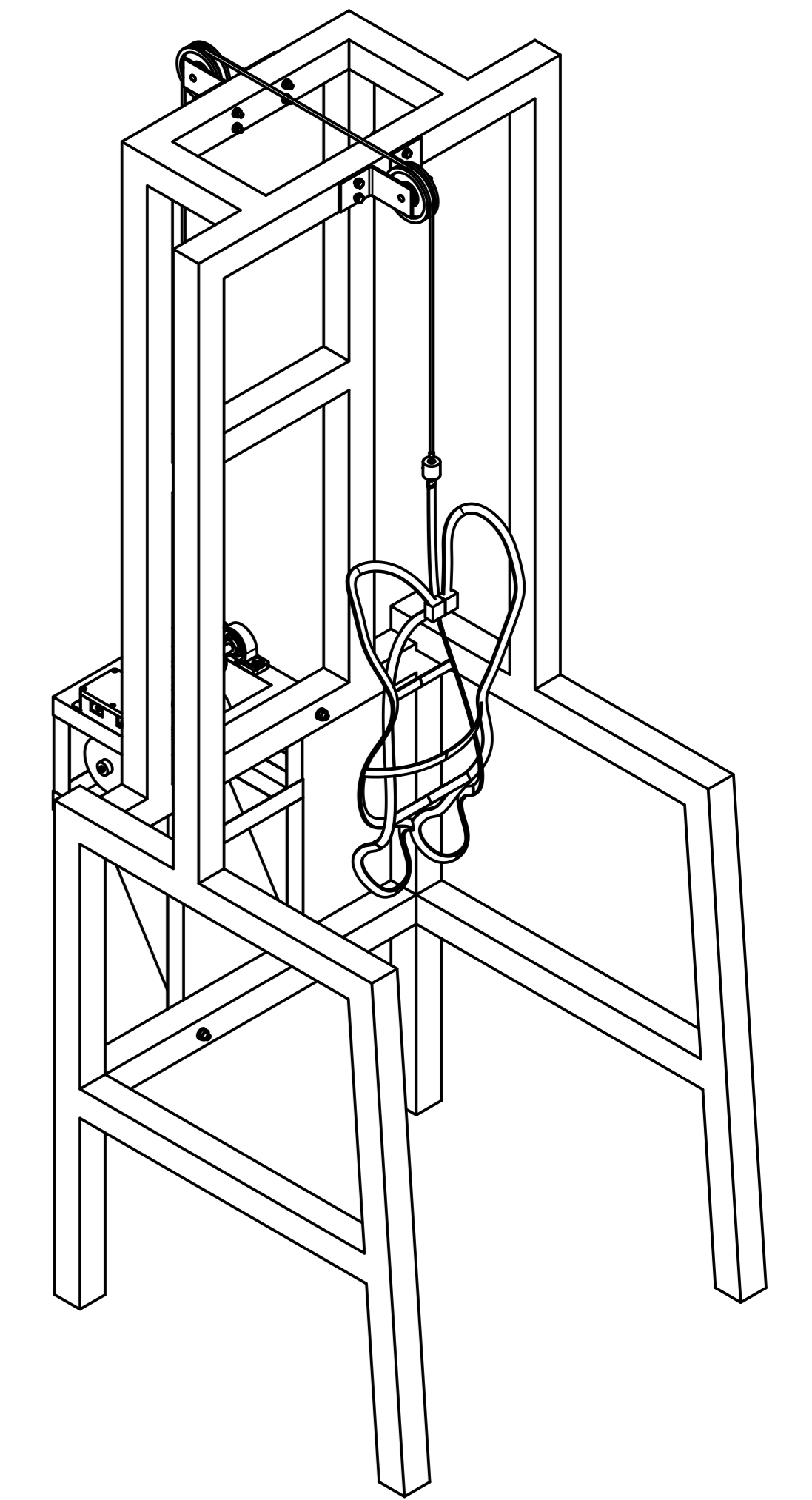
DETALLE W
ESCALA 1 : 1



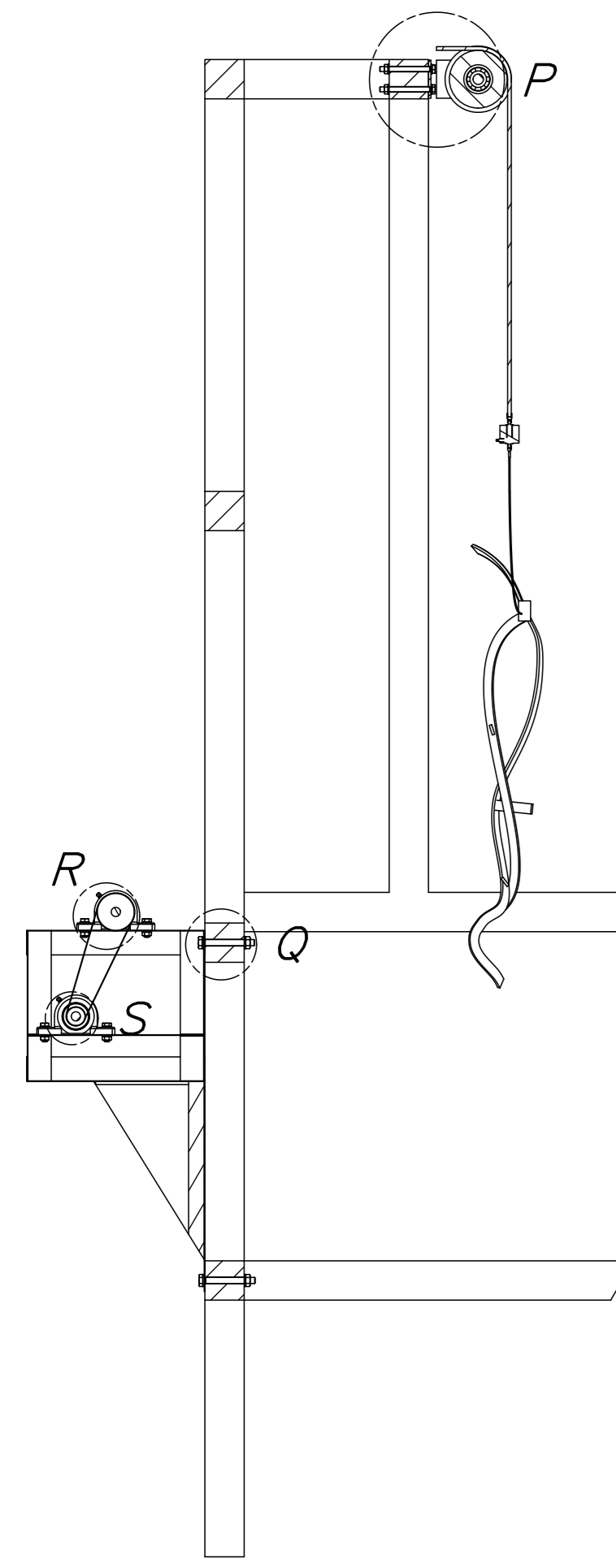
DETALLE X
ESCALA 2 : 1



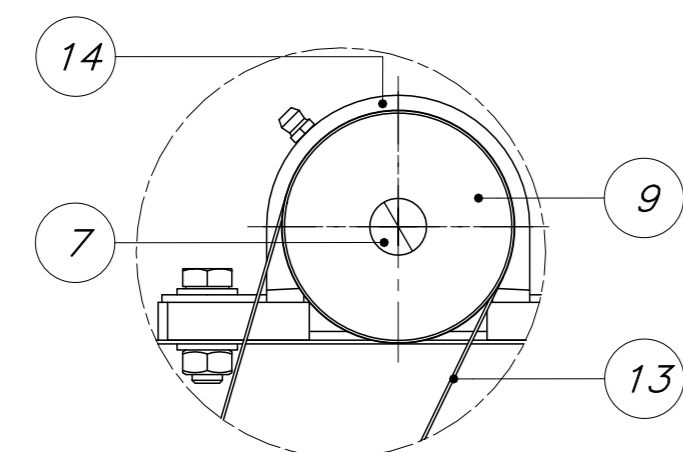
CORTE A-A



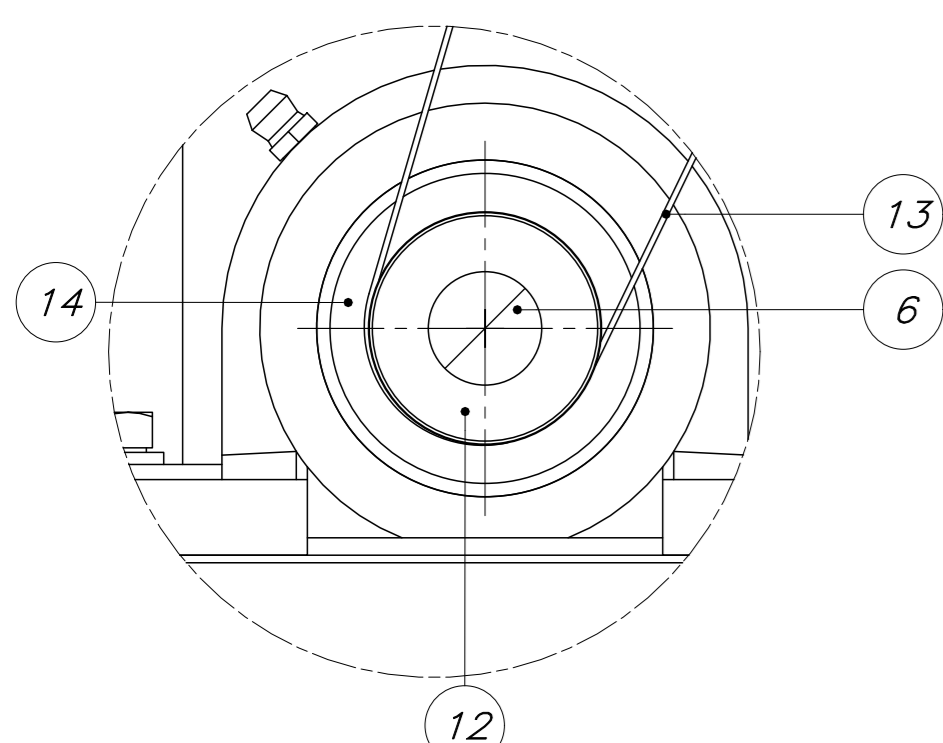
DETALLE Q
ESCALA 1:2



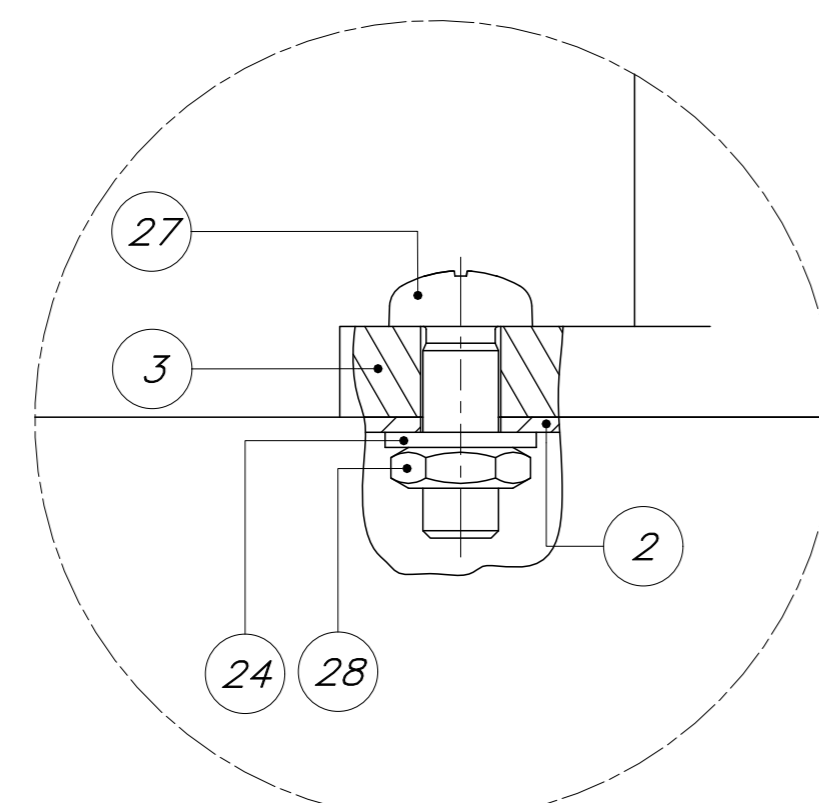
CORTE B-B



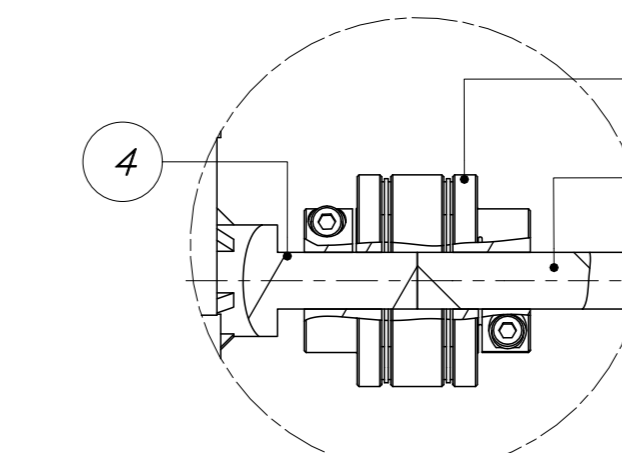
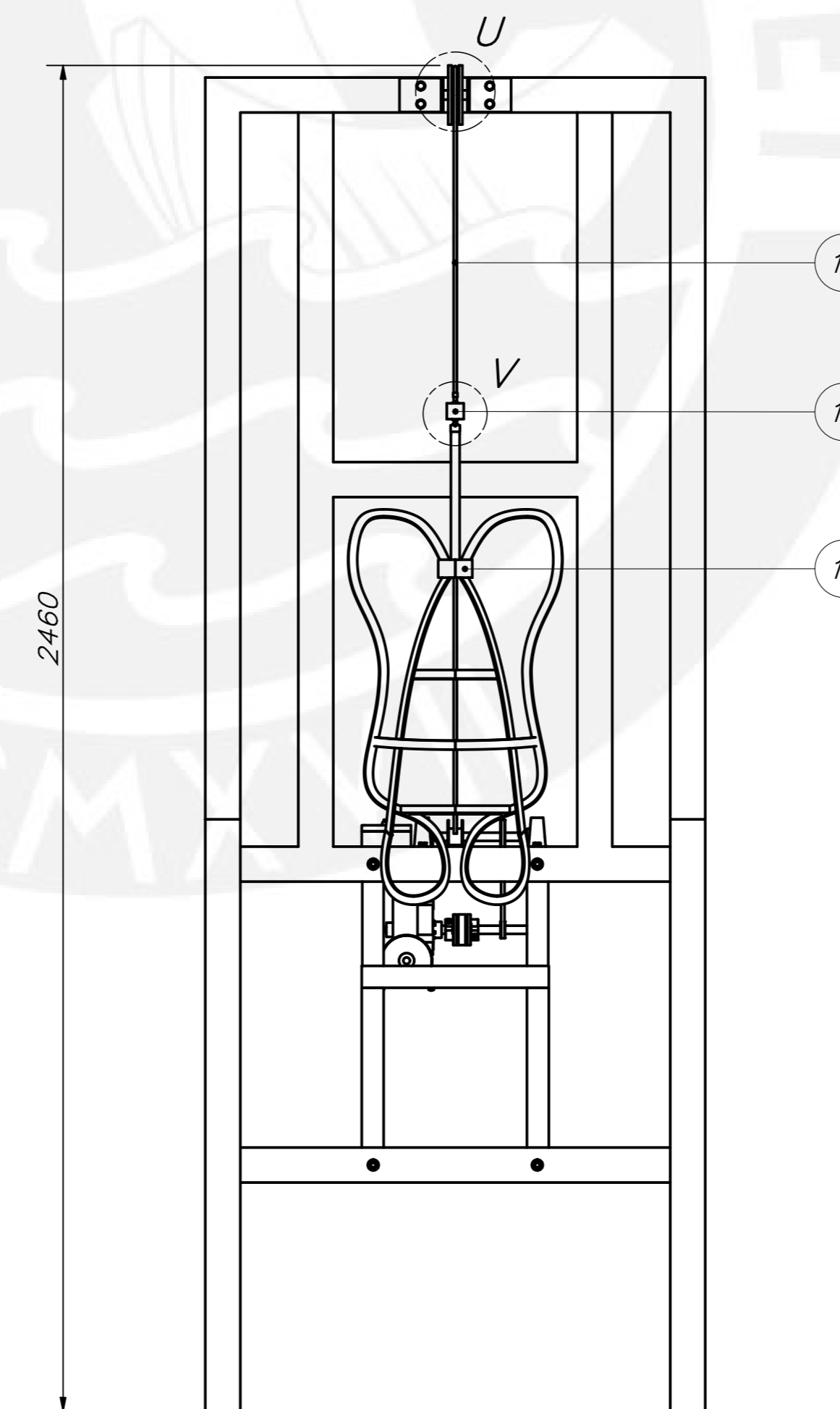
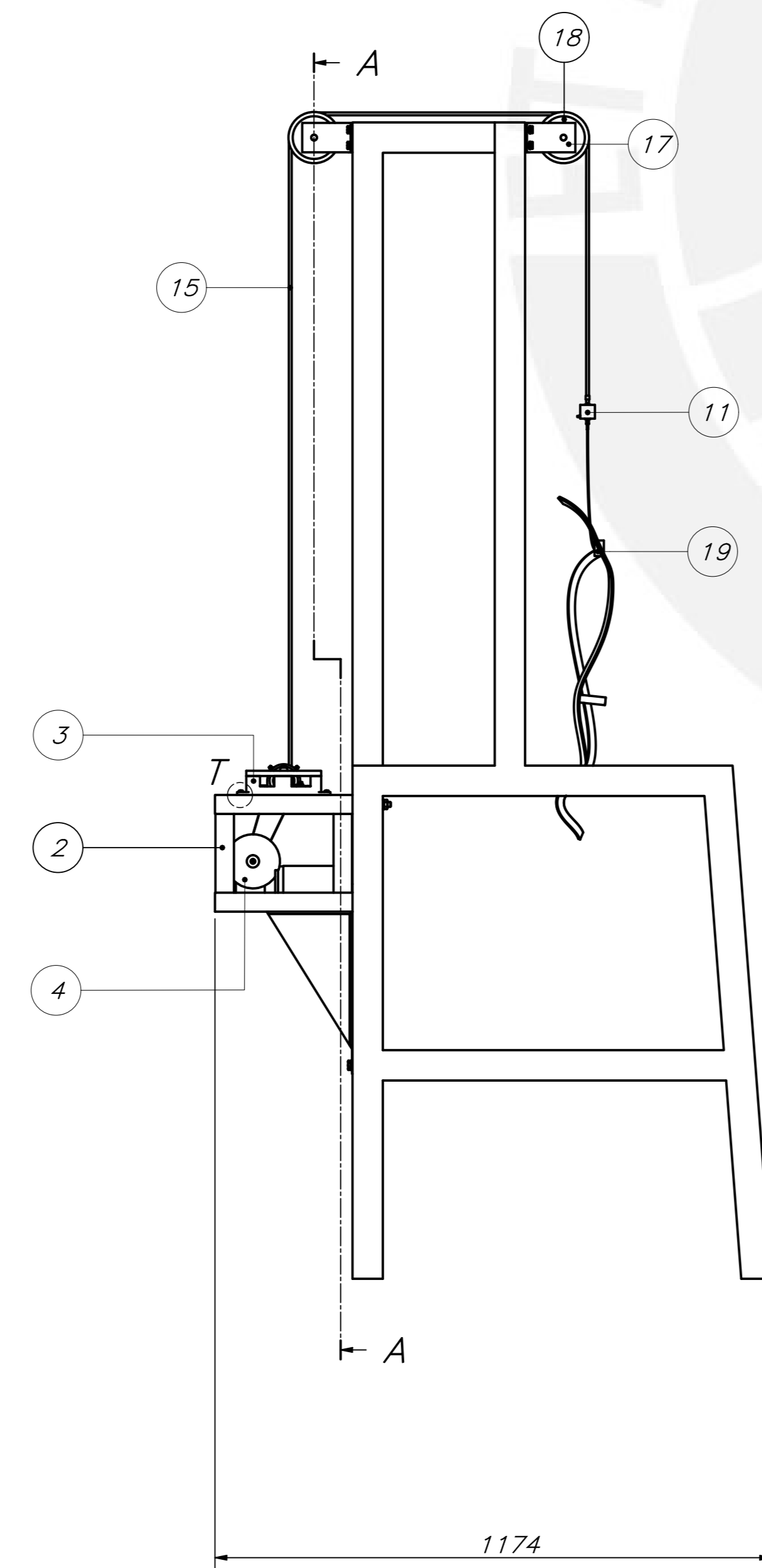
DETALLE R
ESCALA 1:2



