

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UNA ÓRTESIS QUE COMPENSE LAS
VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN
PACIENTES CON PARKINSON**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecánico

AUTOR:

Christian Noel Jr. Aquisé Leiva

ASESOR:

Dr. Dante Angel Elias Giordano

Lima, Noviembre, 2024

Informe de Similitud

Yo, Dante Angel Elias Giordano, docente de la Facultad de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DISEÑO DE UNA ÓRTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON, del autor Christian Noel Jr. Aquise Leiva, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 13%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 30/10/2024.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 30 de octubre de 2024

Apellidos y nombres del asesor: Elias Giordano, Dante Angel	
DNI: 10142907	Firma 
ORCID: https://orcid.org/0000-0001-5920-9608	

RESUMEN

La Enfermedad de Parkinson, caracterizada por síntomas como temblores disruptivos en muñecas y manos, representa un significativo desafío clínico. En respuesta a la falta de dispositivos ortopédicos especializados en Perú, se desarrolló una órtesis destinada a mejorar la autonomía y calidad de vida de los pacientes. Este dispositivo se distingue por su diseño accesible y su costo inferior al de las alternativas disponibles en el mercado, alineándose con la normativa alemana VDI 2221.

La fase inicial del proyecto implicó un análisis detallado de los temblores musculares y de las tecnologías previas, resultando en una órtesis que fusiona un sistema de sujeción ajustable, una muñequera y un mecanismo de amortiguación económico para optimizar la comodidad del usuario.

El estudio introduce un dispositivo innovador para tratar la enfermedad de Parkinson: un disipador de vibraciones de 2 grados de libertad que reduce de manera significativa los temblores en la mano. Este avance tecnológico funciona sincronizándose con las frecuencias específicas del temblor (4.5 Hz y 5.5 Hz), mejorando la precisión y el control de la mano en las actividades cotidianas.

Adicionalmente, se realizó una estimación de costos que abarcó desde el diseño inicial hasta la fabricación del dispositivo, subrayando la importancia de la impresión 3D para una fabricación eficiente y personalizada. Este enfoque no solo redujo los costos, aumentando la probabilidad de contar con un dispositivo accesible, sino que también demostró la factibilidad de ofrecer soluciones ortopédicas innovadoras. De acuerdo con lo desarrollado, los costos de diseño y de fabricación son aproximadamente S/. 8,500.00 y S/. 800.00, respectivamente.

El dispositivo, de tamaño compacto (62x96 mm) y peso ligero (menos de 500 g), ofrece una solución personalizada a los pacientes con Parkinson, representando una nueva alternativa para mejorar la calidad de vida de las personas que viven con la enfermedad.



*A mis queridos padres, cuyo amor incondicional, sacrificio y apoyo han sido la luz guiadora en mi camino. Sin su sabiduría y aliento, este viaje nunca hubiera sido posible.
Gracias por creer en mí.*

ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	i
ÍNDICE DE TABLAS	vi
ÍNDICE DE FIGURAS	vii
LISTA DE SÍMBOLOS	x
INTRODUCCIÓN	1
I ESTADO DEL ARTE	3
1.1 Problemática en Temblores Musculares	3
1.1.1 Problemática	3
1.1.2 Estadísticas y actualidad	4
1.2 Generalidades de Temblores Musculares	5
1.2.1 Definición General	5
1.2.2 Origen Neurológico	6
1.2.3 Clasificaciones	7
1.2.4 Temblores de Parkinson (TP)	7
1.2.5 Tratamientos y terapias	8
1.2.5.1 Medicamentos	8
1.2.5.2 Quirúrgicos	9
1.2.5.3 Terapia Física	9
II ANTECEDENTES: TECNOLOGÍAS Y TÉCNICAS	10
2.1 Biomecánica sistema muñeca-mano	10
2.1.1 Articulación y grados de libertad	10
2.1.2 Rangos de movimientos	11
2.1.3 Modelo biomecánico	12
2.1.4 Antropometría	13
2.2 Técnicas de Mitigación de Vibraciones	14
2.2.1 Definición de vibraciones	14
2.2.2 Control Activo de vibraciones	15
2.2.3 Control pasivo con Absorbedores de Vibraciones	15
2.3 Tecnologías actuales y en desarrollo	16
2.3.1 Tecnologías comerciales	16
2.3.2 Tecnologías en desarrollo	18
2.3.2.1 Tecnologías en patentes	18
2.3.2.2 Tecnologías en investigaciones	19
2.3.3 Discusión	21
III DISEÑO CONCEPTUAL	23
3.1 Requerimientos del diseño	23
3.2 Concepción de solución óptima	27
3.2.1 Estructura de funciones	27
3.2.2 Matriz Morfológica	31

3.2.3	Alternativas de solución	32
3.2.4	Evaluación técnica – Económica Preliminar	34
3.3	Proyecto preliminar	37
IV ANÁLISIS VIBRATORIO DEL SISTEMA MANO-MUÑECA.....		39
4.1	Análisis de un sistema de vibratorio de 1 GDL	39
4.2	Sistema de referencia para el estudio	41
4.3	Representación de sistema mano-muñeca como un modelo masa resorte	43
4.4	Modelo dinámico de la extremidad	45
4.5	Parámetros dinámicos para el modelo	46
4.6	Modelo dinámico de la extremidad	51
4.7	Simulación numérica del modelo mano-muñeca	54
4.7.1	Vibración Forzada	54
4.7.2	Comparación de resultados con la literatura	56
4.8	Discusión	60
V MODELACIÓN DEL DISPOSITIVO.....		61
5.1	Modelo dinámico de un absorbedor de vibraciones de 2 GDL	61
5.2	Parámetros iniciales de absorbedor	62
5.3	Análisis el conjunto mano - absorbedor	64
5.4	Modelación y simulación del absorbedor	66
5.5	Modelación y simulación del sistema mano-absorbedor	70
VI DISEÑO MECÁNICO Y ESTIMACIÓN DE COSTOS		76
6.1	Sujeción de la carcasa al brazo del paciente	76
6.2	Diseño de la carcasa de protección	79
6.2.1	Carcasa base	79
6.2.2	Cubierta posterior	80
6.2.3	Carcasa superior	80
6.2.4	Ensamble de la carcasa y componentes	81
6.3	Integración completa del sistema con la mano	82
6.4	Planos	84
6.5	Estimación de costos	84
6.5.1	Costo de diseño	84
6.5.2	Costo de componentes	85
6.5.3	Costo de manufactura	85
6.5.4	Costo de integración y pruebas	86
6.5.5	Costo total del sistema	86
CONCLUSIONES.....		88
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES.....		90
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS		92
ANEXOS		95
	Anexo A: DIN 33402-2:2020-12 Ergonomics - Human body dimensions	96

Anexo B: Tabla de requerimientos	98
Anexo C: Dimensiones antropométricas de población latinoamericana	100
Anexo D: Precios de componentes	101
Anexo E: Calculo de costos de fabricación a detalle	104
Mecanizado de eje	104
Impresión 3D de la carcasa	105
Anexo F: Ecuaciones de movimiento del sistema mano-absorbedor	106
Anexo G: Planos mecánicos	114



ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Comparación entre temblor esencial y el Parkinson [Luna, 2019].....	8
Tabla 2.1: Rango de abertura Angular de muñeca [Toapanta, 2017]	12
Tabla 2.2: Antropometría de la mano de un hombre según DIN 33402.....	14
Tabla 3.1: Matriz morfológica	31
Tabla 3.2: Justificación del valor técnico y económico	35
Tabla 3.3: Evaluación del valor técnico y económico.....	36
Tabla 4.1: Definición de las longitudes de segmento y de los orígenes de los sistemas de coordenadas de segmento (SCS) y factores de escalamiento para parámetros dinámicos [Dumas, 2017].	42
Tabla 4.2: Factores antropométricos tomados de Dumas [2017] y Ramos [2020].....	48
Tabla 4.3: Resultados de los parámetros biomecánicos	48
Tabla 4.4: Resultados finales de los parámetros principales de los temblores musculares para Temblor Esencial (Essential Tremor: ET) y Enfermedad de Parkinson (Parkinson Disease: PD) [Poon 2011].	50
Tabla 4.5: Torques medio estimados en temblores [Rocon, 2008]	50
Tabla 4.6: Escala severidad de temblores de Parkinson [Legaria-Santiago, 2022]	57
Tabla 5.1: Variables biomecánicas iniciales	65
Tabla 5.2: Variables del absorbedor.....	65
Tabla 6.1: Ventajas de una muñequera ergonómica.....	78
Tabla 6.2: Relación de planos de despiece y ensamble.....	84
Tabla 6.3: Costo de diseño	85
Tabla 6.4: Costo de componentes.....	85
Tabla 6.5: Costo de manufactura.....	86
Tabla 6.6: Costo total de producto	86
Tabla 10.1: Mediciones de los dedos según Norma DIN 33402 par 1	96
Tabla 10.2: Medidas de los dedos parte 2 [DIN 33402].....	97

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 2.1: Grados de libertad de las articulaciones de la muñeca y de los dedos. [Moreira, 2014]....	11
Figura 2.2: Tipos de movimiento de muñeca [Toapanta, 2017].....	11
Figura 2.3: Rangos habituales de movimiento del sistema muñeca-mano [Kutz, 2004].....	12
Figura 2.4: Diagrama del modelo real de muñeca y junta universal [Charles, 2011].....	13
Figura 2.5: Medidas antropométricas de la mano según DIN33402	14
Figura 2.6: Sistema de aislador de vibraciones activo [Rao, 2018].....	15
Figura 2.7: Sistema sin amortiguamiento con absorbedor de vibraciones [Rao, 2018].....	16
Figura 2.8: Utensilios cotidianos para temblores musculares	17
Figura 2.9: Dispositivos comerciales con mitigación pasiva de temblores	18
Figura 2.10: Plano de explosión GYROGEAR [ONG, 2016].....	19
Figura 2.11: Dispositivos de investigaciones con mitigación pasiva de temblores.....	21
Figura 3.1: Posición referencial del dispositivo	24
Figura 3.2: Caja negra.....	28
Figura 3.3: Diagrama de funciones	30
Figura 3.4: Alternativa 1	32
Figura 3.5: Detalle de alternativa 1	32
Figura 3.6: Alternativa 2	33
Figura 3.7: Alternativa 3	34
Figura 3.8: Diagrama de evaluación técnico-económica según VDI2225	36
Figura 3.9: Proyección de vistas ortogonales y espacial de la solución óptima	38
Figura 4.1: Sistemas vibratorios de un grado de libertad (SDOF).	40
Figura 4.2: Diagrama de bloque para el sistema de 1 GDL (SDOF) [Ogata ,2011].....	40
Figura 4.3: Función de transferencia que relaciona la salida del desplazamiento angular ($\theta(s)$) de flexión-extensión de la mano y la entrada del torque del temblor ($T(s)$) de Parkinson.	41
Figura 4.4: Sistemas de coordenadas	43
Figura 4.5: Representación de modelos de sistema mano-muñeca	44
Figura 4.6: Modelo vibratorios de un grado de libertad (SDOF). equivalente de la mano bajo la influencia de vibraciones generadas por temblores musculares.	45

Figura 4.7: Estimaciones de longitudes de segmento y ubicaciones de los centros articulares en relación con los puntos de referencia anatómicos [Drillis, 1963]	47
Figura 4.8: Esquema cinemático del sistema mano-muñeca	51
Figura 4.9: Diagrama de bloques en Simulink del modelo de la mano durante temblor de Parkinson	54
Figura 4.10: Entrada sinusoidal del temblor de Parkinson con amplitud de 0.4 Nm	55
Figura 4.11: Solución grafica del desplazamiento angular vs tiempo con una entrada a 0.4 Nm de amplitud de torque de temblor	55
Figura 4.12: Proceso de extracción de indicadores biométricos [Legaria-Santiago, 2022].....	56
Figura 4.13: a) Representación gráfica de la amplitud del temblor basada en la posición de la mano en su máxima flexión y extensión, b) Componentes de desplazamiento en los ejes X, Y, Z, basados en la señal de aceleración dinámica. [Legaria-Santiago, 2022]	57
Figura 4.14: Solución grafica del desplazamiento angular de la mano vs tiempo, con aumento de entrada a 0.85 Nm de amplitud de torque de temblor	58
Figura 4.15: Transformada de Fourier del sistema mano-muñeca bajo efecto de temblores de Parkinson	59
Figura 4.16: Grafica de desplazamiento angular vs tiempo del centro de masa de la mano bajo efecto de temblores de Parkinson	59
Figura 4.17: Diagrama de bode de la amplitud mano vs la frecuencia.....	60
Figura 5.1: Sistemas impeditivos del absorbedor	63
Figura 5.2: Diagrama de fuerzas estático del Solido Rígido 1	64
Figura 5.3: Análisis FFT de los 3 sistemas independientes.....	66
Figura 5.4: Esquema conceptual de absorbedor de 2 grados de libertad	66
Figura 5.5: Modelo cinemático del absorbedor de 2 GdL.....	67
Figura 5.6: Análisis FFT del absorbedor.....	70
Figura 5.7: Sistemas acoplados absorbedor y mano.....	71
Figura 5.8: Respuesta a entrada escalón del absorbedor	73
Figura 5.9: Respuesta a entrada escalón del absorbedor	74
Figura 5.10: Respuesta a entrada escalón del absorbedor	75
Figura 6.1: Cinta de velcro	77
Figura 6.2: Muñequera	77
Figura 6.3: Muñequera fabricada por impresión 3D generada por la DALL-E.....	78
Figura 6.4: Carcasa base	79