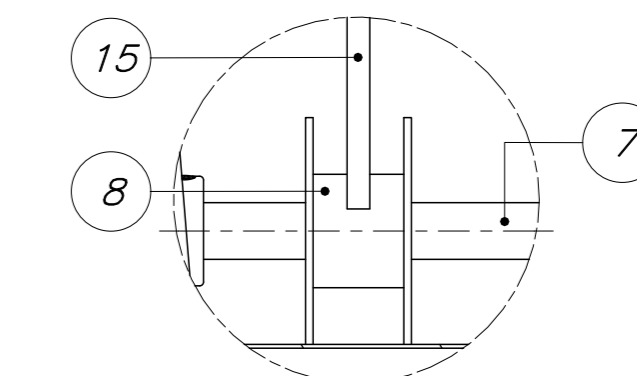
DETALLE S
ESCALA 1 : 1



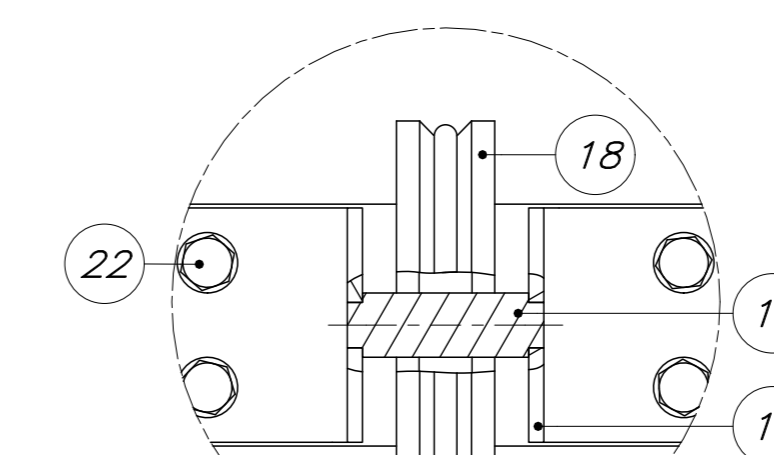
DETALLE T
ESCALA 2 : 1



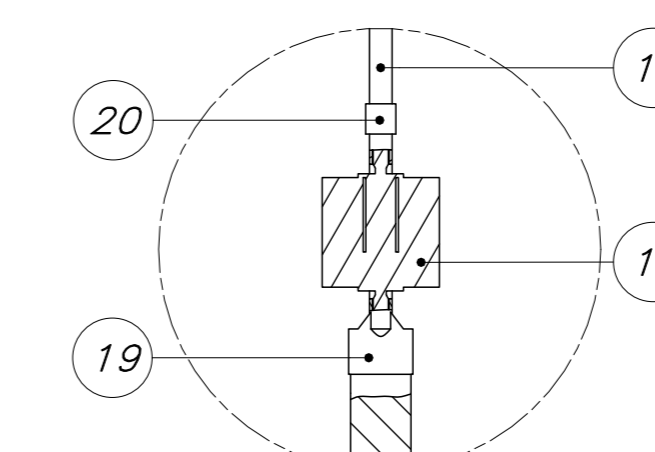
DETALLE Y
ESCALA 1 : 2



DETALLE Z
ESCALA 1 : 2

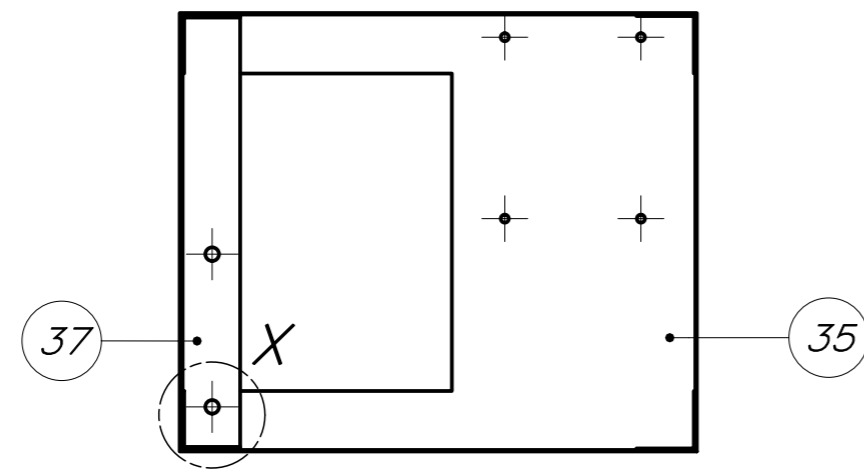


DETALLE U
ESCALA 1:2

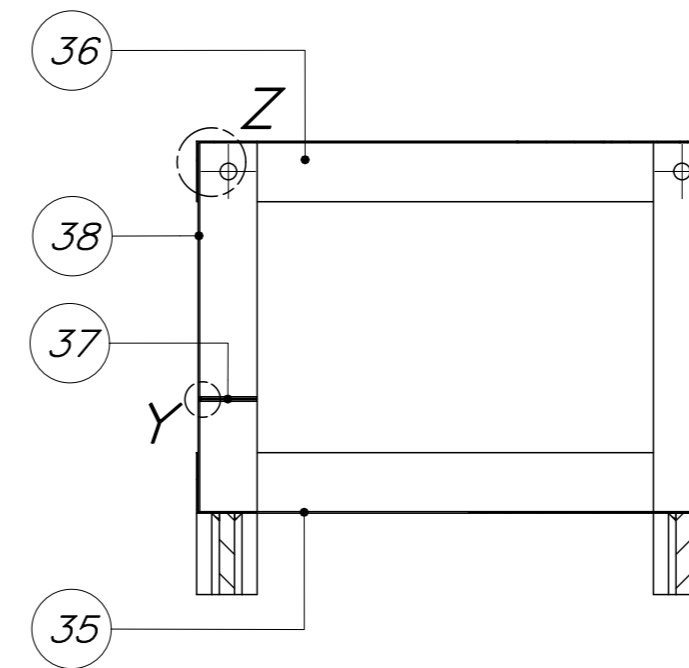


DETALLE V
ESCALA 1:2

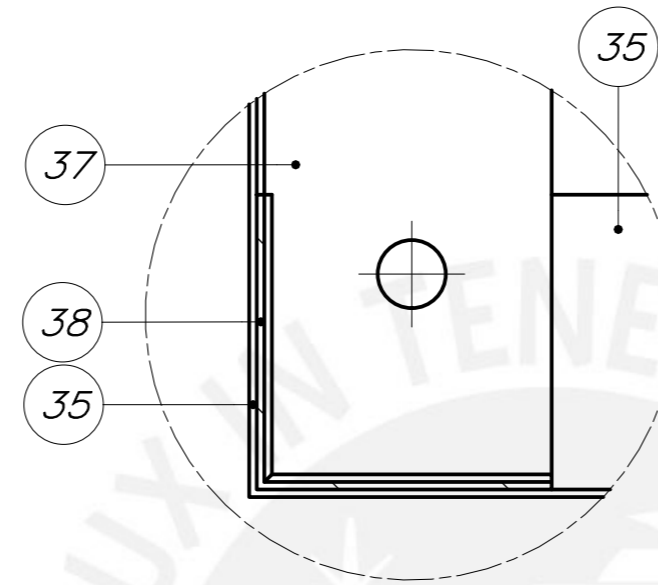
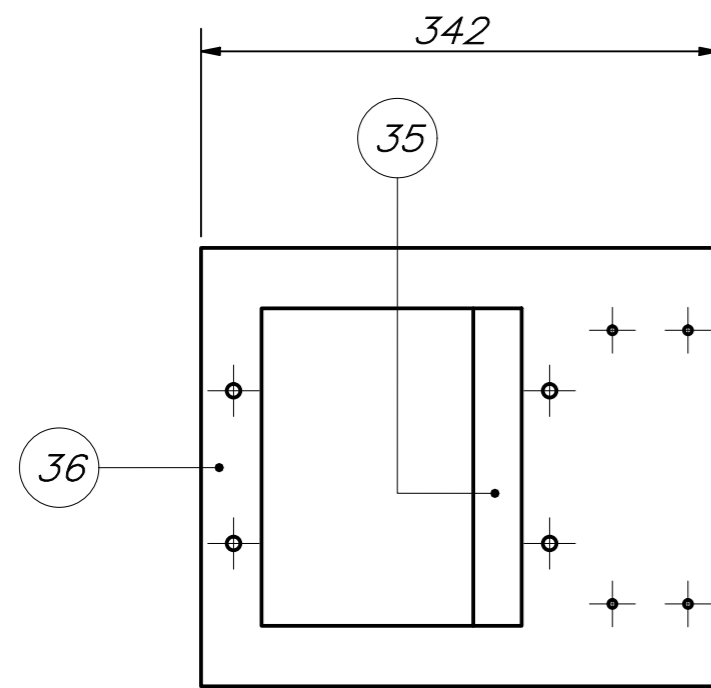
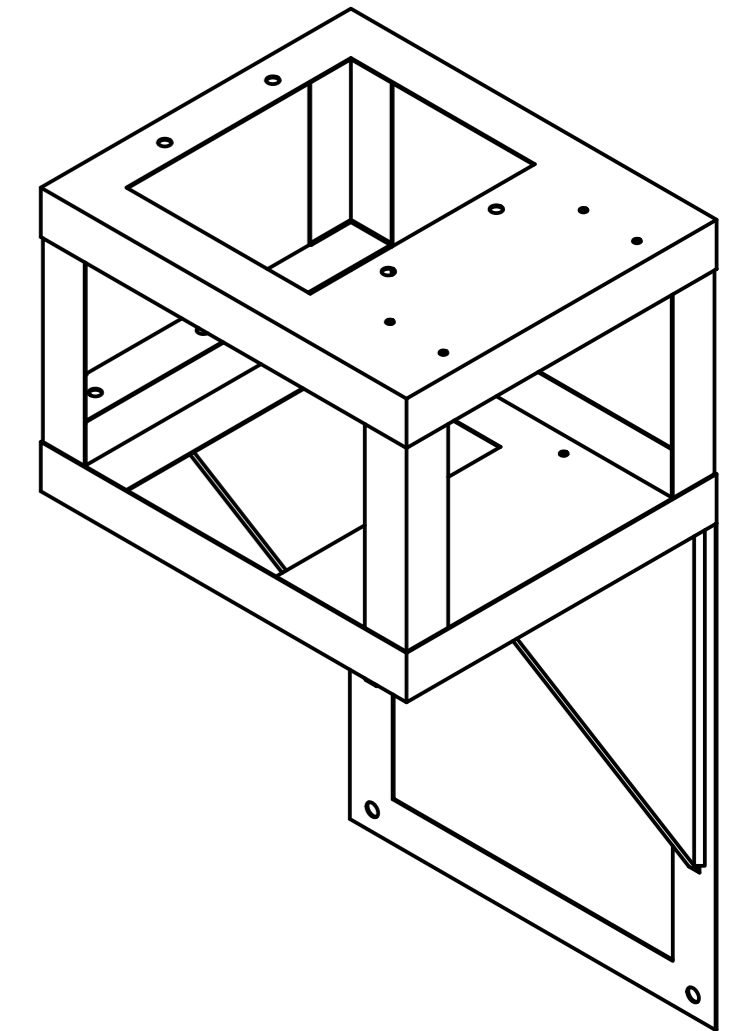
LISTA DE PARTES					
30	4	DIN 934 - M10	DIN 934	ACERO DULCE	
31	4	DIN 933 - M10 x 85	DIN 933	ACERO DULCE	
30	8	DIN 125 - A 10,5	DIN 125	ACERO DULCE	
29	6	DIN 933 - M8 x 25	DIN 933	ACERO DULCE	
28	4	DIN 439 - M5	DIN 439	ACERO DULCE	
37	4	ISO 7045 - M5 x 14 - 4,8 - H	ISO 7045	ACERO	
36	4	ISO 4036 - M5	ISO 4036	A INOX, 440C	
35	4	DIN 933 - M5 x 10	DIN 933	ACERO DULCE	
34	12	DIN 125 - A 5,3	DIN 125	ACERO DULCE	
33	14	DIN 934 - M8	DIN 934	ACERO DULCE	
32	8	DIN 933 - M8 x 85	DIN 933	ACERO DULCE	
31	28	DIN 125 - A 8,4	DIN 125	ACERO DULCE	
20	1	CONECTOR DE CUERDA		ACERO	