Figura 6.5: Cubierta posterior	80
Figura 6.6: Tapa superior	80
Figura 6.7: Vista en explosión de ensamble.....	81
Figura 6.8: Partes de prototipo ortesis.....	82
Figura 6.9: Modelo de mano absorbedor.....	83
Figura 10.1: Mano en vista de palma extendida [DIN 33402]	96
Figura 10.2: Vista de mano de palma y puño [DIN 33402]	97
Figura 10.3: Vista de mano de costado [DIN 33402].....	97



LISTA DE SÍMBOLOS

m :	Masa	[kg]
F :	Fuerza	[N]
t :	Tiempo	[s]
E :	Energía	[J]
P :	Potencia	[W]
k :	Rigidez	[N/m]
M :	Momento flector	[N.m]
I :	Momento de inercia	[kg.m ³]
K :	Matriz de rigidez	[N/m]
M :	Matriz de masa	[m]
ω_n :	Frecuencia natural	[rad/s]
ω :	Frecuencia de excitación	[rad/s]
$f(t)$:	Fuerza externa variante en el tiempo	[N]
L :	Longitud	[m]
θ :	Amplitud angular	[rad]

INTRODUCCIÓN

El temblor corporal es un síntoma común en enfermedades neurológicas, siendo el temblor de manos y brazos los más frecuentes en la mayoría de los casos. Aunque normalmente no causan dolor, estos movimientos involuntarios pueden limitar la autonomía de los pacientes y generar preocupación. Por otro lado, la enfermedad de Parkinson es uno de los trastornos neurodegenerativos que causa temblores musculares, afectando a un gran número de personas y reduciendo su calidad de vida [Condor, 2019]. En el Perú, la falta de dispositivos ortopédicos para la supresión de temblores musculares es una problemática importante por la falta de personal capacitado y equipos médicos para el diagnóstico y rehabilitación de pacientes. Por lo tanto, el objetivo es desarrollar una órtesis para reducir los temblores en pacientes con Parkinson, utilizando técnicas de supresión de vibraciones enfocadas en el conjunto muñeca-mano, con el fin de mejorar su calidad de vida.

El Parkinson se caracteriza por temblores en las manos, presentes en reposo, durante ciertos movimientos o al mantener una postura. Estos temblores, de entre un rango 3 a 6 Hz, generan movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión de la muñeca [Rana, 2015]. Más allá de una simple molestia, estos temblores impactan significativamente en la vida diaria del paciente, pues dificultan tareas como comer, escribir o abotonarse la ropa, lo que genera frustración y una mayor dependencia de otras personas. Esta situación afecta no solo al paciente, sino también a su entorno familiar, que observa con impotencia cómo la enfermedad limita su autonomía.

Se han realizado muchas investigaciones para mitigar los temblores, divididos en tratamientos invasivos y no invasivos [Grimaldi, 2013]. Los tratamientos invasivos incluyen medicamentos y cirugías cerebrales, pero no han demostrado ser muy efectivos, ya que los medicamentos pueden tener efectos secundarios y las cirugías representan un riesgo para la salud. Por otro lado, los dispositivos no invasivos, que utilizan tecnología electromecánica para reducir los temblores, son menos invasivos, pero dependen de la energía eléctrica y suelen ser costosos. Estos dispositivos son colocados en la mano o el brazo del paciente, y limitan al usuario en su tiempo de uso, además que su electrónica puede ser sensible a dañarse. Por último, el alto costo de estas soluciones hace que no todas las personas tengan acceso a ellas, por lo que el precio de adquisición debe ser un factor importante para considerar en el desarrollo de nuevas soluciones para mitigar los temblores.

Por lo tanto, se propone diseñar un dispositivo del tipo órtesis, portátil, ligero y económico, capaz de suprimir los temblores de la mano en flexión y extensión. Para lograr este propósito, se establecieron los objetivos específicos siguientes: i) analizar la biomecánica del conjunto muñeca-mano en pacientes con Parkinson para identificar las características clave de los temblores, ii) investigar y seleccionar las técnicas de supresión de vibraciones más adecuadas para este tipo de afección, evaluando opciones tecnológicas viables que puedan ser implementadas en una órtesis, iii) diseñar un prototipo de órtesis que integre dichas técnicas, asegurando que el dispositivo sea ergonómicamente adecuado para su uso prolongado, iv) modelar y simular el absorbedor junto a la mano para validar la eficacia del prototipo en la reducción de los temblores y, finalmente, v) elaborar los planos de ensamble y despiece correspondientes, así como estimar los costos de diseño y fabricación del dispositivo. Este enfoque integral busca ofrecer una solución práctica y efectiva para mejorar la vida de las personas afectadas por esta condición.

Es importante destacar que, en esta tesis se usa la norma VDI 2221, que es una guía alemana que define un enfoque sistemático para el desarrollo de productos. La VDI 2221 guía el proceso desde la definición de los requisitos hasta la ingeniería de detalle, pasando por etapas como la identificación del problema, la generación y selección de conceptos, y la optimización de la solución. Al utilizar esta norma para el diseño de la órtesis para mitigar los temblores en pacientes con Parkinson, se asegura un proceso de diseño estructurado y orientado a las necesidades del usuario, facilitando la fabricación de un dispositivo eficiente y funcional.

Con la implementación futura de los resultados de esta tesis, se busca generar un impacto positivo en la calidad de vida de las personas de edad avanzada, especialmente aquellas que padecen temblores esenciales o de Parkinson. Adicionalmente, existe el potencial de adaptar el dispositivo para suprimir temblores de supinación y pronación, y atender a pacientes con otra patología de temblores. Si bien se espera que el dispositivo contribuya a la recuperación de cierta independencia en actividades diarias, su eficacia aún debe ser evaluada en distintos escenarios. La fabricación futura del dispositivo podría ofrecer beneficios importantes, los cuales tendrá que ser reforzados mediante su accesibilidad y aceptación por parte de los pacientes.

CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se expone la problemática de los temblores musculares en pacientes de Parkinson, sus impactos y las estadísticas correspondientes. Asimismo, se describen los diferentes tipos de temblores musculares, así como sus causas y consecuencias, con mayor énfasis en temblores de mano como consecuencia de la Enfermedad de Parkinson. Por último, se describen las diferentes terapias y tratamientos actuales.

1.1 Problemática en Temblores Musculares

En esta sección se describen la situación de los temblores musculares por la Enfermedad de Parkinson en el Perú y en el mundo, proporcionando las estadísticas principalmente del Perú, así como de otros países. Asimismo, se tendrán en cuenta los diferentes factores que contribuyen con la problemática en el Perú.

1.1.1 Problemática

Actualmente, existe un gran número de personas que presentan dificultades en sus tareas cotidianas debido a movimientos involuntarios causados por desórdenes neurodegenerativos como el Parkinson. La Enfermedad de Parkinson (EDP) es el segundo desorden neurodegenerativo más común en el mundo, cuya manifestación principal son los temblores musculares. En el 2019 se registraron a nivel mundial 8.4 millones de personas con Parkinson [Mikos, 2019] y según la OMS, se prevé que para el año 2030 serán 12 millones de personas diagnosticadas [Condor, 2019]. Además, el Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas del Perú estimó que aproximadamente

300 mil personas tenían Parkinson a nivel nacional, siendo 10 mil pertenecientes a la ciudad de Lima [MINSa, 2022]. Esto evidencia el crecimiento de pacientes con Parkinson que pueden experimentar problemas en su movilidad.

El Perú no tiene un sistema de salud eficiente que permita un tratamiento adecuado a los pacientes de Parkinson que experimentan temblores musculares. El año 2014, el Seguro Integral de Salud alcanzó una cobertura de solo 69.7% de peruanos con Parkinson, evidenciando así el déficit de personal capacitado y de equipos médicos para el diagnóstico y rehabilitación de pacientes [Mendoza, 2018]. Todo ello, exhibe una gran cantidad de pacientes en el Perú que presentan dificultad en sus actividades cotidianas y laborales, reduciendo sus posibilidades de participar activamente en actividades laborales y sociales, lo cual reduce su calidad de vida. Por ende, ante la falta de tratamientos eficaces para los temblores de Parkinson, se requiere brindar a los pacientes de nuevas alternativas tecnológicas para la supresión del temblor de Parkinson que les permita mejorar su calidad de vida.

En el Perú, una gran problemática es la ausencia de dispositivos de tipo órtesis, o tecnología vestible (*wearable*), para la supresión de temblores musculares [Soto, 2019]. Por un lado, existen dispositivos que se encuentran en desarrollo en otros países, mientras que los comerciales suelen ser voluminosos y escasos [Mikos, 2019].

Por lo tanto, se requiere el desarrollo nacional de un dispositivo tipo ortésico que permita mitigar los temblores del sistema mano-muñeca, por ser la extremidad primordial para las tareas cotidianas.

1.1.2 Estadísticas y actualidad

La Fundación Americana de Parkinson estimó que en el año 2020 más de 900 mil ciudadanos en los Estados Unidos tendrían la EDP [Mikos, 2019]. Además, se prevé que este número aumente a 1,2 millones para 2030. Mientras que, en el Perú, el Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas (INCN) estimó que en el 2014 el 1% de la población tuvo EDP, lo que significa un aproximado de 300 mil personas, y se estima que para el año 2030 serán 2 millones [Condor, 2019].

Específicamente en el Perú, según el Ministerio de Salud (MINSA) [Ramírez, 2018], en el 2019 la EDP afectaba a unas 30 mil personas, y se estimaba que cada año habría unos 3 mil nuevos casos. En un estudio realizado en el Distrito de Ulcumayo del Departamento de Junín en Perú, se encontró una prevalencia de la EDP de 6.71 por cada 1000 habitantes mayores de 40 años, destacando una mayor prevalencia en hombres que en mujeres [Ramírez, 2018]. En otro estudio, realizado en el Hospital Nacional “Ramiro Prialé Prialé” en Huancayo, se realizó una investigación de las principales características epidemiológicas de la EDP, teniendo como resultados un promedio de edad de 73 años, siendo predominante en el género masculino [Condor, 2019].

Complementariamente, según un informe técnico realizado el año 2022 por el Ministerio de Salud del Perú, se resaltó que el tratamiento más utilizado para mitigar los temblores musculares por la EDP es de tipo farmacológico [MINSA,2022]. Asimismo, aún en desarrollo en la academia, se cuenta con investigaciones sobre la estimulación cerebral profunda [Calderón, 2020], que es un tratamiento que aún no se ha podido aprobar para ser aplicado en el Perú. Por ende, ante la falta de investigación, desarrollo, e implementación de tratamientos alternativos para pacientes con EDP en el Perú, se hace necesario invertir o innovar en nuevas tecnologías que mitiguen los síntomas parkinsonianos, y así brindar una mejor calidad de vida a estos pacientes.

1.2 Generalidades de Temblores Musculares

En esta sección se brinda una descripción general de las características de los temblores musculares, sus génesis y clasificación. Por último, se expone con mayor detalle las características de los temblores musculares debidos a la Enfermedad de Parkinson.

1.2.1 Definición General

Los temblores musculares (TM), según el Instituto Nacional de Trastornos Neurológicos y Apoplejía (NIH siglas en inglés), se definen como un trastorno neurológico que causa movimientos involuntarios en una o más partes del cuerpo [NIH, 2023]. Este movimiento se caracteriza por su comportamiento no lineal, ni

estacionario, lo cual indica que no puede ser predicho con facilidad, ni se muestra constante durante el tiempo. También presenta un comportamiento oscilatorio porque su desplazamiento es simétrico respecto a un punto de equilibrio [Grimaldi, 2013].

La incidencia y prevalencia de TM aumenta según la edad, por lo tanto, la población de adultos mayores es la más afectada [Grimaldi, 2013]. Debido a que el efecto principal de los TM son la incapacidad de realizar tareas cotidianas, desde comer hasta caminar, esto genera malestar psicoemocional a los pacientes. Este escenario se agrava ante la ausencia de tratamientos 100% eficaces que puedan brindar un comportamiento biomecánico de normalidad a los pacientes.

De esta forma, se exhibe que los TM tiene diferentes ejes de estudios, como el neurológico, médico, psicológico e ingenieril. Dentro del área neurológica se encuentra el origen del estudio de trastorno, acompañado de la medicina que se encarga del diagnóstico y tratamiento. Asimismo, el área psicológica acompaña a los pacientes en este proceso de adaptación social y bienestar emocional durante el tratamiento. En el área ingenieril, la cual será énfasis en este trabajo, se emplearán los conceptos y alcances más importantes de las áreas anteriores para la concepción de nuevas tecnologías que permitan una mejor calidad de vida para los pacientes.

1.2.2 Origen Neurológico

Los TM tiene su génesis en el sistema nervioso central y/o periférico. Debido a esta ambigüedad, y la complejidad del sistema nervioso, es un desafío encontrar el origen exacto de un TM. Además del sistema nervioso, otras estructuras involucradas son las musculares y las articulaciones [Grimaldi, 2013]. Estas últimas tienen su contraparte mecánica, es decir, se pueden modelar como sistemas mecánicos debido a que tienen características como inercia, rigidez y amortiguamiento. Como ejemplo, el temblor de una extremidad con masa pequeña (por ejemplo, los dedos) suele ser de una frecuencia superior a uno con mayor masa (por ejemplo, la muñeca) [Grimaldi, 2013].

1.2.3 Clasificaciones

Existen varias clasificaciones para los TM, algunos ejemplos son: parte del cuerpo afectada, duración del temblor, sintomatología neurológica, frecuencia, tratamiento medicamentoso, entre otros [Findley, 1984]. En este caso se dará énfasis a la clasificación por comportamiento desencadenante (*trigger*), debido a que es el más utilizado a nivel académico para la descripción de TM. Esta clasificación se divide en 3 tipos de temblores musculares en función a la condición en la que se presenta: en reposo (TR), postural (TPT) y cinético (TC). Las características generales del TR, TPT y TC son:

- El TR se manifiesta cuando una parte del cuerpo se encuentra en reposo y tiende a desaparecer con el movimiento, su frecuencia es de 3-6 Hz. Usualmente, se asocia con el movimiento de “pill rolling” que ocurre en la mano de pacientes con Parkinson [Grimaldi, 2013].
- El TPT ocurre al mover una parte del cuerpo a una posición específica, por lo cual también se le considera como un temblor de precisión, su frecuencia es de 2-5 Hz y la enfermedad más asociada es el temblor esencial [Grimaldi, 2013].
- El TC se manifiesta cuando se ejecuta un movimiento en una dirección determinada [Grimaldi, 2013], presenta una frecuencia de 2-7 Hz y una oscilación perpendicular a la dirección del movimiento, que puede reducirse con la adición de una masa [Grimaldi, 2013].

Cabe resaltar que la amplitud de los temblores no se considera una característica representativa, pues puede fluctuar durante una evaluación debido a factores externos como estrés o actividades previas que haya realizado el paciente [Findley, 1984].

1.2.4 Temblores de Parkinson (TP)

Un paciente con EDP puede experimentar temblores involuntarios en alguna extremidad conforme avanza la enfermedad, siendo la mano la parte de la extremidad superior más afectada en los inicios de la enfermedad. Este tipo de temblores tiene un rango de frecuencia de 3-6 Hz y se manifiesta en el movimiento de pronación-

supinación y de flexión-extensión de la muñeca [Rana, 2015]. El Temblor de Parkinson (TP), o Temblor Parkinsoniano, se caracteriza por ser principalmente del tipo reposo, lo cual indica que solo se manifiesta cuando la persona no está realizando movimientos. Sin embargo, en un estudio realizado en el Instituto Neurológico de Nueva York, el 93 % de pacientes también presentan el temblor al realizar movimientos y otra pequeña porción de pacientes presenta el temblor al adoptar una postura [Louis, 2001]. Estos casos corresponden principalmente al Temblor Esencial (TE), pues los temblores se presentan al realizar alguna acción con los músculos. En síntesis, los TP y TE pueden presentarse en condición de reposo, postural o cinético.

En la Tabla 1.1 se hace una comparación de las principales características del TE y TP.

Tabla 1.1: Comparación entre temblor esencial y el Parkinson [Luna, 2019]

Característica	Temblor Esencial (TE)	Parkinson (TP)
Edad presentada (años)	10 - 80	55 - 75
Miembros comúnmente afectados	Manos y brazos	Manos y brazos
Otros miembros menos afectados	Cabeza, cuello, piernas y voz.	Pies, rostro, labios, boca.
Frecuencia del temblor (Hz)	5 - 10	4 - 6
Tipo de temblor	Flexión-Extensión	Supinación-Pronación Flexión-Extensión
Simetría	Bilateral y simétrico	Unilateral/Bilateral y asimétrico
Componente posicional	Postura > cinética, puede tener un leve componente de reposo si es grave	En reposo, puede tener un componente postural y cinético en casos severos
Efecto de reposo	Disminuye	Incrementa
Efecto de realizar una acción	Incrementa	Disminuye
Concentración mental	Incrementa	Disminuye
Caminar	Disminuye	Incrementa
Evolución	Progresivo	Progresivo

1.2.5 Tratamientos y terapias

A continuación, se exponen los tratamientos y terapias más convencionales ante los temblores involuntarios de mano.

1.2.5.1 Medicamentos

Los medicamentos más utilizados son primidona y propanolol, y ambos tienen la misma efectividad en la reducción de temblores en un 50-60% [Grimaldi, 2013]. La primidona

se distingue por ser más eficiente en los TP y el propanolol en TE. Sin embargo, ambos tienen varios efectos adversos como: fatiga, náuseas, depresión, entre otros [Grimaldi, 2013]. Aunque los tratamientos medicinales son muy eficaces, un gran porcentaje no tolera sus efectos secundarios y abandonan el tratamiento [Rana, 2015].

1.2.5.2 Quirúrgicos

La opción quirúrgica solo se puede considerar en casos extremos, dónde los pacientes no pueden desarrollar actividades cotidianas y cuando la medicación no surte efecto. Uno de los tratamientos quirúrgicos más modernos es la Estimulación Cerebral Profunda (ECP), la cual consiste en la colocación de un electrodo en el tálamo del paciente, el cual se conecta a un generador de pulsos. A diferencia de otros métodos, este es el menos invasivo en el cerebro, y es reversible [Rana, 2015]. Sin embargo, como cualquier procedimiento quirúrgico en el cerebro, conlleva un alto riesgo de paro cardíaco y otras complicaciones.

Por otro lado, según un estudio realizado en España, el costo de la ECP oscila entre los 53 a 200 mil Euros durante 5 años de tratamiento, sin tener en cuenta el costo de la intervención quirúrgica [Gómez-Inhieto, 2020]. Este tipo de cirugías puede llegar a costar más de 400 mil dólares US y su efectividad aún es reducida [Ravikumar, 2017].

1.2.5.3 Terapia Física

La Clínica de Medicina Física y Rehabilitación en los Estados Unidos examinó los resultados en un grupo de pacientes con temblores de Parkinson, quienes realizaron diversos ejercicios para mejorar su rango movimiento, resistencia y equilibrio en las extremidades. Sin embargo, a pesar de que se alcanzaron mejoras en la rigidez muscular, los temblores de tipo reposo y cinético no mostraron ningún cambio [Comelia, 1994].

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES: TECNOLOGÍAS Y TÉCNICAS

En este capítulo se hace una síntesis de la biomecánica del sistema muñeca-mano, y los conceptos de vibraciones y técnicas para amortiguar temblores. Además, se presenta varios dispositivos enfocados en la mitigación de temblores musculares, considerando dispositivos comerciales, patentes y de investigaciones.

2.1 Biomecánica sistema muñeca-mano

A continuación, se exponen los aspectos más relevantes de la biomecánica del sistema muñeca-mano, recopilados a partir de diversas investigaciones. Se dará una introducción a los siguientes temas: articulaciones y sus grados de libertad, rangos de movimiento, modelo biomecánico y antropometría.

2.1.1 Articulación y grados de libertad

La mano tiene 27 huesos y al menos 18 articulaciones, con los que se posee unos 27 a más grados de libertad. En la Figura 2.1 se observa gráficamente el número de grados de libertad por cada articulación de la mano. Adicionalmente, el brazo aporta otros 7 grados de libertad. En este sentido, la función del brazo es de posicionar la mano en el espacio y el rol de la mano es permitir a las personas interactuar con el entorno. Además, la anatomía de la mano permite desplazarse a un máximo de 40 rad/s y empuñar objetos con una fuerza de hasta 400 N. Sin embargo, a diario se utiliza una velocidad de desplazamiento promedio de 3-4 rad/s y una fuerza de 0-67 N [Kutz, 2004].

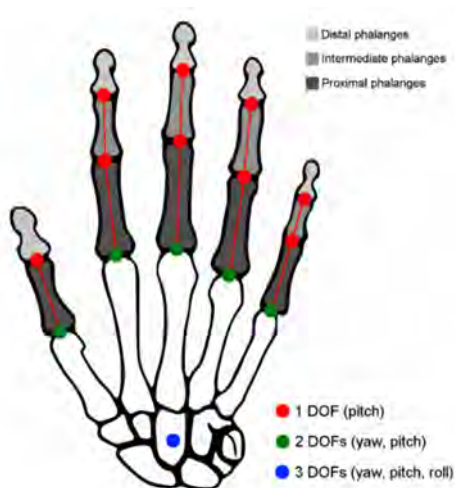


Figura 2.1: Grados de libertad de las articulaciones de la muñeca y de los dedos. [Moreira, 2014]

2.1.2 Rangos de movimientos

El alcance de los movimientos de la muñeca varía según la posición de la muñeca en relación con el antebrazo. En la Figura 2.2 se tiene una referencia de los movimientos del sistema mano-muñeca, mientras que en la Figura 2.3 se observa los rangos habituales de movimientos. Normalmente, se evalúa el alcance a partir de una posición neutral, lo que permite medir el rango angular que se puede lograr desde esa posición neutral y, así, determinar el rango de movilidad disponible [Toapanta, 2017]. En la Tabla 2.1 se observan los rangos de cada tipo de movimiento para una persona sana.



Figura 2.2: Tipos de movimiento de muñeca [Toapanta, 2017]

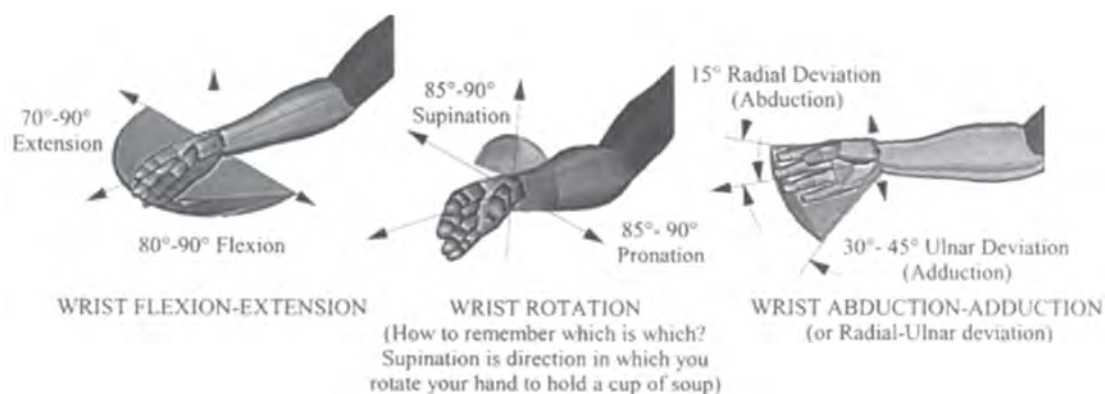


Figura 2.3: Rangos habituales de movimiento del sistema muñeca-mano [Kutz, 2004]

Tabla 2.1: Rango de abertura Angular de muñeca [Toapanta, 2017]

Movimiento	Rango de abertura Angular Total	Abertura Angular habitual [Kutz,2004].
Flexión	0 -90°	10°
Extensión	0-80°	20°
Supinación	0-90°	5°
Pronación	0-85°	5°
Desviación Cubital	30-45°	15°
Desviación Radial	0-15°	15°

2.1.3 Modelo biomecánico

En el artículo titulado “Dinámica de la rotación de la muñeca” [Charles, 2011], se desarrolló un modelo matemático basado en experimentos de la dinámica de rotación de la muñeca en flexión-extensión (FE) y en desviación radial-cubital (RUD), y la caracterización del torque requerido para vencer la impedancia en la movilidad de la muñeca.

En este artículo se modela la muñeca como una junta universal como se presenta en la Figura 2.4. Las ecuaciones de movimiento de la mano incluyen términos de inercia, amortiguamiento y rigidez, cuyos valores están basados en mediciones directas (rigidez) o mediciones combinadas con datos disponibles en la literatura (inercia, amortiguamiento). Finalmente, algunos términos del modelo se pueden ignorar con poca pérdida de precisión, lo que da como resultado un modelo lineal simple y útil para estudios en biomecánica, neurociencia y rehabilitación

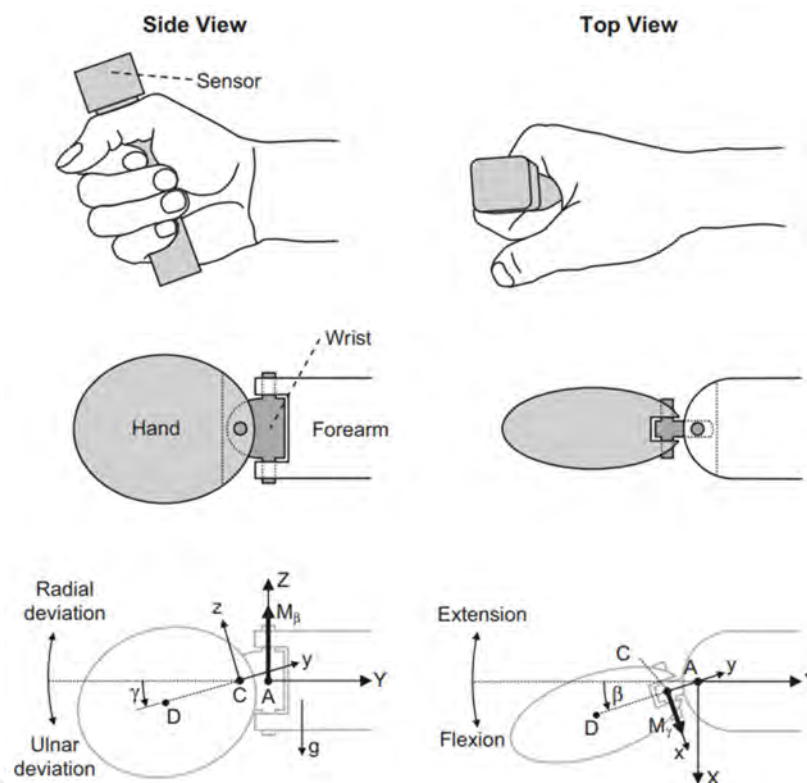


Figura 2.4: Diagrama del modelo real de muñeca y junta universal [Charles, 2011]

2.1.4 Antropometría

En este trabajo se requiere considerar cuidadosamente las medidas corporales y proporciones humanas, y la antropometría es la disciplina encargada de su medición. Específicamente, las dimensiones del antebrazo, la muñeca y la mano son fundamentales para el diseño de una órtesis, ya que el tamaño y la forma del dispositivo deben ajustarse correctamente a la anatomía humana.-Se tomará como referencia las proporciones de la mano de un hombre como se observa en la Figura 2.5. Las medidas utilizadas se han obtenido del percentil 95 según la norma DIN 33402, y se seleccionarán únicamente las dimensiones necesarias para el proyecto (ver Tabla 2.2). Se optó por estas referencias debido a la falta de estudios sobre la antropometría de las manos en la población peruana. La tabla completa de la norma DIN 33402 se encuentra en el Anexo A.