19	1	EQUIPO DE SUCCION		NYLON	
18	2	POLEA LIBRE		ACERO	
17	4	SOPORTE DE POLEA		ASI 1045	
16	2	EJE DE POLEA LIBRE		ASI 1045	
15	1	CUERDA		NYLON	
14	3	CHUMICERA - 15mm		ACERO	
13	1	CORREA SINCRONA		CAUCHO	
12	1	POLEA MOTRIZ		ACERO	
11	1	SENSOR DE FUERZA		MARCA AM DDE-2500	
10	1	ACOPLEMETO - 15mm		ACERO	
9	1	POLEA CONDUCTA		ACERO	
8	1	CARRETE		ASI 1020	
7	1	EJE CONDUCTO		ASI 1045	
6	1	EJE MOTRIZ		ASI 1045	
5	1	BASE DEL MOTOR		ASI 1020	
4	1	MOTOR DC - 24V 150W		MARCA INDEC 403 400	
3	1	SUB ENSAMBLE MÓDULO ELECTRÓNICO		PLANO PE02-A2	
2	1	SUB ENSAMBLE MÓDULO MOTOR		PLANO PE02-A2	
1	1	ESTRUCTURA DEL EXOSQUELETO		EXOSQUELETO PUPCP	
POS	CANT	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL		ESCALA	
		ENSAMBLE GENERAL DEL SISTEMA		1:10	
20121941		DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE		FECHA: 2021.09.30 PLANO: PE01 - A0	



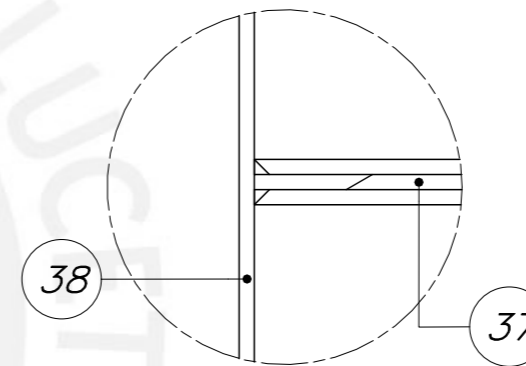
CORTE A-A



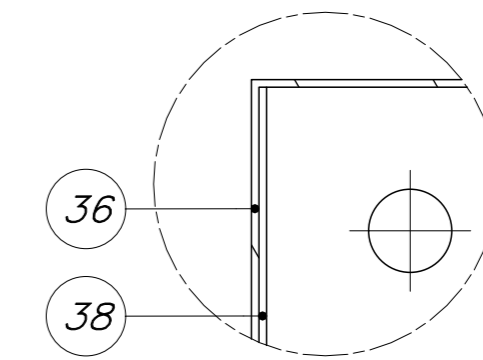
CORTE B-B



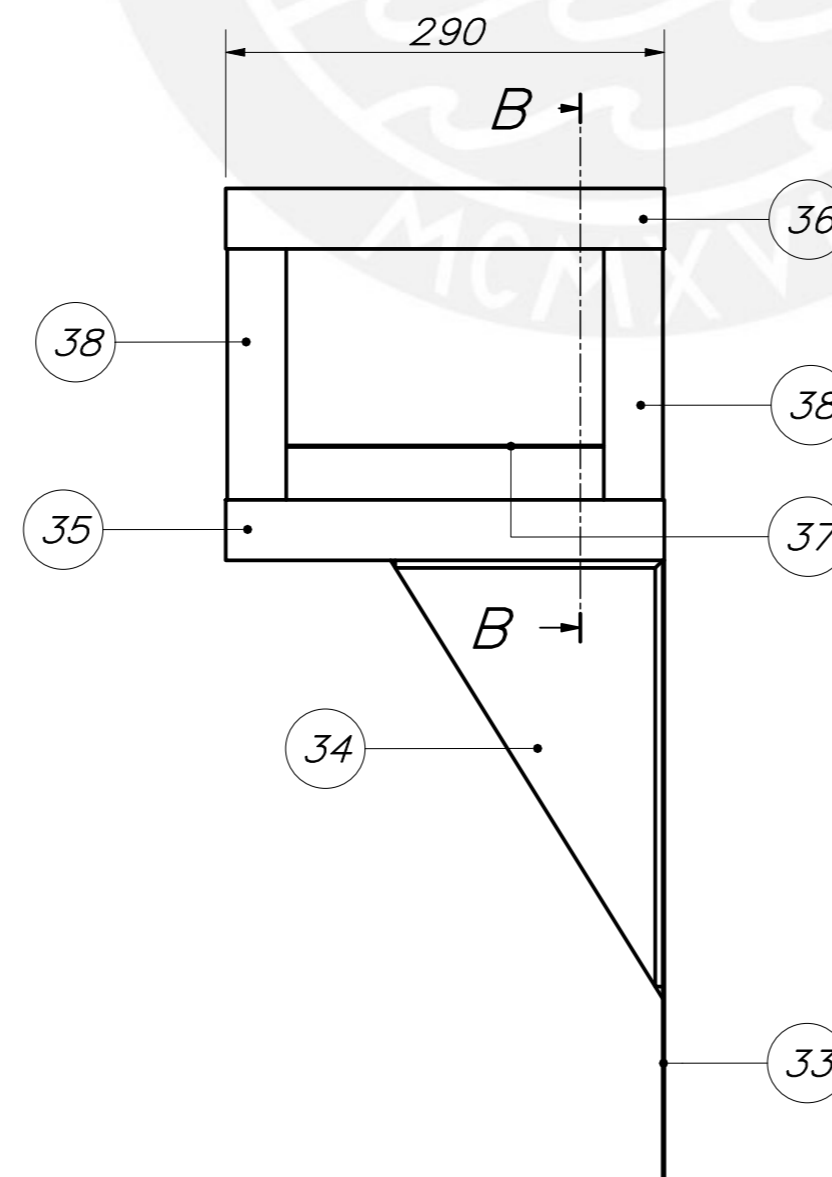
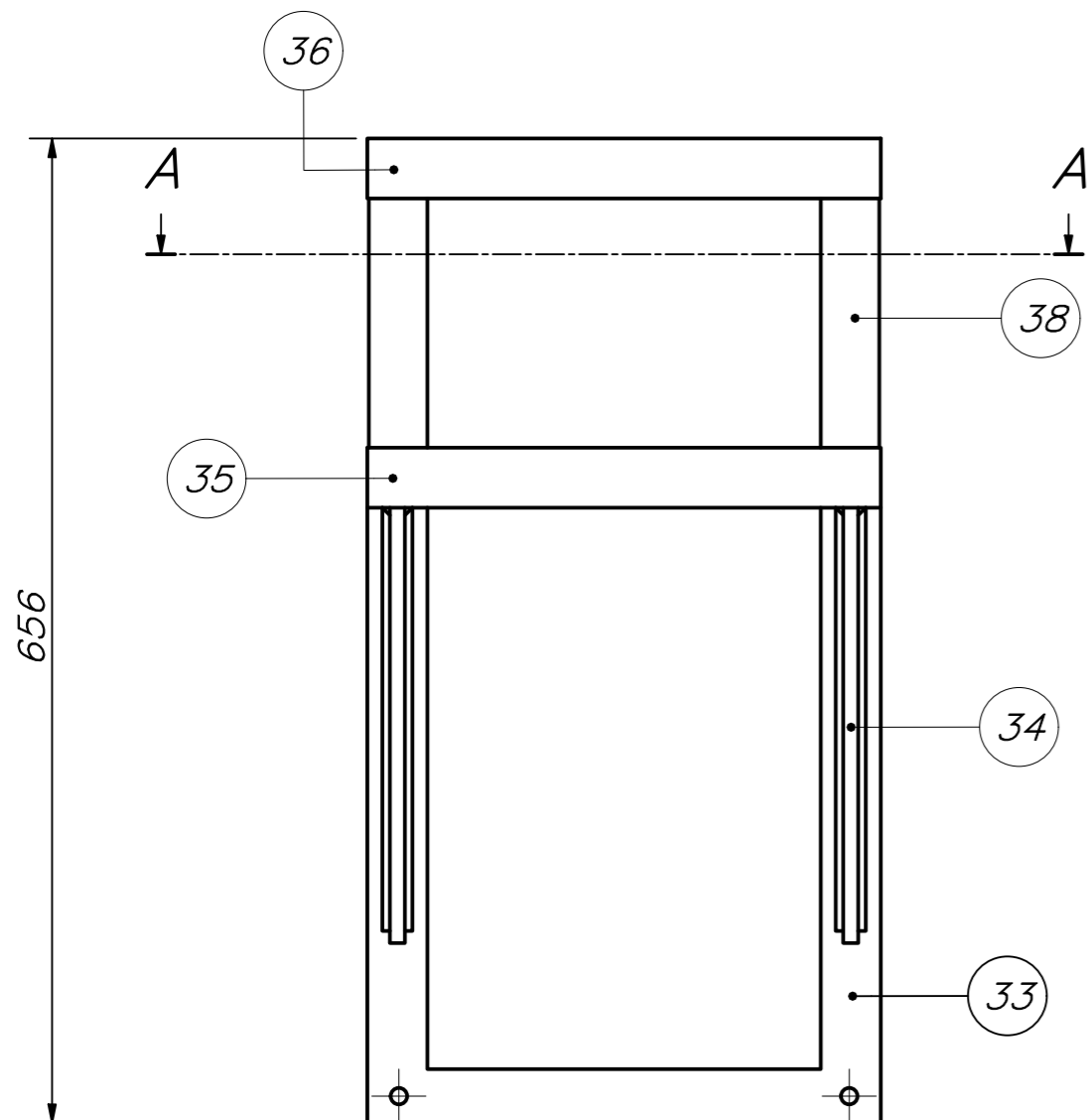
DETALLE X
ESCALA 1 : 1