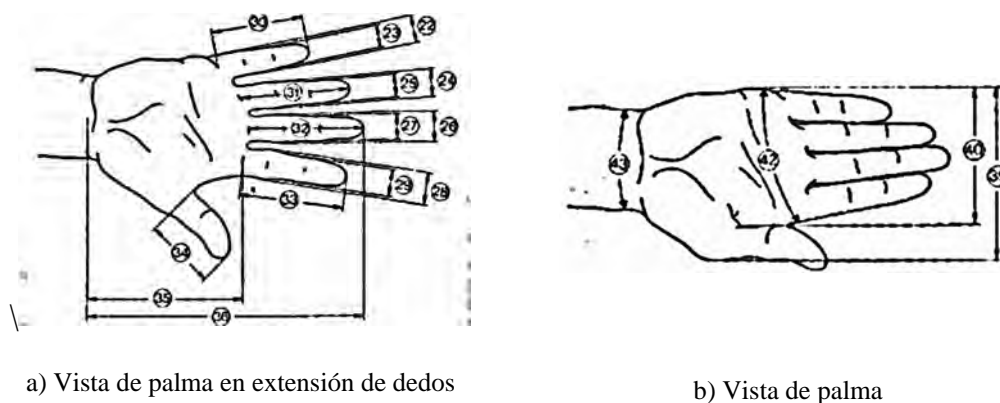


Figura 2.5: Medidas antropométricas de la mano según DIN33402

Tabla 2.2: Antropometría de la mano de un hombre según DIN 33402

Parte	Dimensión (cm)	Denominación
Longitud de la mano	20,1	36
Longitud de la palma	11,7	35
Ancho de la palma incluyendo el pulgar	11,6	39
Ancho de la palma excluyendo el pulgar	9,3	40
Perímetro de la mano	15,4	42
Perímetro de la muñeca	22,9	43

2.2 Técnicas de Mitigación de Vibraciones

En esta sección se presenta un resumen de los principales conceptos de vibraciones y sus técnicas activas y pasivas para amortiguar temblores.

2.2.1 Definición de vibraciones

Una vibración u oscilación es el movimiento repetitivo de un objeto dentro de un intervalo de tiempo. El objeto, para ser un sistema vibratorio, tiene que contar con 3 características: la capacidad de almacenar energía potencial por medio de un resorte o su elasticidad, almacenar energía cinética mediante su masa o inercia, y poder disipar esta energía mediante un amortiguador. Así, con el principio de conservar la energía, un sistema oscila al convertir su energía potencial en cinética y viceversa, pero, por factores como la fricción, la energía se disipa en calor o sonido.

2.2.2 Control Activo de vibraciones

Un sistema de aislamiento de vibraciones es activo cuando usa energía externa para funcionar. Comúnmente este consiste en un mecanismo con un sensor, un procesador de señales y un actuador (Figura 2.6). El parámetro por monitorear es el desplazamiento del centro de masa para convertirse en una señal proporcional a la magnitud de excitación del cuerpo. Posteriormente se procesa la señal y se emite otra al actuador, como un sistema en lazo cerrado [Rao, 2018]. El actuador se comportará según los requerimientos del sistema, por lo que se podrán modular parámetros como la frecuencia de las vibraciones. Una de las desventajas de este sistema es que conlleva muchas partes, lo que puede aumentar el tiempo de prototipado, además de que depende de energía externa, lo que puede limitar al usuario en el tiempo de uso.

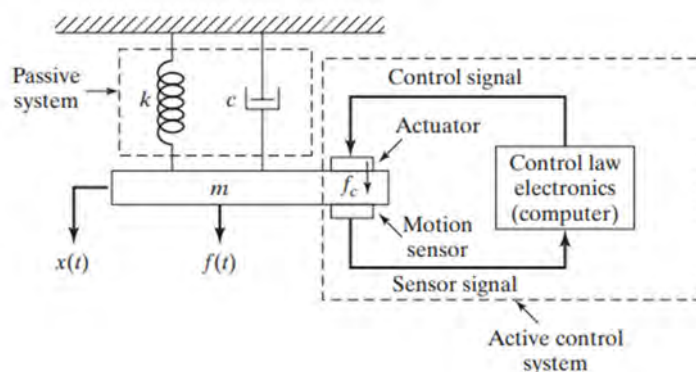


Figura 2.6: Sistema de aislador de vibraciones activo [Rao, 2018]

2.2.3 Control pasivo con Absorbedores de Vibraciones

Este dispositivo consiste en un sistema masa-resorte que es adherido al sistema principal de vibraciones (Figura 2.7). La combinación de ambos sistemas forma uno de 2 grados de libertad, por lo cual se tendrán 2 frecuencias naturales [Rao, 2018].

Una desventaja de este dispositivo es que solo se puede utilizar para absorber una cierta banda de frecuencias, por lo cual se utiliza mayormente para sistemas que operan a una velocidad constante. Dentro de sus ventajas se destaca la simplicidad y rapidez de aplicación del dispositivo, debido a que solo utiliza elementos mecánicos, además que no requiere de energía eléctrica.

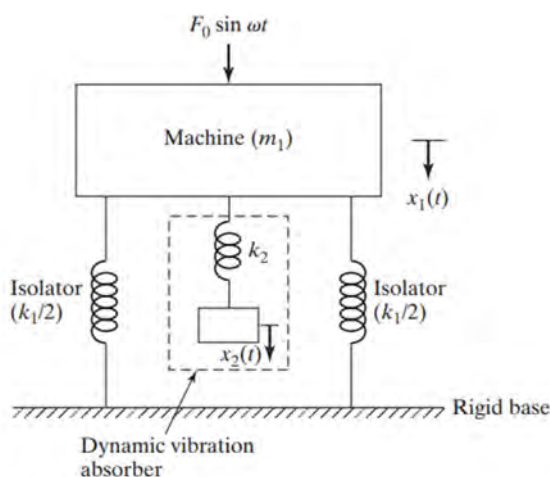


Figura 2.7: Sistema sin amortiguamiento con absorbedor de vibraciones [Rao, 2018]

2.3 Tecnologías actuales y en desarrollo

En la siguiente sección, se describirán diversas tecnologías actuales, entre comerciales patentes y en desarrollo, resumiendo su funcionamiento, logros y limitaciones.

2.3.1 Tecnologías comerciales

Por esta creciente problemática expuesta, se han creado dispositivos que permiten al paciente con temblores realizar con cierta normalidad sus actividades diarias. Estos se dividen en dos categorías: utensilios cotidianos y de tipo órtesis.

Dentro de los utensilios cotidianos más modernos están las cucharas estabilizadoras de movimiento. Un ejemplo son las de la marca Liftware (Figura 2.8a), que mediante sensores y actuadores mantiene la cuchara horizontalmente, y reduce movimientos irregulares para evitar que su contenido se derrame [Liftware, 2023]. Entre los utensilios más simples están los aditivos de lápices (Figura 2.8b), que aumentan su peso para cambiar la inercia de la mano, reducir los temblores y tener más precisión al escribir [Pens, 2023].

a) Utensilio cuchara de Liftware (200 USD)¹

b) Lapicero con pesas (80 USD)

Figura 2.8: Utensilios cotidianos para temblores musculares

La segunda clase de dispositivos son los de tipo órtesis que, a diferencia de los utensilios cotidianos, pueden usarse para realizar diferentes actividades. Estos se definen como dispositivos médicos diseñados para apoyar, corregir o mejorar la funcionalidad de una parte del cuerpo, proporcionando estabilidad o facilitando el movimiento. En este caso se estudiarán las órtesis cuyo objetivo es la reducción de los temblores en un segmento del brazo.

Un ejemplo es el dispositivo de la marca Tremelo (Figura 2.9a), el cual puede reducir entre un 85-90% los temblores esenciales [Tremelo, 2024]. La ventaja de este dispositivo es que no dependen de una fuente eléctrica, debido a que utiliza un absorbedor sintonizado de vibraciones. Sin embargo, el producto no es recomendado para personas con temblores de Parkinson [Tremelo, 2024].

El siguiente dispositivo es el Steadiwear (Figura 2.9b), se enfoca en los para temblores esenciales y de Parkinson, y puede reducir temblores mayores a 2 Hz en estado de reposo y menores a 2 Hz durante un movimiento. Al igual que Tremelo, no depende de baterías porque también utiliza un absorbedor de vibraciones. Las limitaciones de estos dispositivos son, además de existir poca variedad comercial, su venta y prescripción es exclusiva en US, lo cual dificulta su importación [Steadywear, 2023].

Por último, está el Readi-Steady (Figura 2.9c), el cual está basado en una forma pasiva para mitigar los temblores, la cual es mediante el aumento de inercia de la mano mediante pequeñas pesas distribuidas en la mano. En este caso, la empresa tiene que

¹ Lifware: <https://www.liftware.com/>. Revisado 17 de marzo 2023

obtener del usuario diferentes parámetros de sus temblores, para que el dispositivo esté de acuerdo con sus necesidades, lo cual es una ventaja frente a otros dispositivos por su personalización. De esta manera, se ha logrado reducir un 50% los temblores de tipo Esencial, sin embargo, no se han hecho pruebas para otros tipos de temblores [Readi-Steady, 2022].



Figura 2.9: Dispositivos comerciales con mitigación pasiva de temblores

2.3.2 Tecnologías en desarrollo

Dentro de las tecnologías en desarrollo se encuentran las patentes y las investigaciones. Ambas, son fundamentales para entender la tendencia y actualización en los dispositivos para mitigar temblores musculares

2.3.2.1 Tecnologías en patentes

GYROGEAR (Figura 2.10) es una patente que consiste en un dispositivo que reduce el efecto de temblores musculares mediante la implementación de un giroscopio adaptado a una órtesis para mano. La ventaja de esta invención es que cuenta con un circuito de regulación de corriente que puede modificar la dinámica del dispositivo y adaptarse a la frecuencia del temblor del usuario. Esto es posible porque tiene un puerto de acceso que permite al usuario configurar el dispositivo con una computadora. Este demuestra que puede reducir la velocidad angular de un temblor en un 90% [ONG, 2016].

² Tremelo <https://fivemicrons.com/frequently-asked-questions/> Revisado 25 agosto de 2024

³ Steadiwear <https://steadiwear.com/>. Revisado 20 marzo de 2023

⁴ Readi-Steady. <https://www.readi-steady.com/> Revisado 20 marzo de 2023

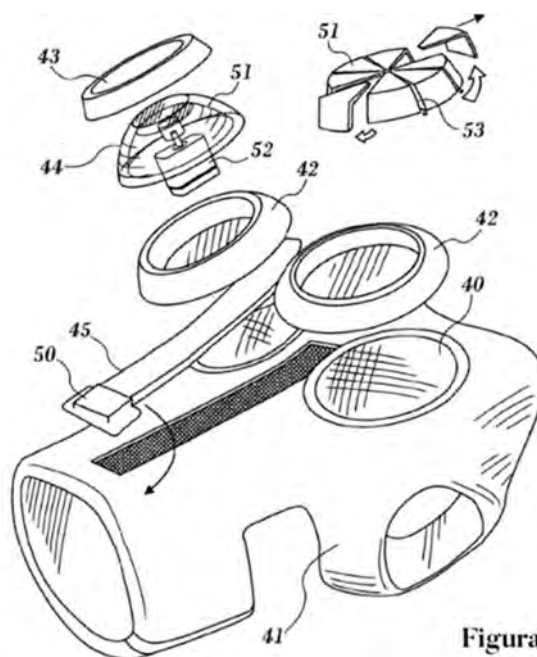


Figura 5

Figura 2.10: Plano de explosión GYROGEAR [ONG, 2016]

2.3.2.2 Tecnologías en investigaciones

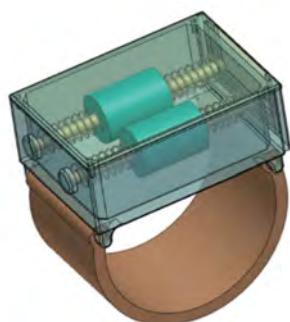
Varios centros de investigación han analizado el comportamiento de los temblores y las técnicas para contrarrestarlos. En este contexto, diversas universidades alrededor del mundo han empleado la técnica del absorbedor dinámico de vibraciones (ADV) para diseñar dispositivos que, al acoplarse a una máquina en vibración, reducen o eliminan las vibraciones no deseadas. A continuación, se presenta un resumen de las investigaciones más destacadas en este campo.

El Instituto de Ingeniería y Tecnología de la India [Faizan, 2020], realizó un estudio con un modelo biomecánico de un brazo de 3 grados de libertad (GDL), al cual le implementó un ADV de 2 GDL en forma de brazalete en el antebrazo (Fig. 2.11a). Esto para reducir los temblores de 3-12 Hz en pacientes con Parkinson. Dentro de los resultados se resalta que se logró reducir el 57.72% del movimiento angular de la muñeca con un prototipado rápido y con bajo costo de manufactura. Una debilidad que se observa es que el porcentaje de reducción es menor comparado con dispositivos comerciales que superan el 70%.

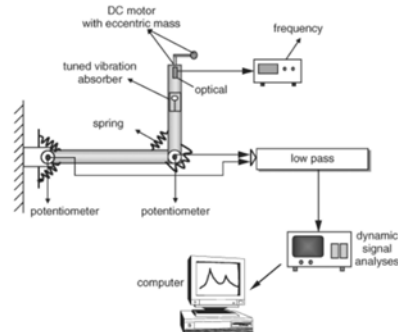
Una investigación llevada a cabo en Canadá [Hashemi, 2004], planteó el diseño de un ADV de 1 GDL para medir su efectividad, a diferentes distancias del codo (Fig. 2.11b), ante frecuencias del Temblor de Parkinson que varían de 2 a 10 Hz. Así, el sistema se probó en un modelo experimental y luego se hizo un estudio para encontrar la ubicación óptima del absorbedor. Como resultados se obtuvo que la posición ideal para el dispositivo es a 160 mm del codo para lograr una reducción mayor al 80%. Una limitación es que el dispositivo no pudo ser probado en un paciente real.

Una tercera investigación es de un grupo de investigadores de la IEEE [Zhou, 2018], quienes tuvieron un enfoque diferente a los anteriores, y desarrollaron un dispositivo para la supresión de los temblores en pacientes con Parkinson (Fig. 2.11c). Este dispositivo fue diseñado para suprimir el temblor en la articulación metacarpofalángica (MCP) del dedo índice, pulgar y la flexión-extensión en la muñeca. De esta forma, mediante un sistema de cables y un actuador, se cambia la rigidez del sistema, reduciendo los temblores de estas articulaciones. El resultado más importante que se obtuvo es la reducción general de la amplitud del temblor en $85,0\% \pm 8,1\%$. Sin embargo, resalta la fragilidad del dispositivo debido a que el mecanismo de polea puede fallar fácilmente si el usuario hace un movimiento repentino que exceda la capacidad de carga.

Por último, se presenta el dispositivo en desarrollo Vib-bracelet, el cual es un ADV para atenuar el temblor de pronación/supinación en pacientes con Parkinson (Fig. 2.11d). Este se basa en los principios de absorción dinámica de vibraciones y está sintonizado con la frecuencia del temblor. Sin embargo, en comparación de los estudios anteriores, este ADV se basó en modelación de temblores torsionales a la mano. Las simulaciones y los experimentos demostraron la eficacia del dispositivo para atenuar las vibraciones en el rango de 4 a 6 Hz, que es el rango de frecuencia del temblor observado, con una atenuación de la amplitud máxima del 85 % [Buki, 2018]. Además, es posible realizar un diseño personalizado y sintonizar la frecuencia natural del Vib-bracelet a la frecuencia de temblor del paciente. Este ajuste se puede lograr modificando la rigidez y, en particular, seleccionando el ancho adecuado de los resortes.



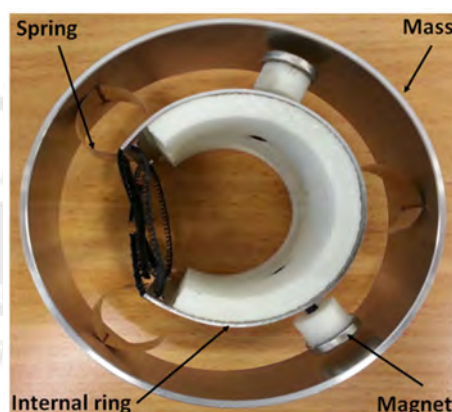
a) Brazalete ADV de 2 GdL [Faizan, 2020]



b) Banco de pruebas de un ADV de 1 GdL [Hashemi, 2004]



c) IEEE Guante para MCP [Zhou, 2018].



d) Vib-bracelet [Buki, 2018].

Figura 2.11: Dispositivos de investigaciones con mitigación pasiva de temblores

2.3.3 Discusión

A partir de los estudios encontrados se observa similitudes importantes para cualquier dispositivo de mitigación de temblores. Una similitud está en el rango de frecuencia de operación entre 5-6 Hz, se enfocan para mitigar los temblores de Parkinson y reducir el 80% de la amplitud del temblor. Más aún, se observa que mientras mayor es la complejidad del mecanismo, al aumentar los GDL del brazaletes ADV o del modelo biomecánico, este podrá cubrir un mayor rango de frecuencias. Sin embargo, esto se traduce a un sistema más sensible a perturbaciones y difícil de sintonizar las masas con la frecuencia del temblor. Por lo cual, 1 GDL sería una primera aproximación a la problemática.

Por otro lado, los dispositivos están enfocados a absorber el temblor en el movimiento de desviación cubital-radial o en el pronación-supinación. Esto sucede por la simplificación del modelo biomecánico y omiten el movimiento de flexión extensión, que es uno de los movimientos predominantes en los temblores de

Parkinson. De esta forma, se muestra pertinente diseñar un dispositivo que amortigüe los temblores en el rango de movimiento de flexión-extensión.



CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se abordan los requerimientos necesarios para el diseño. Luego, siguiendo la Metodología de Diseño VDI2221, se desarrolla una estructura de funciones que integra todas las funciones mecánicas requeridas. Con esta estructura de funciones, se crea una matriz morfológica que permite generar soluciones conceptuales para cada función mecánica, las cuales son evaluadas técnica y económicamente para determinar la solución conceptual óptima.

3.1 Requerimientos del diseño

En esta sección se explican y justifican cada uno de los requisitos para el diseño. El sustento de cada requisito tiene su base en los antecedentes, el estado del arte, la problemática planteada y las necesidades para un usuario. En el Anexo B se podrá encontrar el formato y resumen de la lista de exigencias según la norma VDI2221, la que se utilizó como herramienta para elaborar los requisitos aquí presentados.

a) Función principal:

El propósito principal del dispositivo es reducir los temblores musculares en la mano durante la flexión y la extensión. Además, para garantizar que el producto sea competitivo en el mercado de dispositivos para temblores, el diseño deberá reducirlos en un mínimo del 70 %.

b) Geometría

Se plantea que el sistema de mitigación de temblores será un dispositivo externo y no invasivo para el paciente, que se adaptará a la antropometría de la mano. Para hacerlo cómodo y fácil de implementar, el dispositivo constará de la menor cantidad de piezas. Este dispositivo se debe colocar sobre la mano del paciente y contar con el sistema anti vibratorio tipo masa-resorte.

En el diseño del dispositivo se tomará como base la medida de un hombre adulto de acuerdo con el percentil 95 de la Norma DIN 33402. De esta forma se tendrán acotadas las dimensiones máximas del dispositivo (Figura 3.1). Las principales dimensiones para tomar son el ancho (11.6 cm) y la longitud de la palma (11.7 cm).

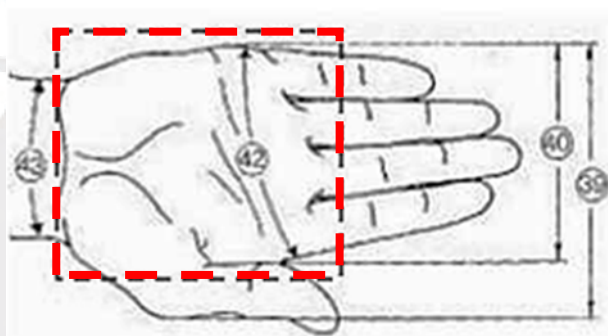


Figura 3.1: Posición referencial del dispositivo

Por último, se estimarán las propiedades físicas de la mano basándose en investigaciones previas para determinar la inercia, masa y centro de masa del cuerpo. El objetivo es expresar estas variables en función de la altura y masa de la persona, permitiendo así estimar estos parámetros específicamente para una persona peruana.

c) Cinemática y dinámica

El dispositivo permitirá al usuario conservar sus rangos habituales de movimiento, con una flexión entre $0^\circ \leq \theta \leq 10^\circ$ y una extensión entre $0^\circ \leq \theta \leq 20^\circ$, donde θ representa el ángulo de desplazamiento de la muñeca.

El sistema para absorber vibraciones está basado en un conjunto masa-resorte cuya frecuencia de resonancia estará sintonizada con la frecuencia de 5 Hz del temblor muscular. Esto para contrarrestar esa frecuencia en la mano de la persona.

Se verificará que la carga aplicada por el dispositivo para amortiguar los temblores no impida a la persona realizar acciones como: escribir, tomar objetos y utilizar utensilios simples para comer. Asimismo, se comprobará que el torque máximo del sistema no supere el que una persona adulta puede ejercer con su muñeca, el cual se ha determinado en 5 N.m según investigaciones realizadas en la Universidad de California [Lehman, 1990].

Además, se tendrá en cuenta que los usuarios son adultos mayores y, buscando minimizar la molestia para el paciente, el sistema aplicará un torque máximo de 2 N. m [Luna, 2019].

d) Energía y señales

El sistema no requerirá de energía eléctrica, este se auto propulsa con la energía cinética que los temblores musculares imprimirán al sistema.

Al ser un sistema pasivo anti vibratorio, no necesita señales digitales ni analógicas para su funcionamiento. De este modo, el dispositivo se simplifica al recibir como señal de entrada la frecuencia de los temblores, luego continua como señal interna la frecuencia del sistema sintonizado masa-resorte y, finalmente, se obtiene una frecuencia menor de temblor muscular.

e) Ergonomía y seguridad

Se espera que el diseño del dispositivo permita al paciente llevar a cabo sus actividades cotidianas en el hogar y en el trabajo de manera efectiva. Por lo tanto, el dispositivo deberá cumplir con las directrices ergonómicas establecidas en la "Norma Básica de Ergonomía y Procedimiento de Evaluación de Riesgo Disergonómico", publicada por el Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo en 2008. Estas directrices aseguran que el dispositivo se ajuste a la mano del paciente y pueda utilizarse en una posición de trabajo cómoda, sin presión excesiva.

El diseño del dispositivo, considerando que estará en contacto directo con la persona, implica medidas de seguridad para evitar posibles daños al paciente y al propio dispositivo. Al ser una órtesis, se seguirán las recomendaciones de la norma ISO/TC

168 "Prótesis y Ortopedia", que establece medidas de seguridad, factores ambientales y de rendimiento a considerar en el diseño.

Asimismo, se asegurará que los componentes del dispositivo no presenten puntas, o bordes afilados, que puedan causar lesiones al usuario durante la realización de sus actividades con el dispositivo.

f) Material, fabricación y montaje

Se garantizará que los materiales en contacto con la piel del paciente o expuestos al medio ambiente no representen ningún peligro para el usuario. Debido a la ausencia de una normativa local, se tomará como referencia la norma N° 1272/2008 del Parlamento Europeo, con el fin de evitar el uso de materiales tóxicos por vía oral, cutánea o por inhalación. Adicionalmente, los materiales en contacto con el usuario deben permitir que la temperatura de la piel se mantenga en su valor habitual de 33°C⁵, para prevenir la sudoración del paciente.

En la fabricación, se utilizarán principalmente máquinas y procesos de prototipado rápido como la impresión 3D, corte láser y mecanizado por CNC. Las piezas estandarizadas se adquirirán del mercado local o internacional según su disponibilidad.

Por último, se aplicará el método Poka-Yoke [Dudek-Burlikowska, 2009] en el diseño de los elementos de montaje de la órtesis, el cual establece una serie de recomendaciones para reducir al mínimo los errores al realizar una tarea de ensamblaje. Esto le permitirá al usuario colocar la órtesis por su cuenta y sin dificultad.

g) Uso, mantenimiento y costo

La órtesis debe ser fácil de manejar y operar para las personas mayores. Por lo tanto, simplemente tendrán que ponérsela, ajustarla correctamente, y funcionará de inmediato.

Los componentes utilizados en la construcción del dispositivo deben ser fáciles de encontrar en el mercado local. Esto permitirá que los costos de reparación o reemplazo

⁵ Temperatura de la piel: <https://hypertextbook.com/facts/2001/AbantyFarzana.shtml>. Revisado 17 de abril de 2023

de cualquier componente sean mínimos. Además, el dispositivo permitirá fácil limpieza externa e interna para evitar la acumulación de polvo.