DETALLE Y
ESCALA 2 : 1

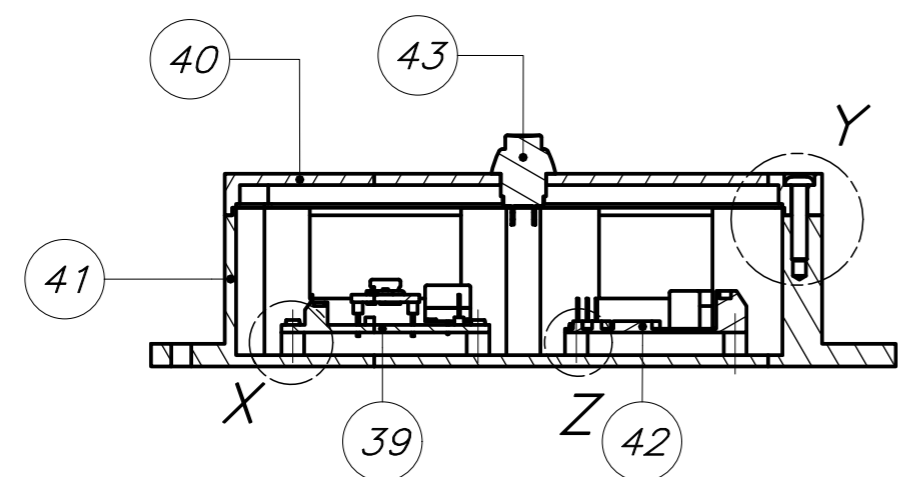


DETALLE Z
ESCALA 1 : 1

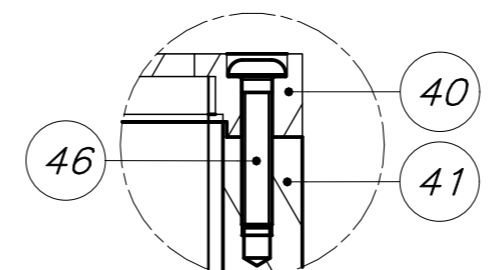


Nota:
- Uniones soldadas
- Agujeros pasantes

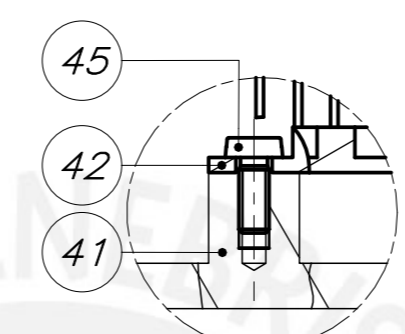
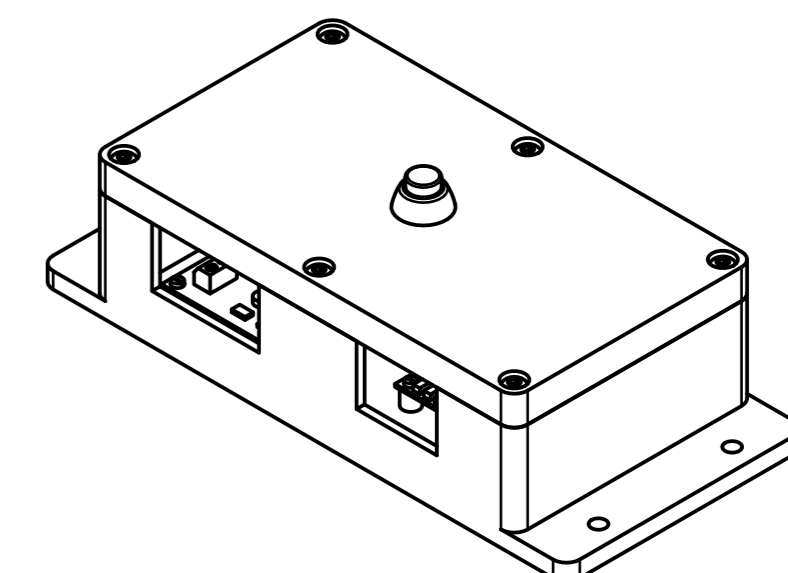
LISTA DE PARTES					
38	4	PLATINA VERTICAL		AISI 1045	
37	1	PLATINA HORIZONTAL		AISI 1020	
36	1	MARCO SUPERIOR		AISI 1045	
35	1	MARCO INFERIOR		AISI 1045	
34	2	NERVADURA		AISI 1045	
33	1	APOYO DE MÓDULO DEL MOTOR		AISI 1045	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL		ESCALA	
		SUB ENSAMBLE MÓDULO MOTOR		1:5	
20121941		DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE		FECHA: 2021.09.30 PLANO: PE02 - A2	



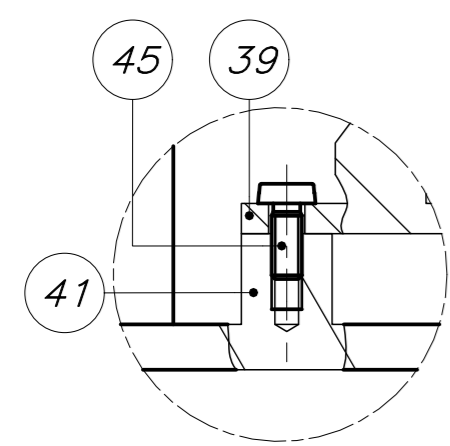
CORTE B-B



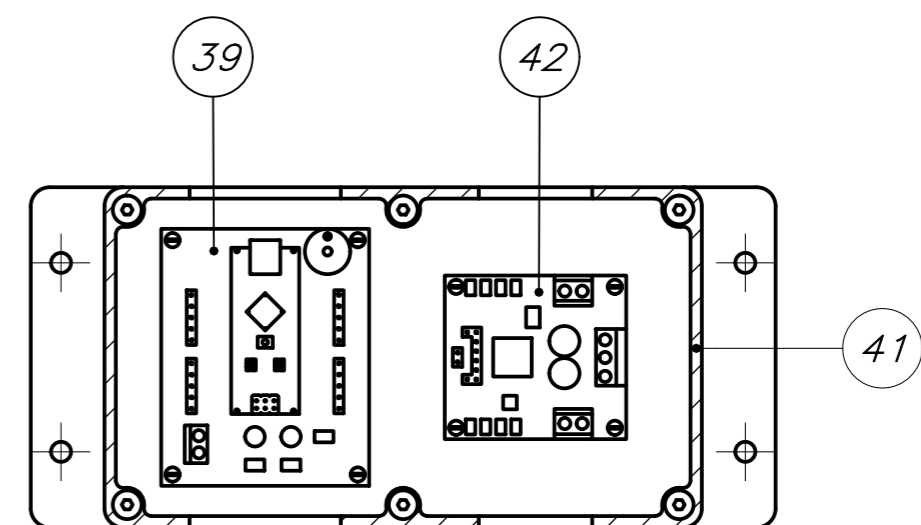
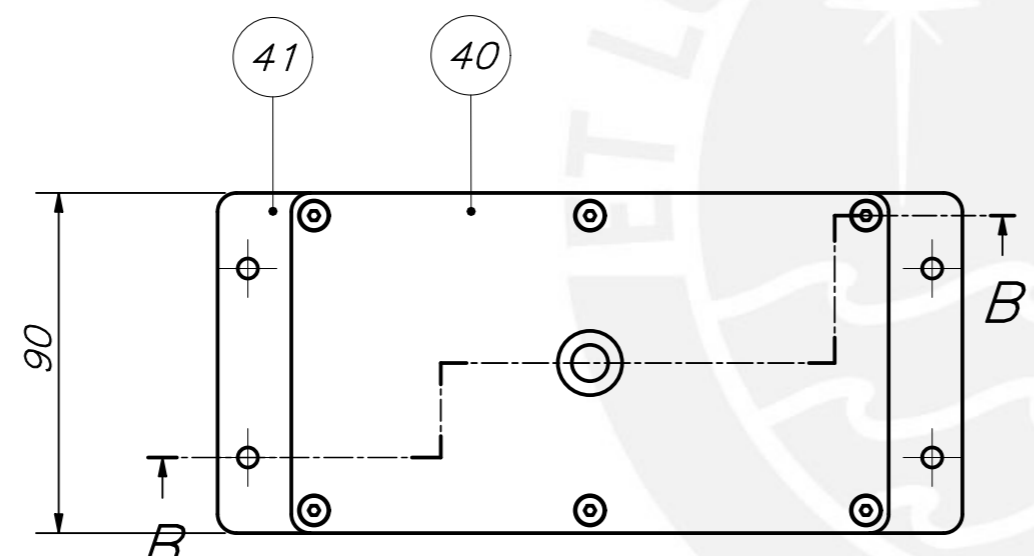
DETALLE Y
ESCALA 1 : 1



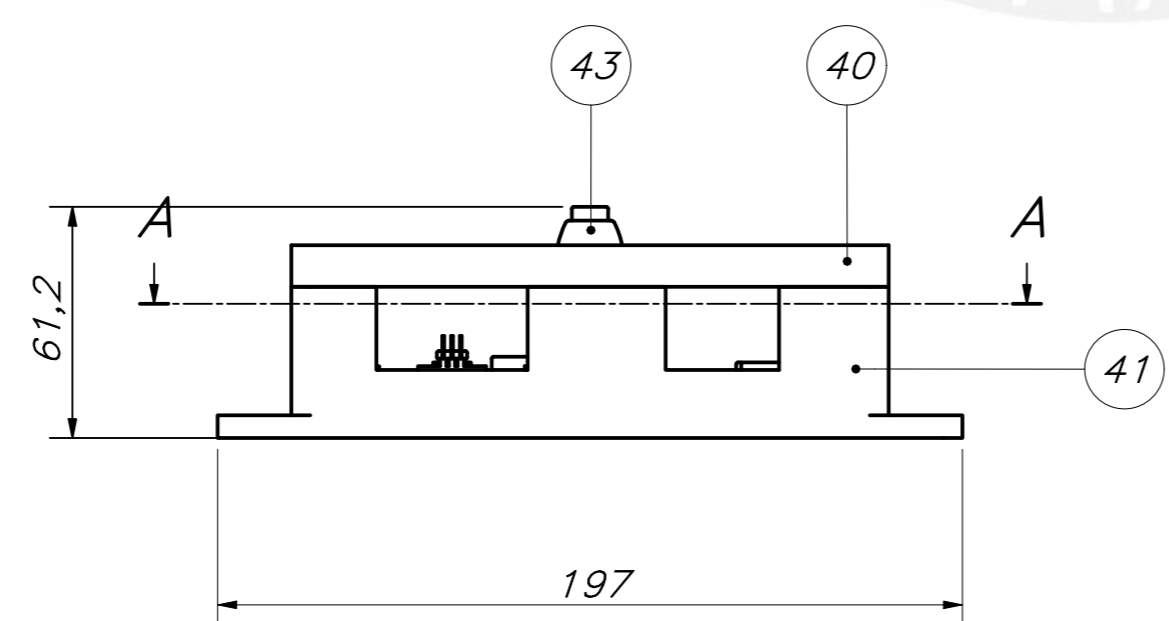
DETALLE Z
ESCALA 2 : 1



DETALLE X
ESCALA 2 : 1

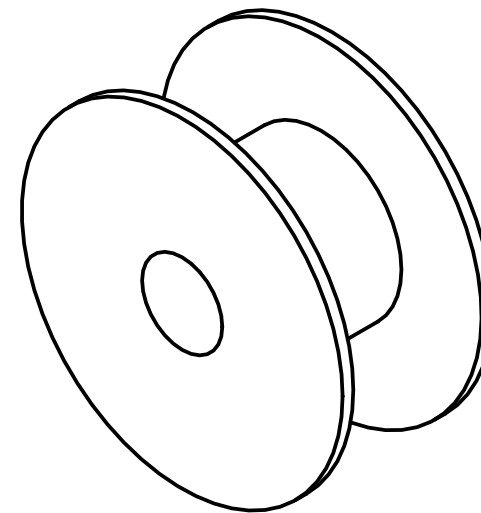
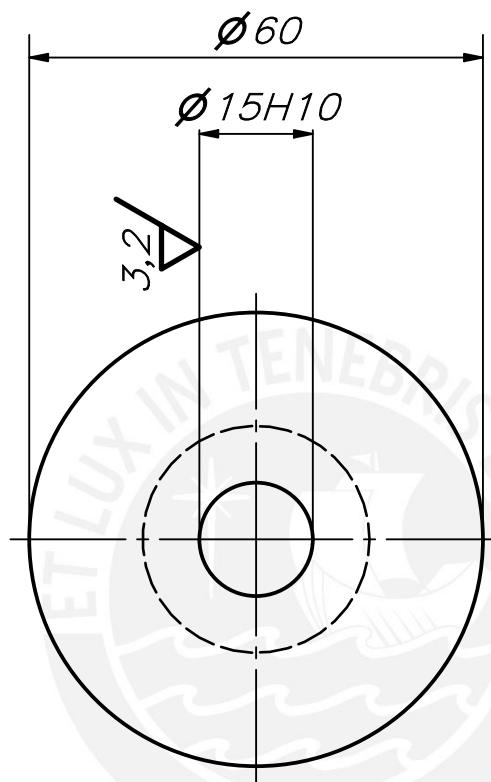
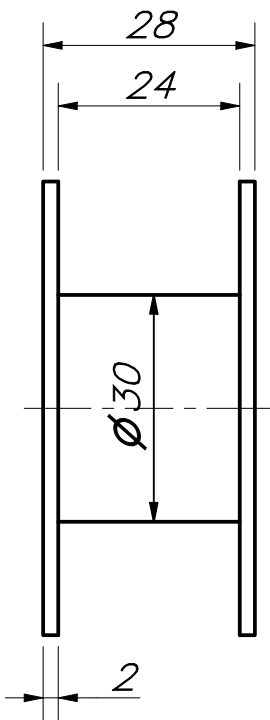


CORTE A-A



LISTA DE PARTES					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
46	6	ISO 7380-1 - M4 x 20	ISO 7380-1	Steel	
45	8	DIN 84 - M2 x 5	DIN 84	ACERO DULCE	
43	1	PULSADOR		PLÁSTICO ABS	
42	1	DRIVER - 2 x 7A			MARCA ROBOCLAW
41	1	CARCASA ELECTRÓNICA INFERIOR		POLICARBONATO	
40	1	CARCASA ELECTRÓNICA SUPERIOR		POLICARBONATO	
39	1	TARJETA ELECTRÓNICA		BAQUELITA	

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL	ESCALA
	SUB ENSAMBLE MÓDULO ELECTRÓNICO	1:2
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30
		PLANO: PE03 - A2

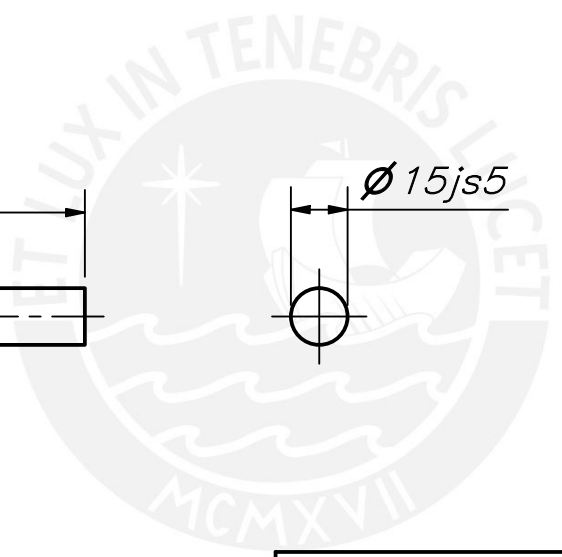
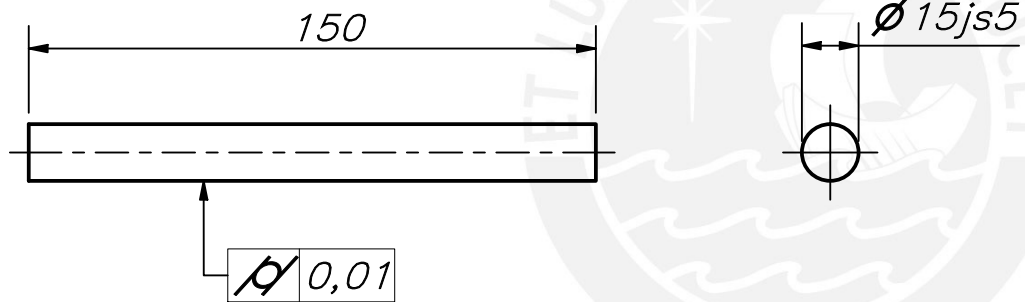
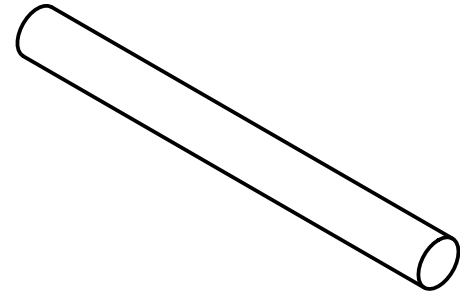


TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

15	15,070	15,000
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL 6,3 / (3,2)	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL AISI 1020
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL CARRETE	ESCALA 1:1
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30 PLANO: PD01 - A4

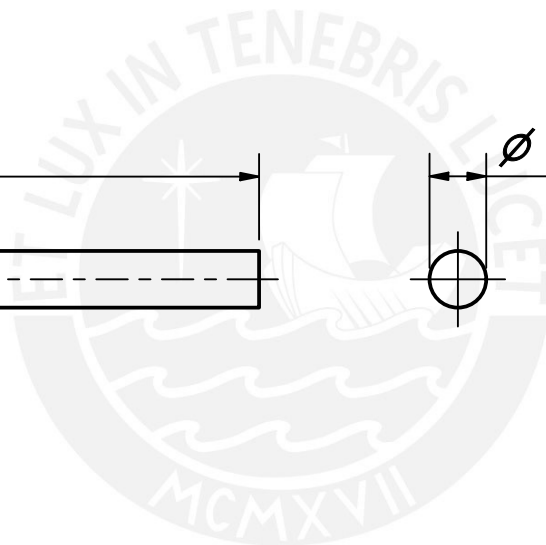
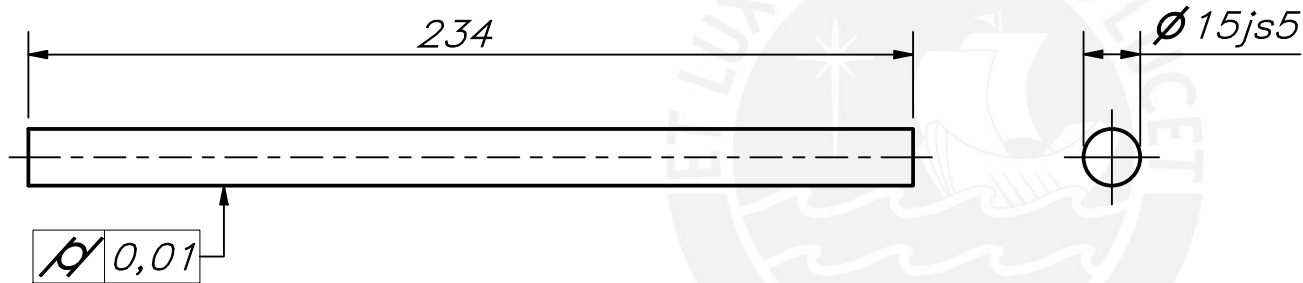
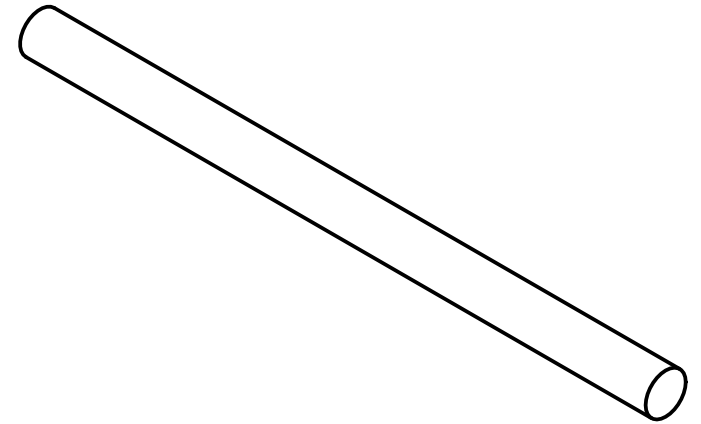


**TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168**

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

15	15,004	14,096
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL 3,2	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 – MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL EJE MOTRIZ	ESCALA 1:2
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30 PLANO: PD02 – A4

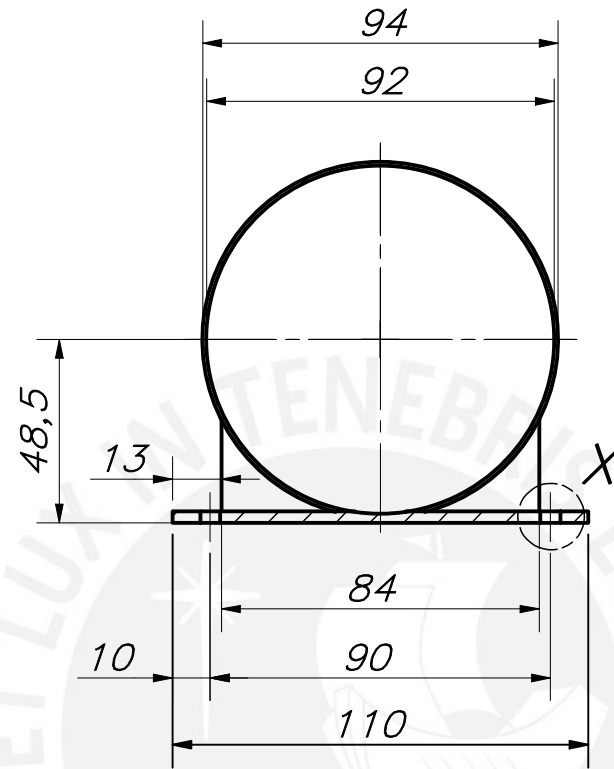
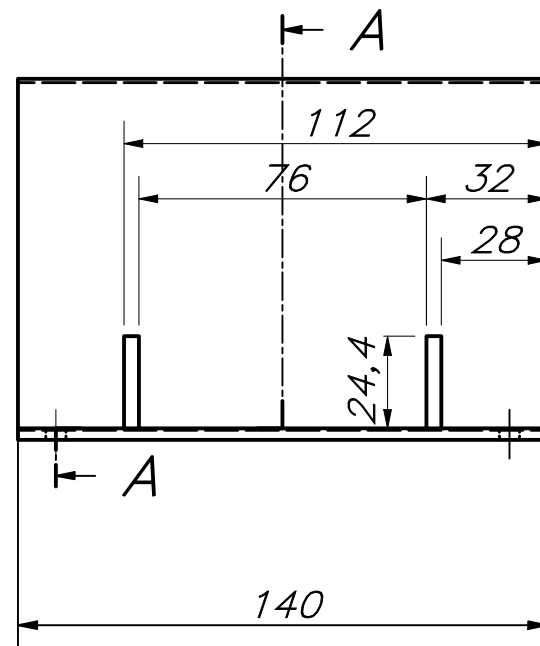


**TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168**

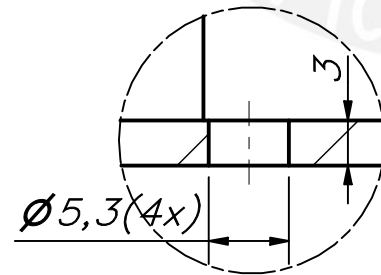
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

15	15,004	14,996
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

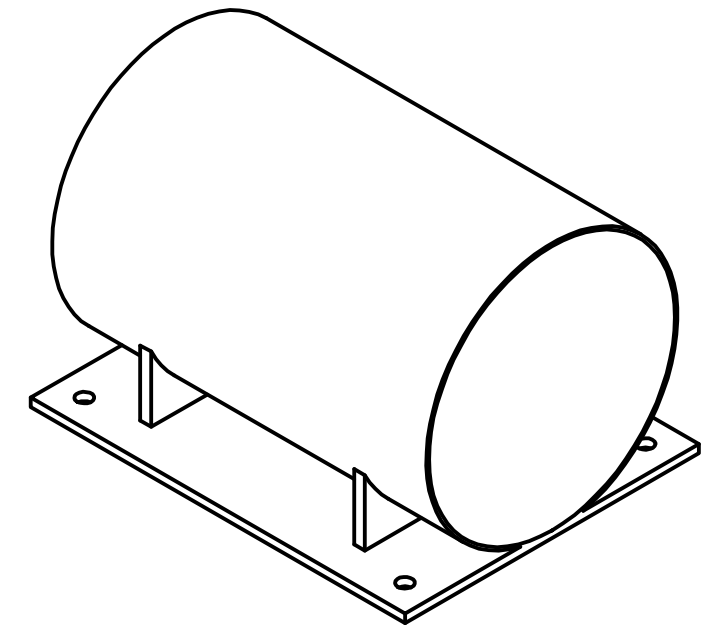
ACABADO SUPERFICIAL 3,2	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 – MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL EJE CONDUCIDO	ESCALA 1:2
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30 PLANO: PD03 – A4



CORTE A-A



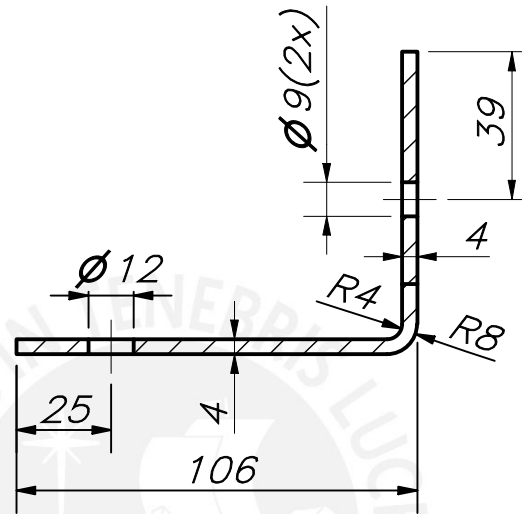
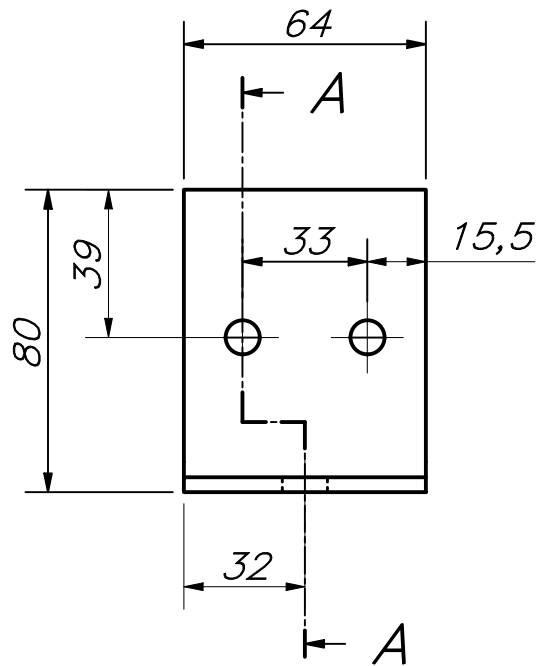
DETALLE X
ESCALA 2 : 1



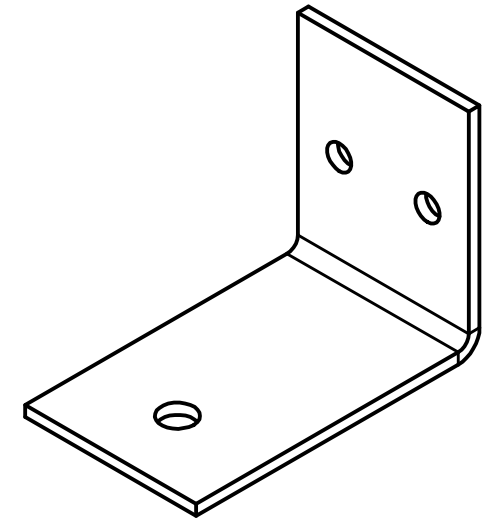
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL 6,3	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL AISI 1020
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL BASE DEL MOTOR	ESCALA 1:2
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30 PLANO: PDO4 - A3



CORTE A-A

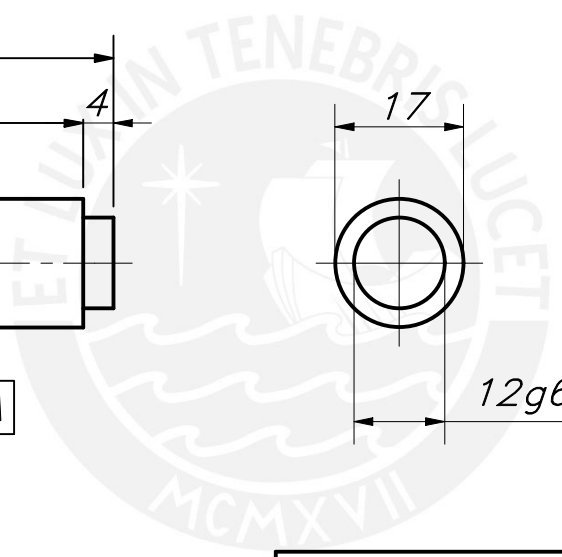
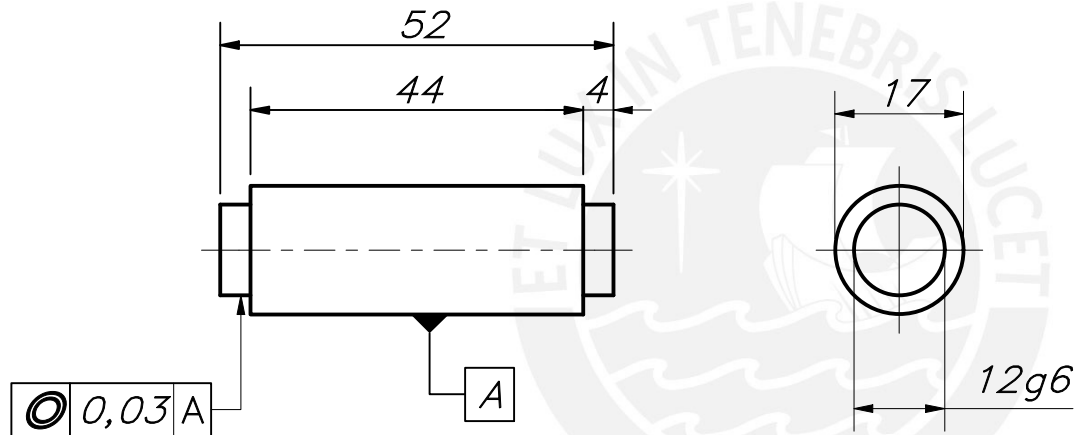
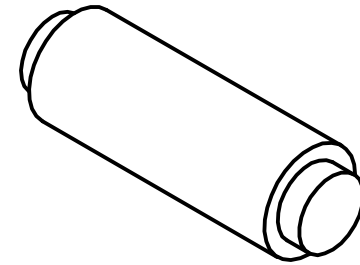


TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	$\pm 0,1$	$\pm 0,1$	$\pm 0,2$	$\pm 0,3$	$\pm 0,5$

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL ∇ 6,3	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL SOPORTE DE POLEA	ESCALA 1:2
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30
		PLANO: PD05 - A4



ACABADO SUPERFICIAL 3,2	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL AISI 1045
----------------------------	--	-----------------------

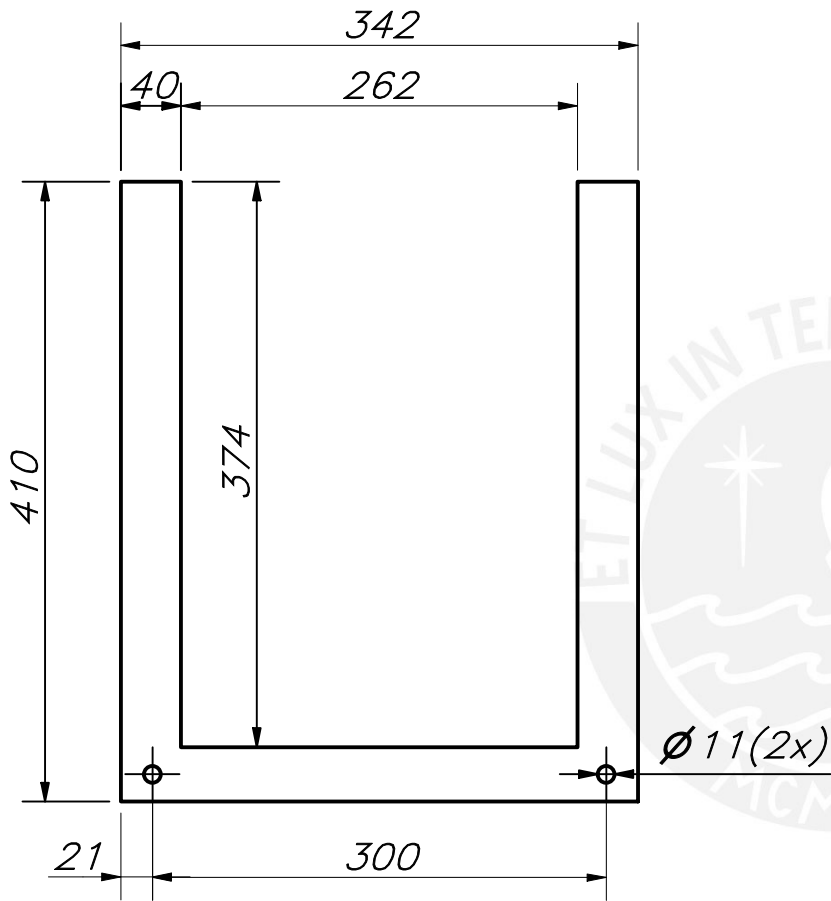
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL EJE DE POLEA LIBRE	ESCALA 1:1
		FECHA: 2021.09.30
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	PLANO: PD06 - A4

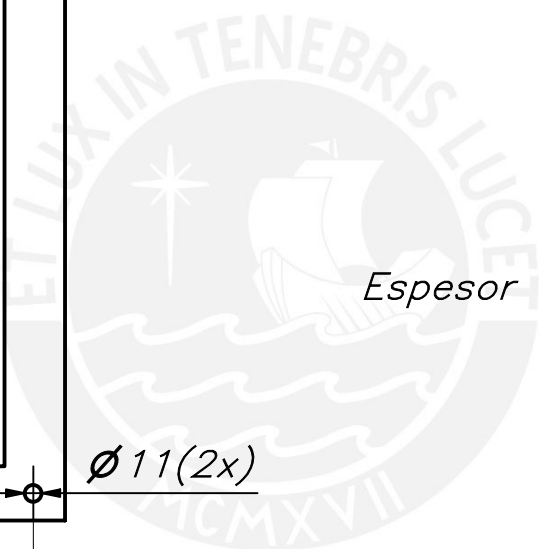
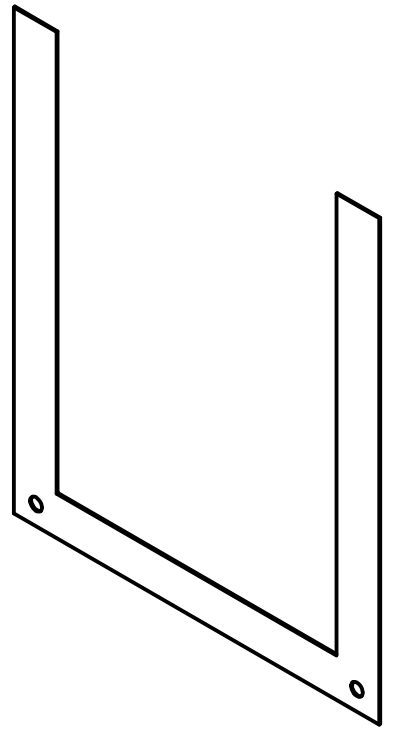
TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

12	11,994	11,983
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



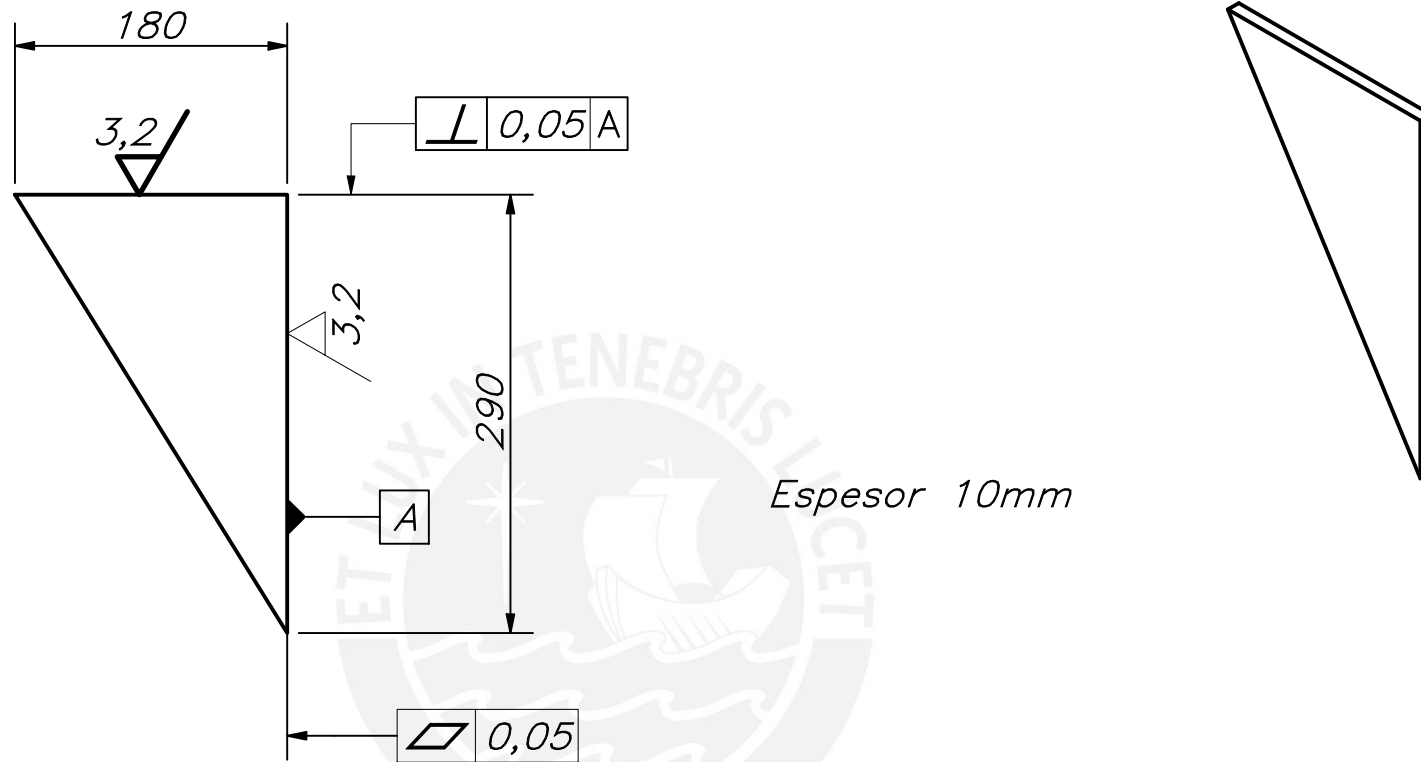
Espesor 1mm



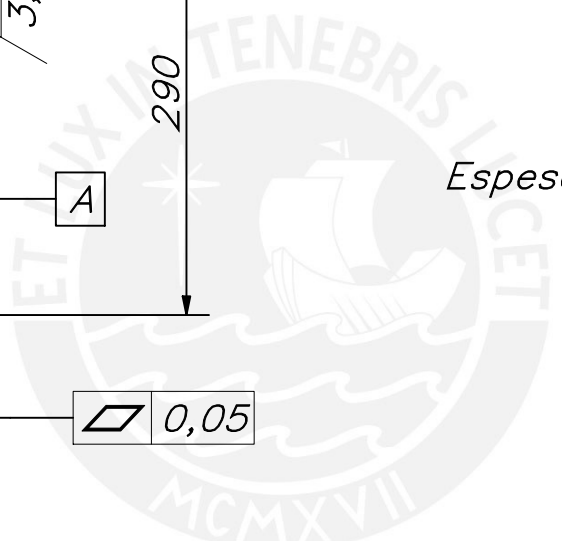
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

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

ACABADO SUPERFICIAL 6,3	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 – MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL APOYO DEL MÓDULO MOTOR	ESCALA 1:5
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30
		PLANO: PD07 – A4



Espesor 10mm



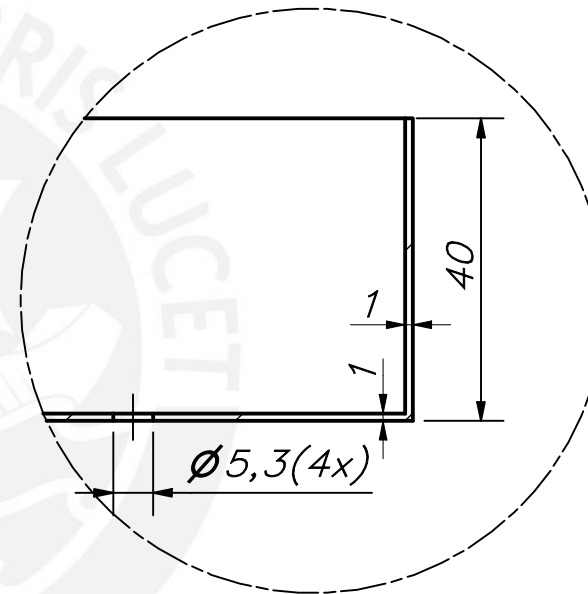
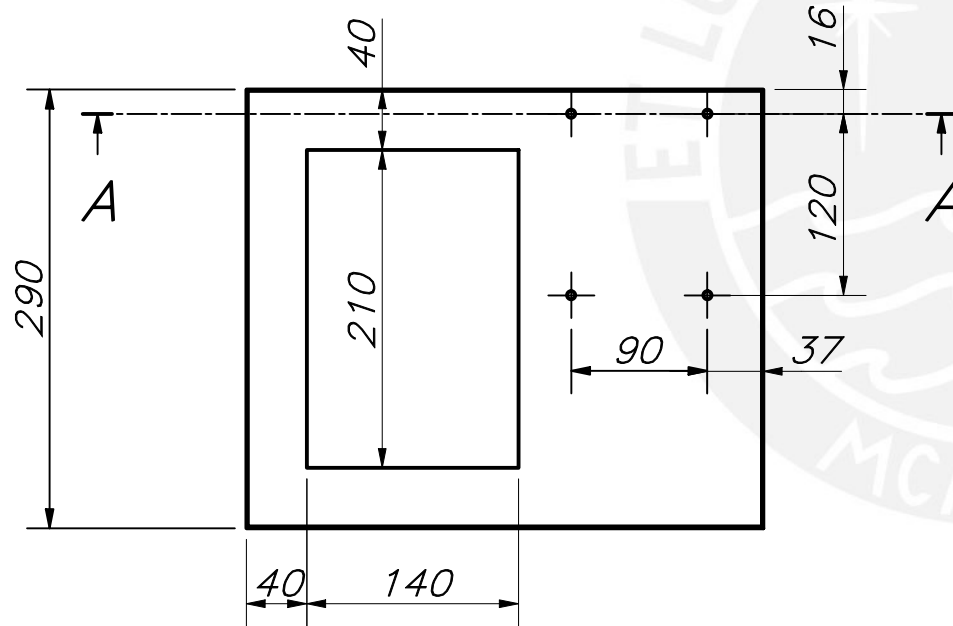
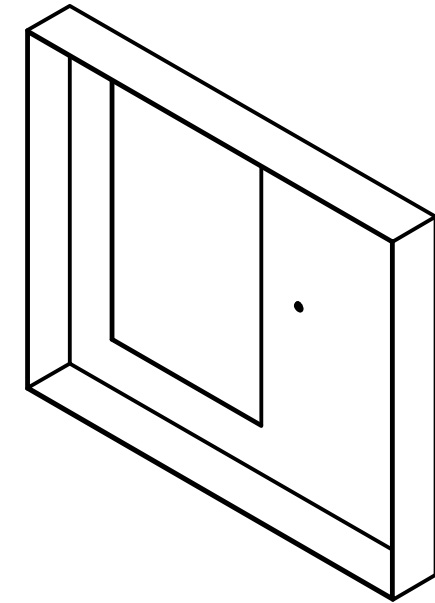
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL 6,3 / (3,2)	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 – MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL NERVADURA	ESCALA 1:5
		FECHA: 2021.09.30
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	PLANO: PD08 – A4