Finalmente, para que el dispositivo tenga un precio competitivo en mercado, se ha establecido un costo aproximado de S/. 2,300 soles. Este valor toma en cuenta el precio promedio de órtesis comerciales de alto rendimiento disponibles.

3.2 Concepción de solución óptima

En la siguiente etapa del proceso de diseño se busca obtener la mejor solución para el mecanismo mediante la elaboración de una estructura de funciones y matrices morfológicas. A partir de estas herramientas se generan conceptos de solución evaluados mediante una evaluación técnico-económica. Los criterios utilizados en esta evaluación permiten determinar cuál de los conceptos propuestos es el más adecuado para el diseño final.

3.2.1 Estructura de funciones

El proceso comienza representando el sistema como una caja negra, dónde se identifican las entradas y salidas. Además, se presenta la secuencia de operaciones y la lista de funciones para poder encontrar la estructura de funciones más eficiente.

La Figura 3.2 muestra la representación de la caja negra, en la que se puede visualizar la entrada y salida de señales, energía y materia del sistema. Las principales señales de entrada son: frecuencia de temblores de entrada, material refiriéndose al paciente con temblores musculares y energía que hace referencia a la energía proporcionada por la persona que se coloca el dispositivo.



Figura 3.2: Caja negra

La Figura 3.3 ilustra la estructura funcional que integra las entradas de la caja negra y los subsistemas del dispositivo. Los bloques dentro del diagrama representan los subprocesos que permiten el cumplimiento de las funciones del sistema. A continuación, se explicarán en orden de ejecución los bloques de entrada, proceso y salida.

Fase Inicial

Estado inicial del paciente: Al inicio del proceso el paciente presenta una frecuencia de temblores de Parkinson que no le permiten desarrollar sus actividades cotidianas y le generan malestar.

Energía mecánica por el paciente: Esta energía se muestra en los procesos consecuentes en dónde el paciente tendrá que posicionar el dispositivo órtesis en su mano.

Señal de entrada del nivel de compensación a establecer: El paciente indica, mediante un parámetro medible, el nivel de compensación que desea, para posteriormente ajustar el dispositivo.

Procesos internos

Posicionar y sujetar la órtesis sobre la mano: El paciente colocará y asegurará adecuadamente el dispositivo en su mano.

Transmisión involuntaria de movimiento a la órtesis: Una vez ajustada la órtesis, los temblores involuntarios del paciente se transmitirán al dispositivo.

Detección de temblores involuntarios: El dispositivo pasivo detecta automáticamente los temblores al estar unido a la mano del paciente, sin necesidad de activación previa.

Generar fuerza para compensar movimiento involuntario: El paciente será capaz de modificar la rigidez del dispositivo para regular la generación de fuerzas.

Compensar movimiento involuntario: Una vez que el paciente haya realizado los ajustes necesarios para alcanzar el nivel de mitigación deseado, el dispositivo continuará mitigando los movimientos de flexión-extensión del paciente.

Retirar órtesis: Una vez cumplidas las tareas que el paciente haya deseado realizar podrá retirar la órtesis.

Fase final

Señal de salida de los temblores musculares: Al regular la mitigación del dispositivo, se espera que el paciente experimente una reducción de hasta el 70% en la intensidad de los temblores.

Estado final del paciente: Tras lograr la mitigación, el paciente podrá realizar sus actividades cotidianas con normalidad y sin dificultades, como tomar objetos, escribir con un lápiz y utilizar el teclado de una computadora.

Energía de salida: La energía absorbida por el movimiento mecánico del sistema se disipa en forma de energía sonora y térmica. Los niveles de ruido y temperatura generados no afectarán la experiencia del paciente durante el uso del dispositivo.

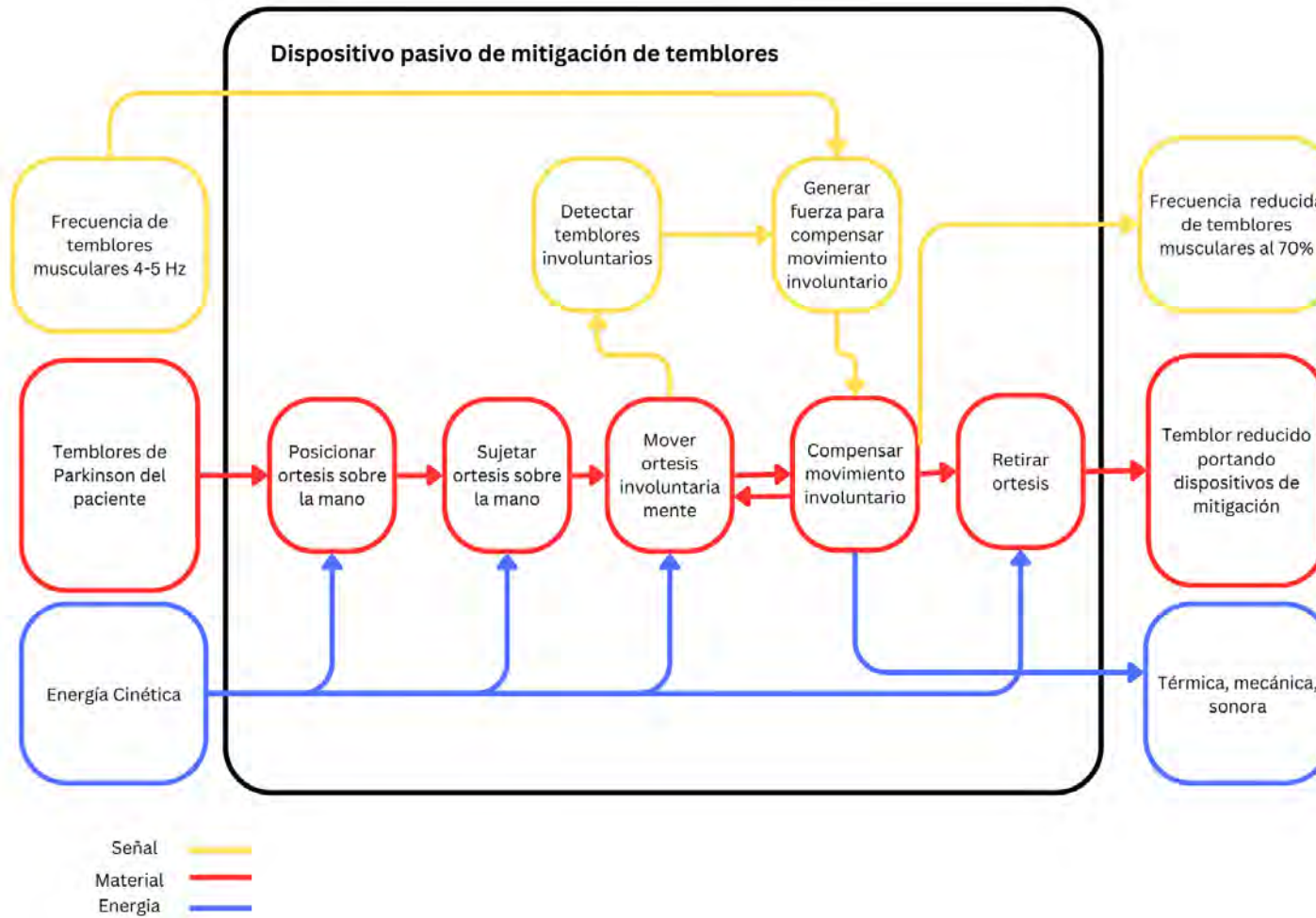


Figura 3.3: Diagrama de funciones

3.2.2 Matriz Morfológica

Una vez establecidas las funciones del sistema completo, se presenta la matriz morfológica (Tabla 3.1). La secuencia de interacciones de una alternativa de solución de una función con la alternativa de otra función, permiten proponer posibles soluciones para el sistema completo.

Tabla 3.1: Matriz morfológica

Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Posicionar órtesis sobre la mano	 <p>Manual</p>		
Sujetar/Ajustar órtesis sobre la mano	 <p>Tejido con ajuste por Velcro</p>	 <p>Tejido con ajuste por cierre boa</p>	 <p>Tejido con ajuste por correas</p>
Mover órtesis involuntariamente	 <p>Paciente</p>		
Detectar temblores involuntarios	Movimiento de resorte y masa sintonizada	Moviendo de la masa dentro del medio viscoso	Movimiento de masas de la órtesis
Generar fuerza para compensar movimiento involuntario	 <p>Sistema Masa Resorte</p>	 <p>Fluido No-newtoniano</p>	 <p>Masa simple (Inercia)</p>
Compensar movimiento involuntario	 <p>Regulación por deformación de resorte</p>	Sin regulación	 <p>Aumentar masa (Inercia)</p>
Retirar órtesis	 <p>Manual</p>		

3.2.3 Alternativas de solución

En base a las alternativas en la matriz morfológica, se procede a elaborar los posibles conceptos de solución. En este caso, se presenta tres conceptos de solución, los cuales se identificaron con las flechas de color naranja, azul y verde en la Tabla 3.1.

Alternativa 1

En el primer concepto de solución se propone el uso de una muñequera tejida con ajuste por velcro (Figura 3.4). El usuario posicionará la órtesis sobre su mano, y pasará a pegar las bandas del velcro hasta que no haya movimiento relativo entre la órtesis y la piel. Una vez se genere el movimiento involuntario del paciente, se activará el sistema masa resorte dentro de la carcasa por encima de la muñequera. En otras palabras, el temblor muscular le transmitirá energía cinética al sistema para que empiece a funcionar. De esta forma, el sistema empezará a mitigar los temblores. Adicionalmente, el usuario podrá regular la capacidad de mitigar los temblores modificando la deformación del resorte mediante tuercas mariposa, las que estarán ubicadas en la parte inferior del dispositivo (Figura 3.5).

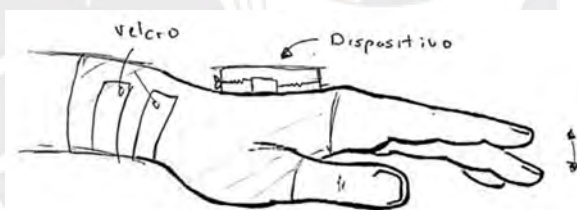


Figura 3.4: Alterativa 1

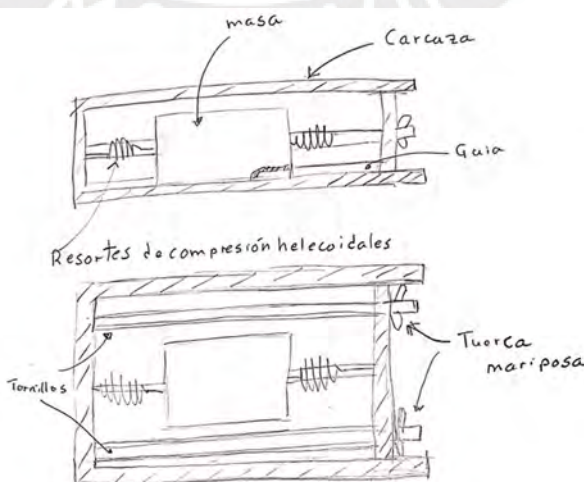


Figura 3.5: Detalle de alternativa 1

Alternativa 2

Este concepto de solución propone el uso de un ajuste de tipo boa para la muñequera tejida. Este tipo de ajuste es más simple y abarca mayor área de ajuste. Cuando el usuario haya asegurado la órtesis en su mano, este amortiguará los temblores automáticamente. Este dispositivo contará con un amortiguador viscoso (Figura 3.6) que hará el rol de disipador de energía. Dentro de este medio se tendrá una masa que empezará a oscilar cuando empiece el temblor del usuario, actuando como un sistema subamortiguado. Este sistema solo permitirá mitigar un rango fijo de frecuencias de temblores.



Figura 3.6: Alternativa 2

Alternativa 3

Esta alternativa contempla un cierre tipo velcro, el cual el usuario ajustará y desajustará para acomodarlo con su antropometría. Antes de pegar correas de velcro, el dispositivo permitirá ingresar masas dentro del bolsillo superior de la muñeca, como se destaca en la Figura 3.7, para así aumentar la inercia de la mano y reducir sus temblores. Una vez ubicadas las masas, se pasará a ajustar la muñequera para evitar que las masas se muevan de su posición. La cantidad de masa a añadir dependerá de la magnitud del temblor que se quiera disminuir.