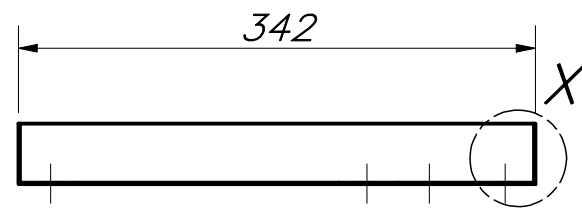
CORTE A-A



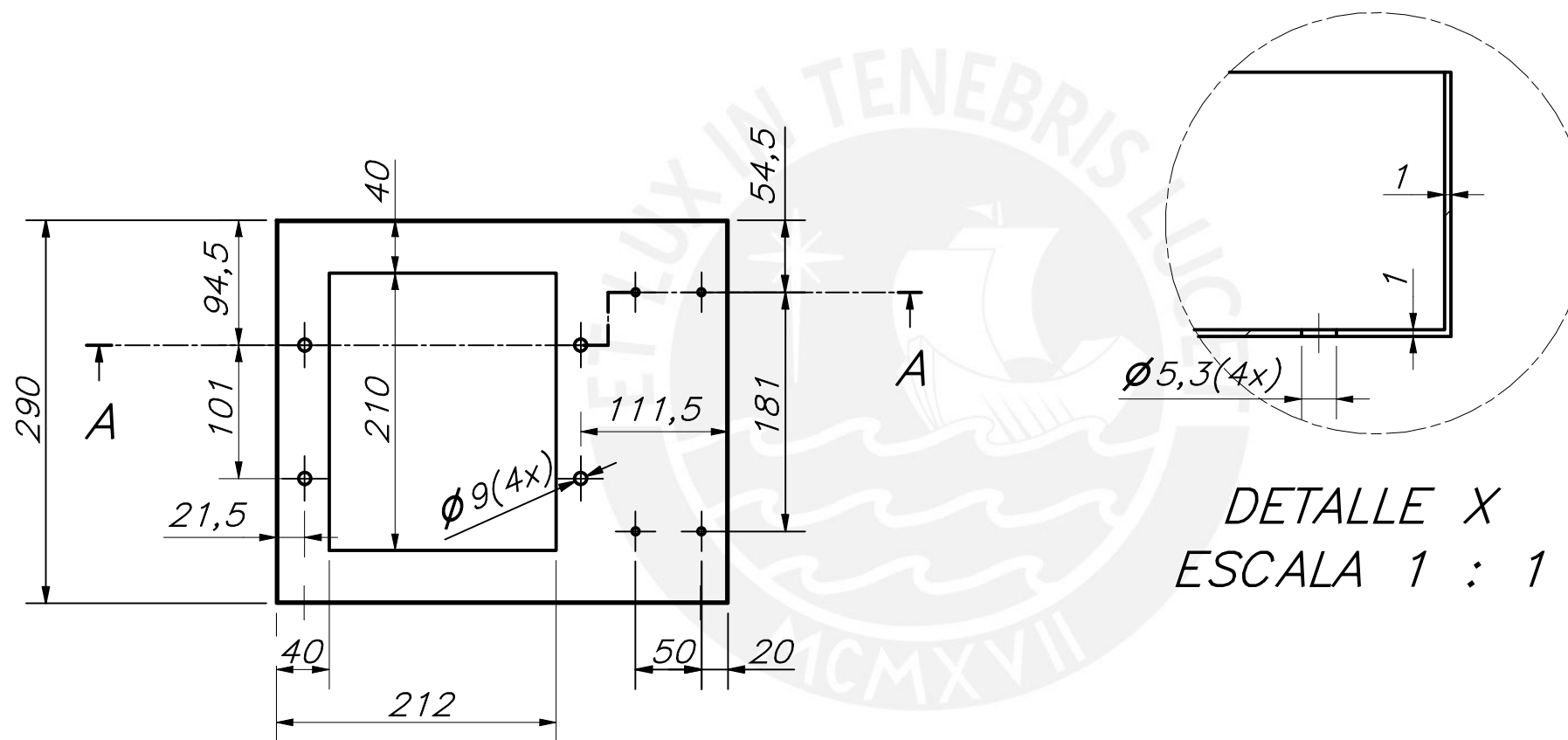
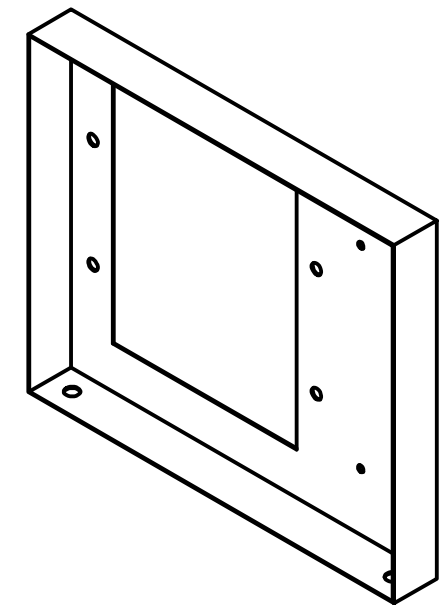
DETALLE X
ESCALA 1 : 1

TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

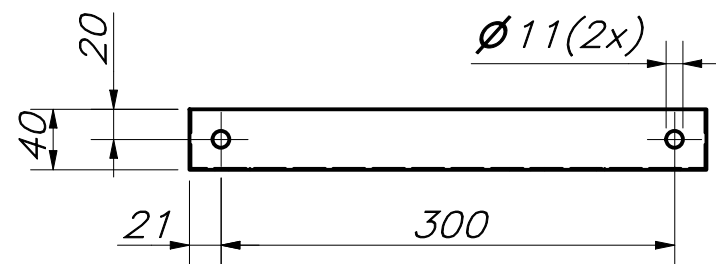
ACABADO SUPERFICIAL 6,3	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL MARCO INFERIOR	ESCALA 1:5
20121941		DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE
COTA NOMINAL		FECHA: 2021.09.30
COTA MÁXIMA		PLANO: PD09 - A3
COTA MÍNIMA		



CORTE A-A

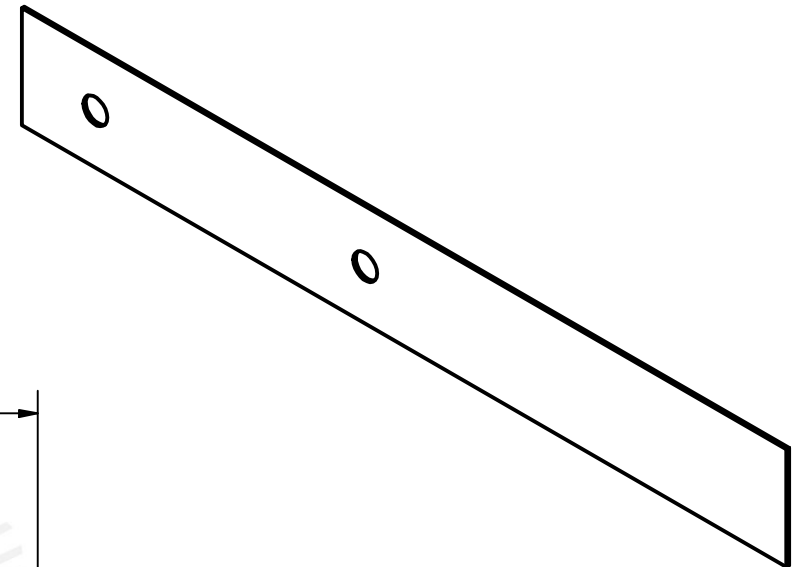
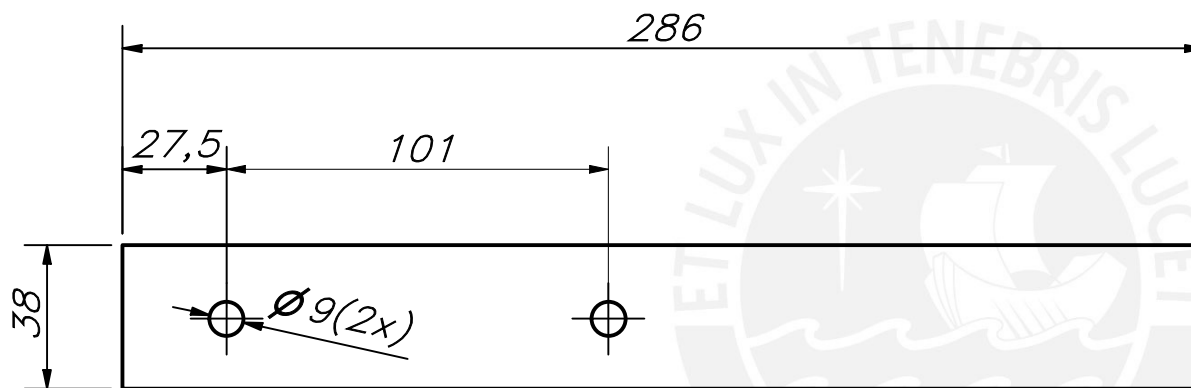


DETALLE X
ESCALA 1 : 1

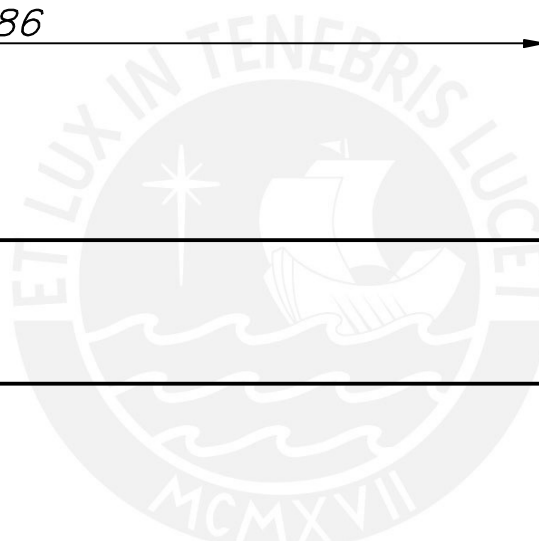


TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	$\pm 0,1$	$\pm 0,1$	$\pm 0,2$	$\pm 0,3$	$\pm 0,5$

ACABADO SUPERFICIAL $\nabla 6,3$	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL MARCO SUPERIOR	ESCALA 1:5
20121941		DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE
COTA NOMINAL		COTA MÁXIMA
COTA MÍNIMA		FECHA: 2021.09.30
		PLANO: PD10 - A3



Espesor 1mm



ACABADO SUPERFICIAL ∇ 6,3	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 – MEDIO	MATERIAL AISI 1020
-------------------------------------	--	-----------------------

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

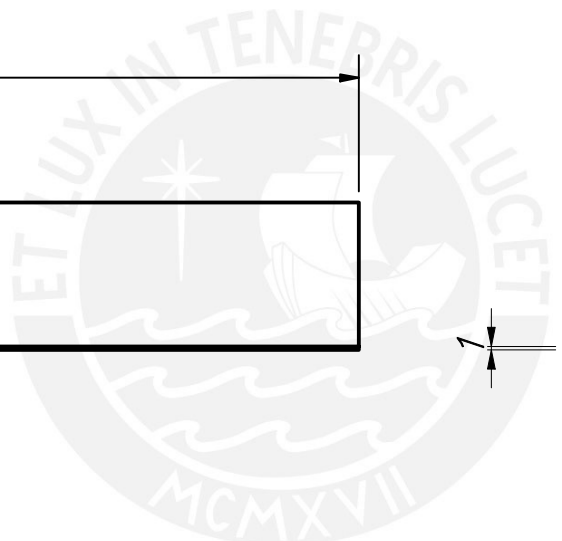
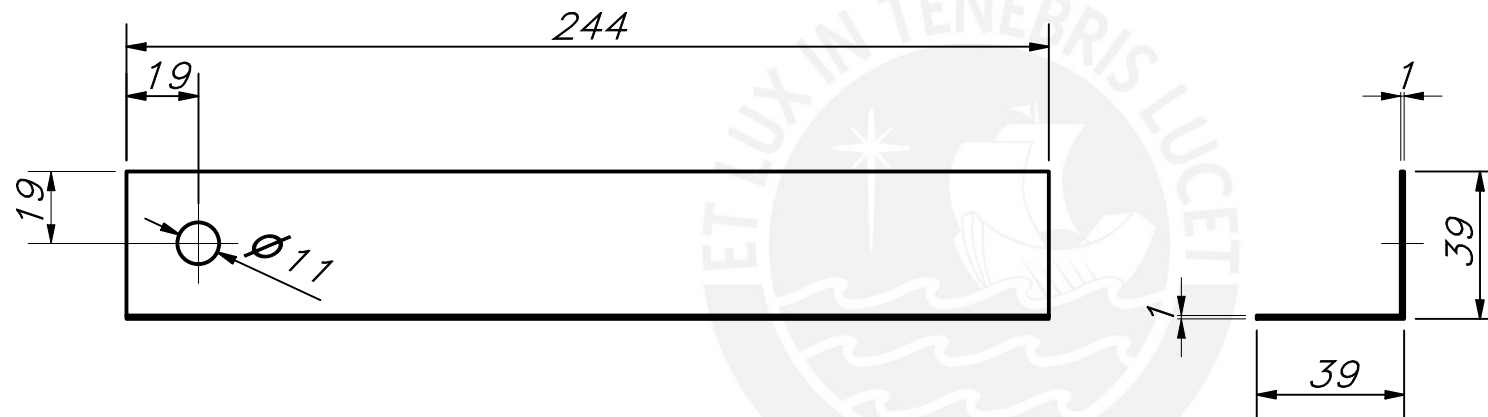
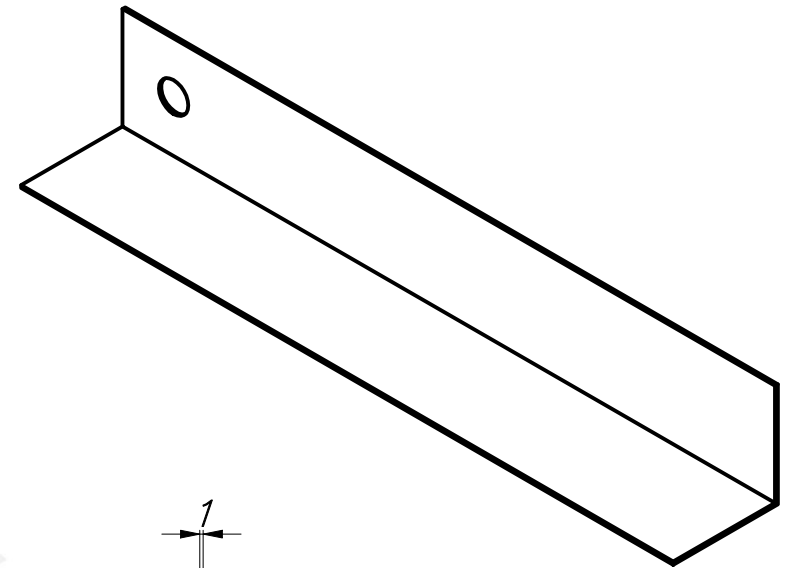
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL PLATINA HORIZONTAL	ESCALA 1:2
--------------------------	--	-------------------

20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	FECHA: 2021.09.30 PLANO: PD11 – A4
----------	---------------------------------	---

TOLERANCIAS DIMENSIONALES
SEGÚN DIN 7168

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

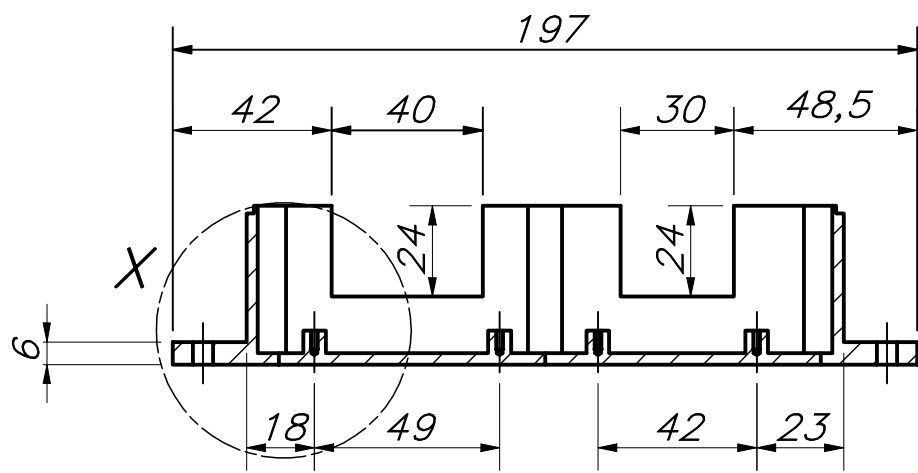
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



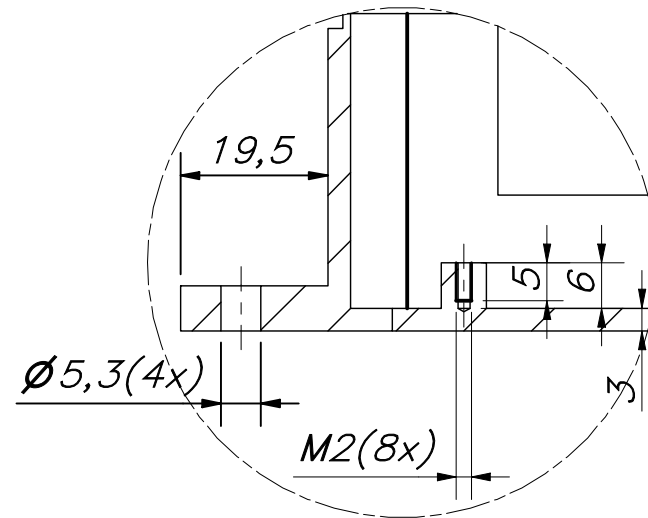
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	$\pm 0,1$	$\pm 0,1$	$\pm 0,2$	$\pm 0,3$	$\pm 0,5$

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

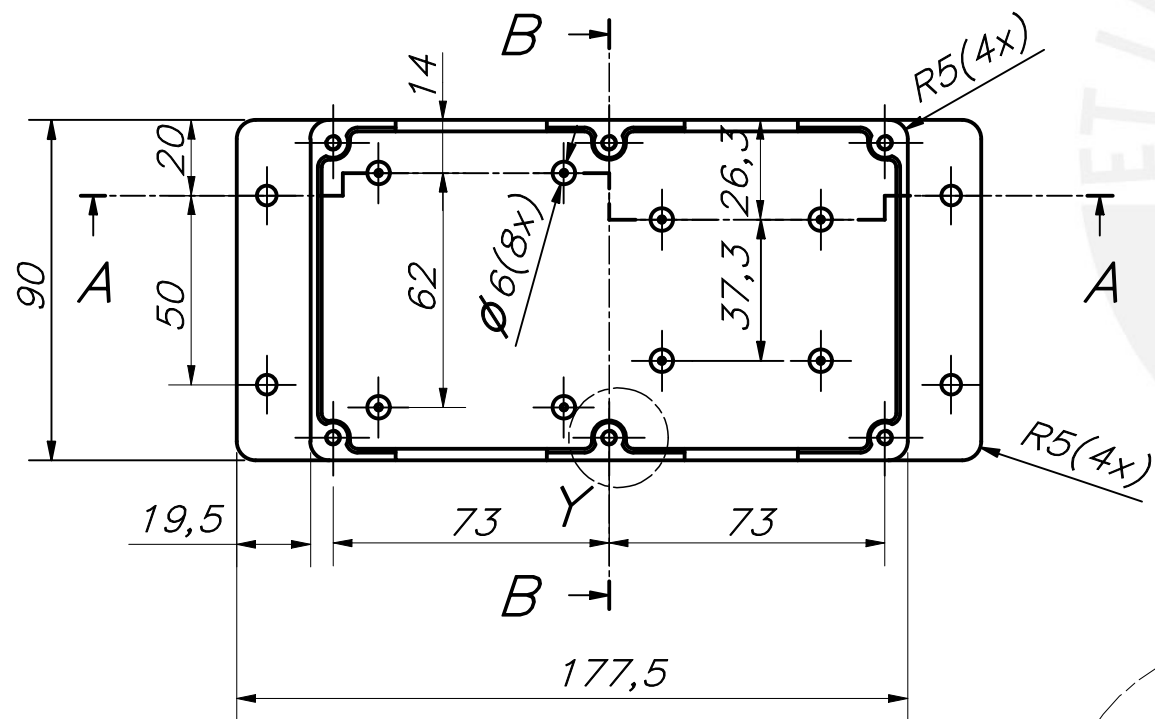
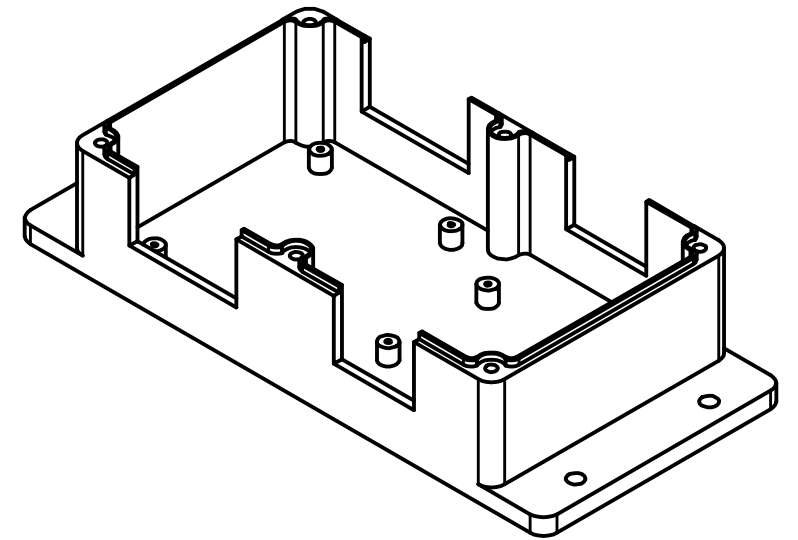
ACABADO SUPERFICIAL $\nabla 6,3$	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 – MEDIO	MATERIAL AISI 1045
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL PLATINA VERTICAL	ESCALA 1:2
		FECHA: 2021.09.30
	20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE
		PLANO: PD12 – A4



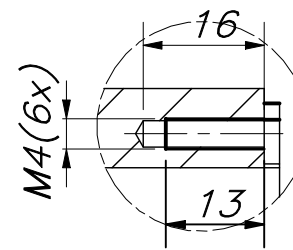
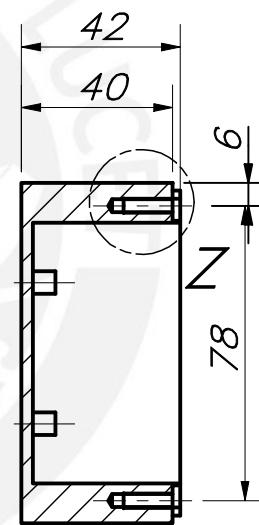
CORTE A-A



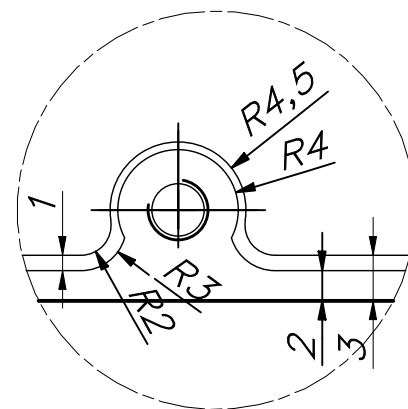
DETALLE X
ESCALA 1 : 1



CORTE B-B



DETALLE Z
ESCALA 1 : 1

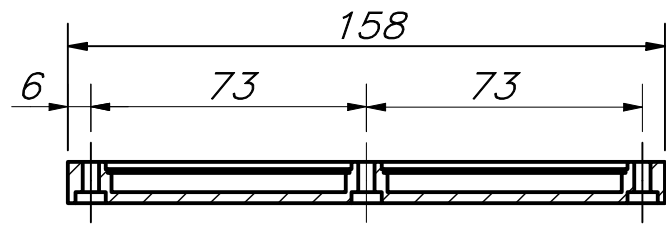


DETALLE Y
ESCALA 2 : 1

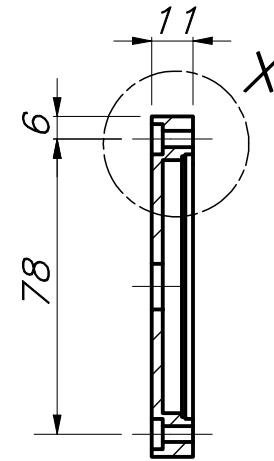
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

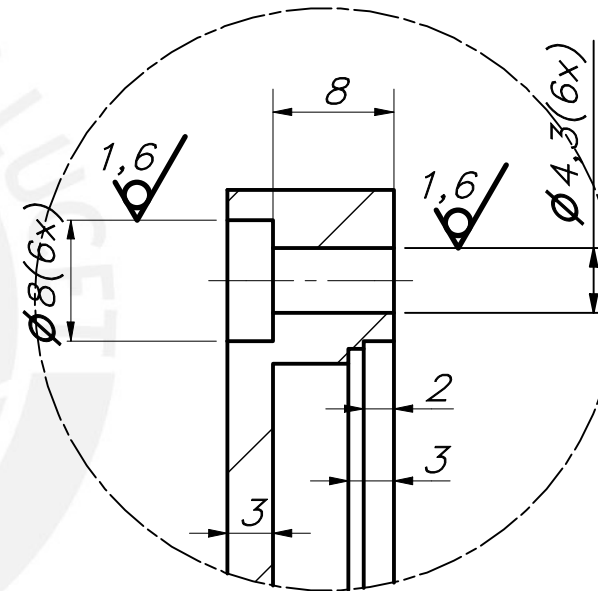
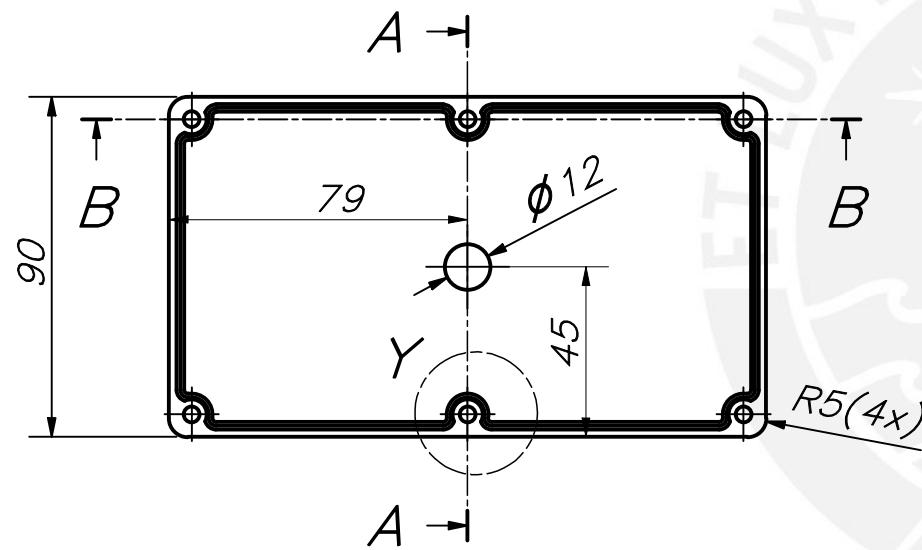
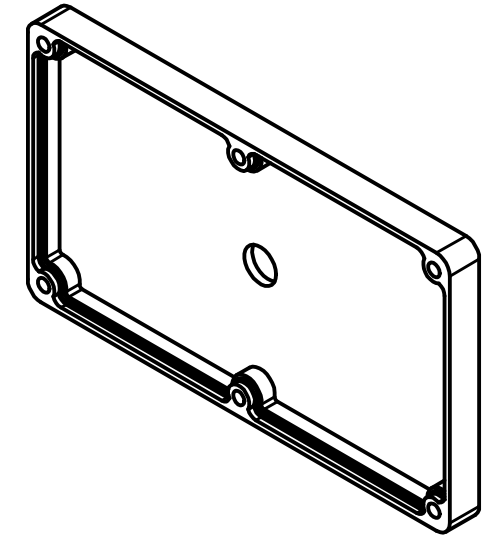
ACABADO SUPERFICIAL 3,2/	TOLERANCIA GENERAL DIN 7168 - MEDIO	MATERIAL POLICARBONATO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL	ESCALA 1:2
CARCASA ELECTRÓNICA INFERIOR		FECHA: 2021.09.30
20121941	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	PLANO: PD13 - A3



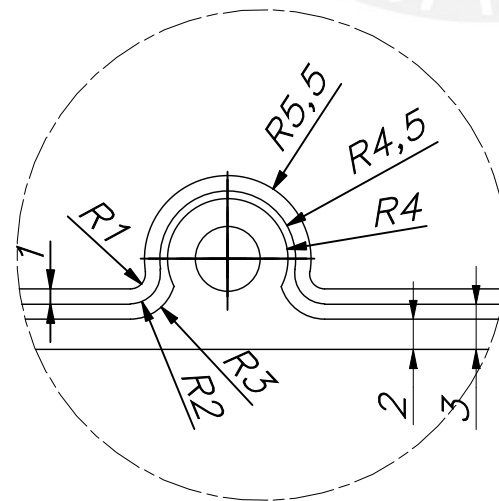
CORTE B-B



CORTE A-A



DETALLE X
ESCALA 2 : 1



DETALLE Y
ESCALA 2 : 1

TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN 7168					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
20121941		

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
3,2 / 1,6	DIN 7168 - MEDIO	POLICARBONATO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	SISTEMA DE SUSPENSIÓN Y CONTROL VERTICAL	ESCALA
	CARCASA ELECTRÓNICA SUPERIOR	1:2
		FECHA: 2021.09.30
	DEL ALCÁZAR FLORES, JAIME JORGE	PLANO: PD14 - A3