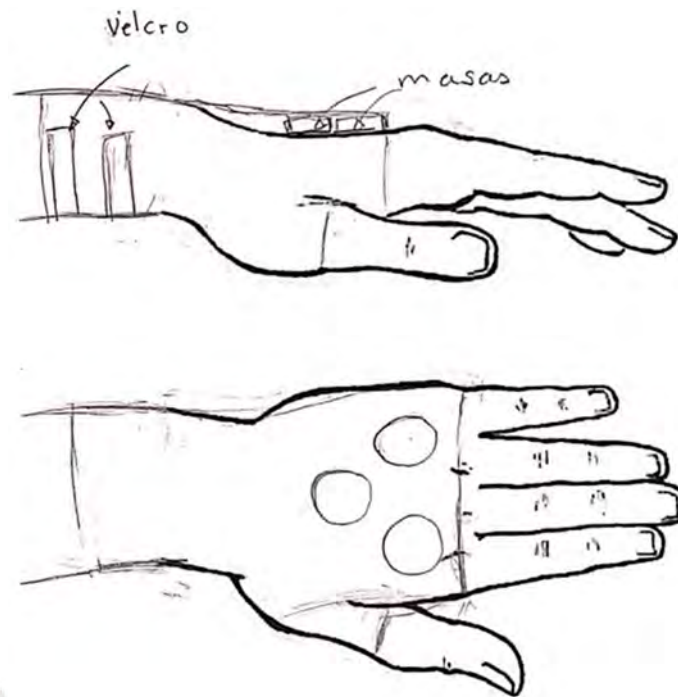


Figura 3.7: Alternativa 3

3.2.4 Evaluación técnica – Económica Preliminar

En esta sección se realizará la evaluación de las propuestas utilizando criterios técnicos y económicos según la metodología VDI2225. Los criterios de evaluación son:

- Montaje (T): Se evaluará la facilidad de ensamblar del mecanismo.
- Seguridad (T): Se tendrá en cuenta los posibles riesgos que se puede presentar ante el usuario o tercero en caso de mal uso del dispositivo.
- Facilidad de uso (T): El uso tiene que ser intuitivo de posicionar, utilizar y accionar.
- Peso (T): Para la comodidad del paciente se tiene que considerar el peso del dispositivo para que no haya mucha carga en la muñeca.
- Mantenimiento (T): El mantenimiento debe ser fácil de realizar por el usuario.
- Ergonomía (T): Se estimará la comodidad que el dispositivo debe brindar al usuario durante el uso del dispositivo
- Adaptabilidad (T): Dispositivo debe regularse a la frecuencia de temblores del paciente.
- Costo de tecnología (E): Se tomará como referencia el costo y la disponibilidad de la solución en comparación con la tecnología comercialmente disponible en la actualidad.
- Costo de diseño (E): Se estimará el costo de diseño de la solución mecánica y analítica.
- Costo de fabricación (E): Según número de piezas se estimará el costo de manufactura.

En la Tabla 3.2 se encontrará la justificación para cada propuesta de solución, mientras que en la Tabla 3.3 se encuentra la evaluación técnico-económica.

Tabla 3.2: Justificación del valor técnico y económico asignado

Criterio	Peso relativo (g)	Valor asignado (P)	Justificación
Montaje	2	S1: 2	Esta solución tiene diversas partes pequeñas como resortes y masas que hace complejo su ensamble.
		S2: 3	Cuenta con menor piezas que la solución 1, por lo cual su complejidad es menor.
		S3: 4	No cuenta con mecanismos, por lo tanto, no se requiere un ensamblaje mecánico.
Seguridad	3	S1: 4	No presenta riesgos potenciales, ya que las piezas están aseguradas dentro de una carcasa.
		S2: 2	El líquido amortiguador puede salir se del dispositivo ante un golpe y ser perjudicar para el usuario.
		S3: 2	Tiene riego potencial de que se salga la órtesis sino se aseguran bien.
Facilidad de uso	2	S1: 3	El usuario solo tendrá que colocarse el dispositivo y éste empezará funcionar.
		S2: 3	Misma justificación que la solución 1
		S3:2	Esta solución tiene que ajustarse antes de su uso por el usuario o especialista.
Peso	2	S1: 3	Ambas soluciones cuentan con el mismo peso promedio.
		S2: 3	
		S3: 2	Esta solución puede contar con más masas que las anteriores.
Ergonomía	3	S1: 3	Las tres soluciones se desarrollan según una normativa de ergonomía.
		S2: 3	
		S3: 3	
Adaptabilidad	4	S1: 4	El usuario puede modificar el intervalo de mitigación de forma rápida y fácil
		S2: 1	Solo puede amortiguar un rango pequeño de frecuencias
		S3: 3	La justificación es similar a la de la solución 1, pero el usuario tiene que aumentar la masas.
Costo de tecnología	3	S1: 4	Hay pocos dispositivos en el mercado con esta tecnología, pero varias investigaciones.
		S2: 3	No existe dispositivo comercial y hay pocas investigaciones sobre la implementación de esta tecnología.
		S3: 2	Se encuentra fácilmente en el mercado.
Costo de diseño	4	S1: 3	Esta solución se considera el costo de diseño del mecanismo de mitigación y de adaptabilidad.
		S2: 2	En este caso, la estructura hermética tiene que ser diseñada bajo una normativa y cumplir con estándares de seguridad.
		S3: 4	Esta solución tiene un diseño simple debido a que no cuenta con un mecanismo.
Costo de fabricación	3	S1: 3	El costo de manufactura no es alto debido a que cuenta con pocas piezas, pero tienen que ser fabricadas con alta precisión.
		S2: 2	Se requiere una fabricación especial para hermetizar el contenido del dispositivo.
		S3: 3	La fabricación es simple debido a que solo tiene 2 tipos de piezas

Tabla 3.3: Evaluación del valor técnico y económico

Análisis Técnico										
Variantes de Concepto/Proyectos			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
			S1		S2		S3		S ideal	
No	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Montaje	2,00	2	4,00	3	6,00	4	8,00	4	8,00
2	Seguridad	3,00	4	12,00	2	6,00	2	6,00	4	12,00
3	Facilidad de uso	2,00	3	6,00	3	6,00	2	4,00	4	8,00
4	Peso	3,00	3	9,00	3	9,00	2	6,00	4	12,00
6	Ergonomía	3,00	3	9,00	3	9,00	3	9,00	4	12,00
7	Adaptabilidad	4,00	4	16,00	1	4,00	3	12,00	4	16,00
Valor técnico total				56,00		40,00		45,00	4	68,00
Valor técnico relativo				0,82		0,59		0,66		1,00
Análisis económico										
1	Costo de tecnología	3,00	4	12,00	3	9,00	2	6,00	4,00	16,00
2	Costo de diseño	4,00	3	12,00	2	8,00	4	16,00	4,00	12,00
3	Costo de fabricación	3,00	3	9,00	2	6,00	3	9,00	4,00	12,00
Valor económico total				33,00		23,00		31,00	12,00	40,00
Valor económico relativo				0,83		0,60		0,73		1,00
Orden de merito				1		3		2		
Dónde: p: puntaje de 0 a 4 g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación										

Una vez evaluadas las propuestas, en lo técnico y económico, se utiliza el diagrama técnico-económico de la Figura 3.8 para seleccionar la mejor solución. En este diagrama se traza una línea de equilibrio (color azul), y la solución óptima será la que esté más cerca de la línea de equilibrio, y al mismo tiempo más lejos del eje de coordenadas. De esta forma, se establece que la Solución 1 es la mejor de las tres propuestas.



Figura 3.8: Diagrama de evaluación técnico-económica según VDI2225

3.3 Proyecto preliminar

El diseño conceptual definitivo (proyecto preliminar) se basará en el concepto de solución óptimo que obtuvo el mejor resultado en la evaluación técnico-económica. Este concepto controla los temblores musculares por medio de un absorbedor de vibraciones dinámico, el cual presenta ventajas significativas. Esta técnica no depende de la energía eléctrica, consta de pocas piezas mecánicas, es simple de ensamblar y puede actuar en el rango adecuado de frecuencias de los temblores de Parkinson.

Con el objetivo de minimizar las cargas en la mano, se propone usar una muñequera liviana, fabricada de neopreno con algodón y ajustable con velcro. Esta muñequera albergará el absorbedor⁶ de vibraciones dinámico, el cual contará con una masa cilíndrica, dos resortes helicoidales y un eje que sostendrá al conjunto (Figura 3.9). Las piezas de la carcasa del absorbedor serán fabricadas usando impresión 3D. Esta carcasa se dividirá en dos partes, cada sección esta ensamblada a presión y el conjunto se unirá por medio de una junta tipo bisagra. De esta forma, se podrán desmontar fácilmente los elementos para su calibración, las pruebas iniciales del dispositivo o el mantenimiento correspondiente.

El eje, apoyado simplemente, tiene como propósito restringir los grados de libertad de la masa y evitar el roce con otras superficies de la carcasa. Este eje tendrá que ser lubricado para reducir la fricción con la masa cilíndrica.

⁶ Absorbedor dinámico: Sistema que permite disipar la energía recibida por un cuerpo vibratorio.

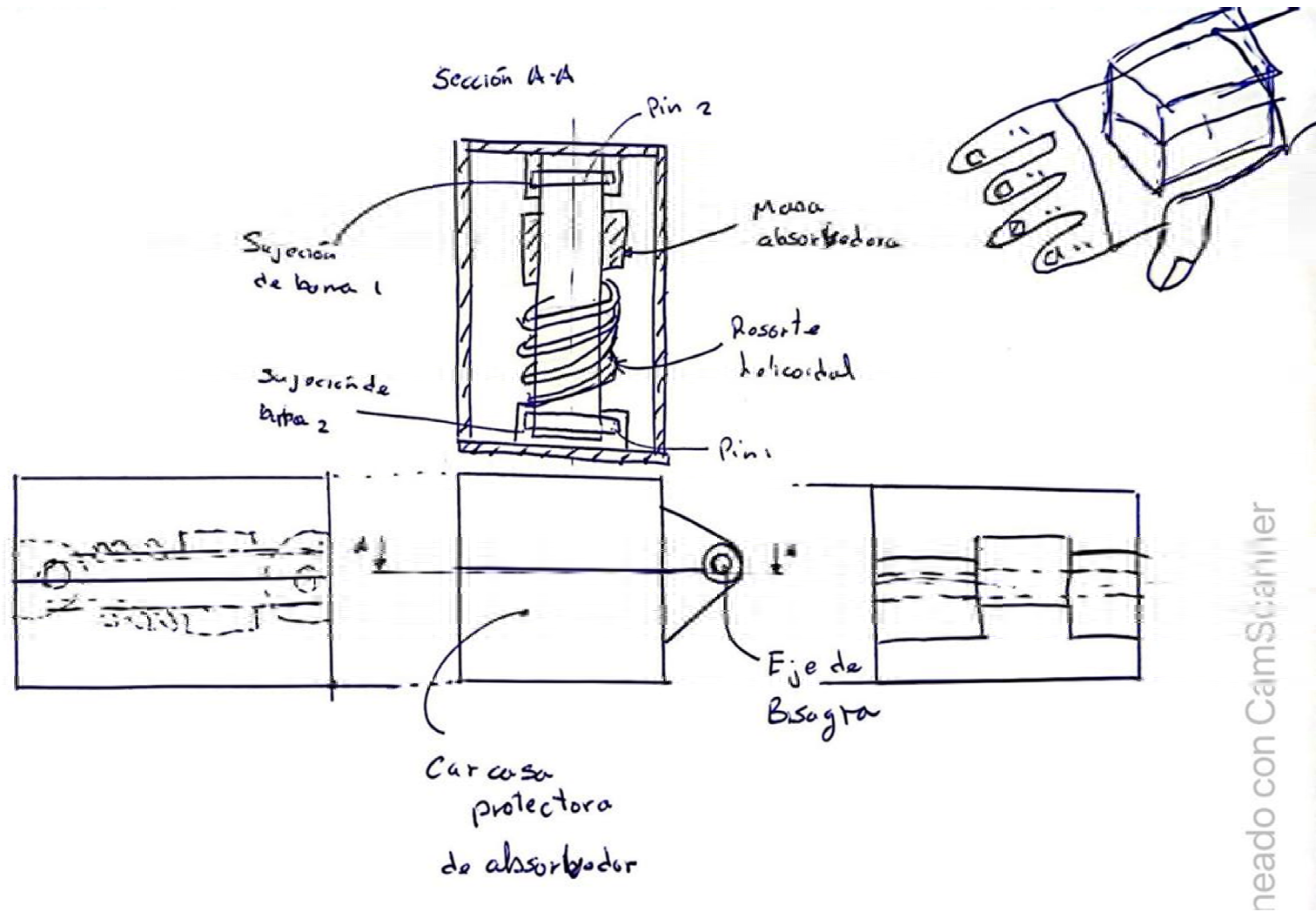


Figura 3.9: Proyección de vistas ortogonales y espacial de la solución óptima

CAPÍTULO 4

ANÁLISIS VIBRATORIO DEL SISTEMA MANO-MUÑECA

En este capítulo se presentará una primera aproximación a la modelación matemática de una mano humana afectada por los temblores asociados al Parkinson. La modelación se basará en un sistema vibratorio de un grado de libertad. Para ello, se recopilarán parámetros biomecánicos de diversas investigaciones sobre la mano y el temblor, con el fin de desarrollar el modelo. Finalmente, los resultados obtenidos se compararán con los de otros estudios previos.

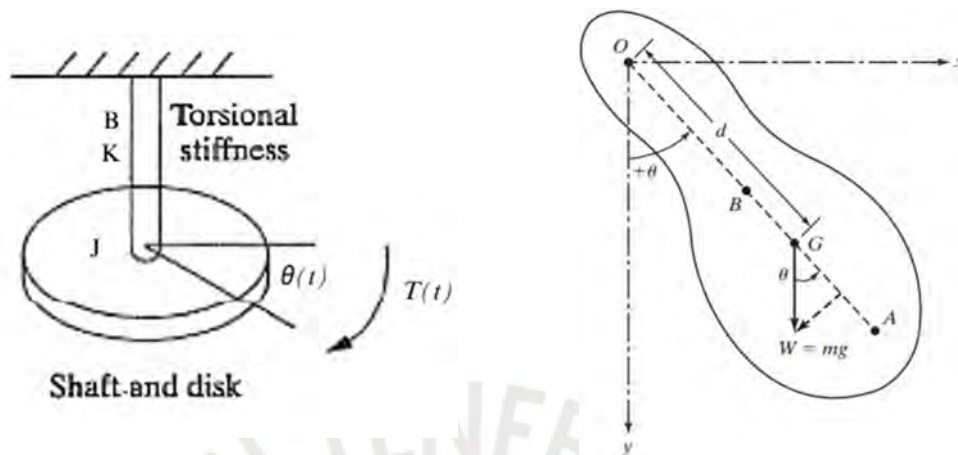
4.1 Análisis de un sistema de vibratorio de 1 GDL

Si un objeto rígido realiza un movimiento oscilatorio alrededor de un eje de referencia particular, se denomina vibración torsional como se ve en el ejemplo de la Figura 4.1. En este tipo de vibración, el desplazamiento del objeto se describe en términos de una coordenada angular (θ). En un problema de vibración torsional, la fuerza restauradora puede ser el resultado de la torsión de un elemento elástico o del desequilibrio en el momento generado por una fuerza o un par [Rao, 2000].

Los siguientes parámetros son los que se deben tomar en cuenta para el análisis del sistema vibratorio:

- Inercia (J): Distribución de la masa del sistema que almacena energía potencial gravitatoria.
- Rigidez (K): Módulo de elasticidad del material que almacena energía potencial elástica.

- Amortiguamiento (B): Disipador de energía del sistema.
- Fuerza o torque excitatriz ($T(t)$): Torque externo aplicado al sistema.



a) Eje en torsión con disco [Gunde, 2011] b) Cuerpo rígido pivotado [Ogata, 2014]

Figura 4.1: Sistemas vibratorios de un grado de libertad (SDOF).

En el sistema mecánico que se muestra en la Figura 4.1a, el cual se asumirá, el torque $T(t)$ es la entrada al sistema y el desplazamiento $\theta(t)$ en la masa es la salida. El desplazamiento $\theta(t)$ se mide desde la posición de equilibrio en ausencia de la fuerza externa. Este sistema es un sistema de una sola entrada y una sola salida [Ogata, 2011], dónde la Ecuación 4.1 representa la dinámica del sistema de la Figura 4.1a. Adicionalmente, el sistema vibratorio de la Figura 4.1a se puede representar en un diagrama de bloques (Figura 4.2) con el fin de destacar las variables en bloques y como se relacionan, haciendo una analogía con un sistema de control.

$$J\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta = T(t) \quad (4.1)$$

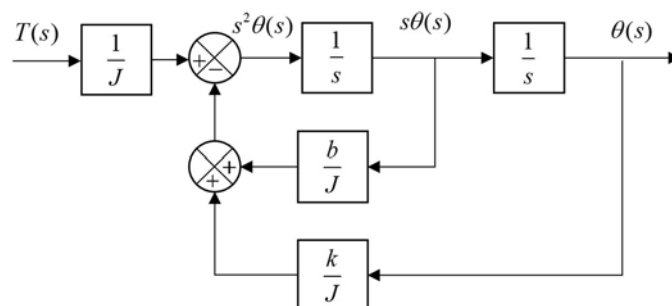


Figura 4.2: Diagrama de bloque para el sistema de 1 GDL (SDOF) [Ogata, 2011]

En consecuencia, al ser un sistema vibratorio se puede representar como un sistema de control para asociar la señal de entrada y salida mediante una función de transferencia. En este caso la señal de entrada es el torque producido por los músculos en el sistema mano-muñeca. En consecuencia, la señal de salida es la frecuencia reducida del sistema. Así, en la Figura 4.3 se muestra el torque de entrada y la señal de salida a controlar, que es la frecuencia de los temblores de musculares.



Figura 4.3: Función de transferencia que relaciona la salida del desplazamiento angular ($\theta(s)$) de flexión-extensión de la mano y la entrada del torque del temblor ($T(s)$) de Parkinson.

A continuación, la Ecuación 4.2 representa la función de transferencia del diagrama de bloques del sistema en lazo cerrado mostrado en la Figura 4.2. Esta función de transferencia, debido a la expresión matemática del denominador, caracteriza un sistema de segundo orden. De esta forma, se tendrá que obtener los parámetros de la Ecuación 4.2 para modelar el sistema mano-muñeca.

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{T(t)} = \frac{1}{Js^2 + bs + k} \quad (4.2)$$

4.2 Sistema de referencia para el estudio

En este trabajo se utilizará como sistema de coordenadas *Segment Corporal System* (SCS por sus siglas en inglés) Figura 4.4b, utilizada en la investigación de Dumas [2007]. Esto debido a que los parámetros de inercia de la Tabla 4.1 toman de referencia este sistema, para el análisis postural y de movimiento. De esta forma se podrán utilizar los factores de escalamiento de la Tabla 4.1 para obtener los parámetros antropométricos. Además, se resalta que estos factores y la fórmula para calcular la inercia de los segmentos del cuerpo estas referidas a las articulaciones, y no al centro de masa de miembro.

Tabla 4.1: Definición de las longitudes de segmento y de los orígenes de los sistemas de coordenadas de segmento (SCS) y factores de escalamiento para parámetros dinámicos [Dumas, 2017].

Segment	Length definition	Origin of SCS	Gender	Length L (in mm)	Scaling factor for mass m (%)	Scaling factors for position of centre of mass			Scaling factors for tensor of inertia					
						X (%)	Y (%)	Z (%)	r_{xx} (%)	r_{yy} (%)	r_{zz} (%)	r_{xy} (%)	r_{xz} (%)	r_{yz} (%)
Head & Neck	CJC to HV	CJC	F	221	6.7	-7.0	59.7	0	32	27	34	6(i)	1	1(i)
			M	244	6.7	-6.2	55.5	0.1	31	25	33	9(i)	2(i)	3
Torso	CJC to LJC	CJC	F	429	30.4	-1.6	-43.6	-0.6	29	27	29	22	5	5(i)
			M	477	33.3	-3.6	-42.0	-0.2	27	25	28	18	2	4(i)
Arm	SJC to EJC	SJC	F	243	2.2	-7.3	-45.4	-2.8	33	17	33	3	5(i)	14
			M	271	2.4	1.7	-45.2	-2.6	31	14	32	6	5	2
Forearm	EJC to WJC	EJC	F	247	1.3	2.1	-41.1	1.9	26	14	25	10	4	13(i)
			M	283	1.7	1.0	-41.7	1.4	28	11	27	3	2	8(i)
Hand	WJC to midpoint between MH_2 and MH_3	WJC	F	71	0.5	7.7	-76.8	4.8	63	43	58	29	23	28(i)
Pelvis	LJC to projection of HJC in sagittal plane	LJC	M	80	0.6	8.2	-83.9	7.4	61	38	56	22	15	20(i)
			F	107	14.6	-0.9	-23.2	0.2	91	100	79	34(i)	1(i)	1(i)
Thigh	HJC to KJC	HJC	M	94	14.2	2.8	-28.0	-0.6	101	106	95	25(i)	12(i)	8(i)
			F	379	14.6	-7.7	-37.7	0.9	31	19	32	7	2(i)	7(i)
Leg	KJC to AJC	KJC	M	432	12.3	-4.1	-42.9	3.3	29	15	30	7	2(i)	7(i)
			F	388	4.5	-4.9	-40.4	3.1	28	10	28	2	1	6
Foot	AJC to midpoint between MH_7 and MH_7'	AJC	F	165	1.0	27.0	-21.8	3.9	17	36	35	10(i)	6	4(i)
			M	183	1.2	38.2	-15.1	2.6	17	37	36	13	8(i)	0
Alternative length and origin Torso	C_7 to SUP	SUP	F	125	30.4	-41.1	-117.3	-1.9	98	93	98	76	16	19(i)
			M	139	33.3	-45.6	-112.1	-0.8	93	85	96	62	7	13(i)
Hand	WJC to FT_3	WJC	F	167	0.5	3.3	-32.7	2.1	27	18	25	12	10	12(i)
			M	189	0.6	3.5	-35.7	3.2	26	16	24	9	7	8(i)
Pelvis	Midpoint between RASIS to LASIS	Middle of RASIS and LASIS	F	238	14.6	-37.1	-5.0	0.1	41	45	36	15(i)	0	0
Foot	CAL to TT_{II}	CAL	M	224	14.2	-33.6	-14.9	-0.3	42	44	40	10(i)	5(i)	3(i)
			F	233	1.0	44.3	4.4	-2.5	12	25	25	7(i)	5	3(i)
			M	265	1.2	43.6	-2.5	-0.7	11	25	25	9	6(i)	0

El sistema de coordenadas *SCS*, del sistema mano-muñeca, empieza en articulación central de la muñeca (*WJC* por sus siglas en inglés) Figura 4.4a. La longitud de la mano parte del punto *WJC* hasta el punto medio del segundo y quinto metacarpiano (*MH2* y *MH5*). De esta forma, se procederá a estimar los valores de masa de la mano y el momento de inercia en el plano sagital del sistema *SCS* con los ejes en el *WJC* (Figura 4.4b).

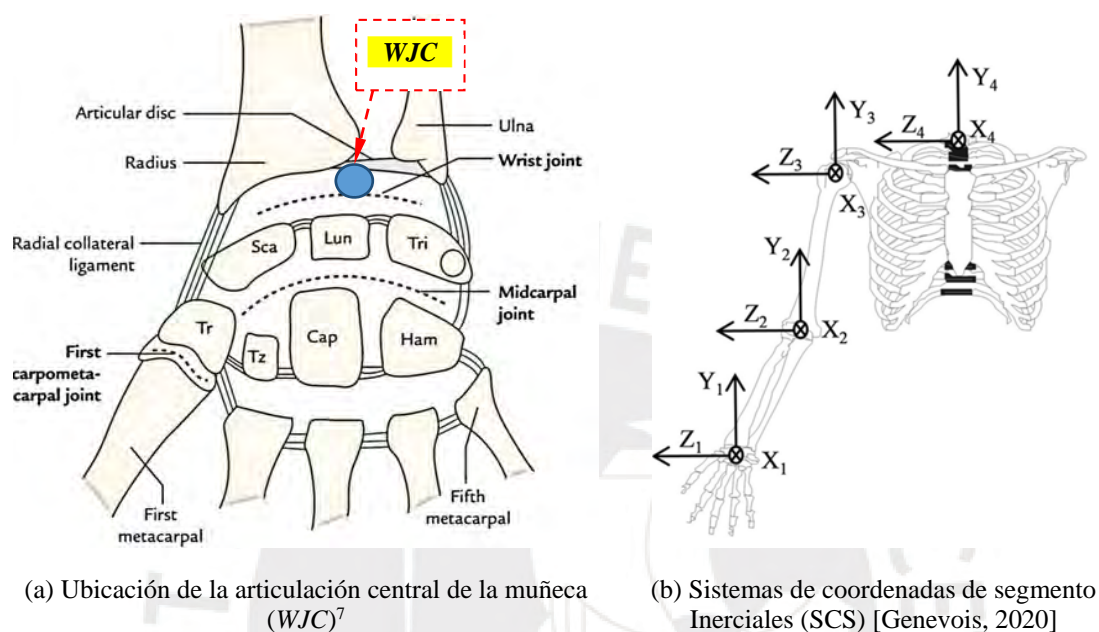


Figura 4.4: Sistemas de coordenadas

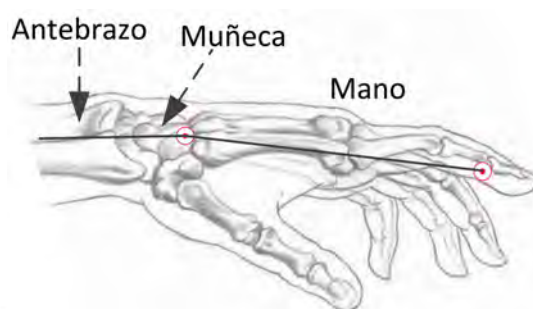
4.3 Representación de sistema mano-muñeca como un modelo masa resorte

El sistema mano-muñeca bajo la influencia de temblores musculares se puede considerar como una problemática de vibraciones vista desde una perspectiva de ingeniería. Por esto, hay que emplear un modelo dinámico para comprender el comportamiento de este sistema y poder analizarlo. Como se discutió en el Capítulo 2 de la biomecánica del miembro superior, el sistema mano-muñeca es complicado debido a que cuenta con 3 GDL en la muñeca [Kutz, 2004]. En consecuencia, de la complejidad del modelo y número creciente variables, se utilizará el modelo Charles [2011] que se presentó en el Capítulo 2, el cual se aplicará con más detalle en las siguientes secciones.

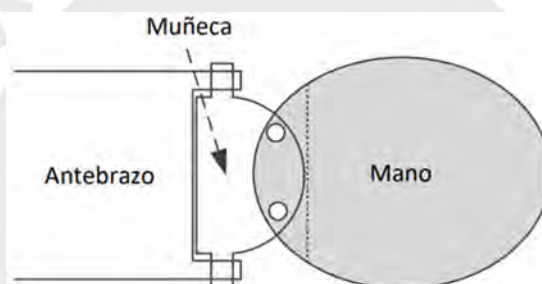
En este estudio se simplifica el modelo de la mano (Fig.4.5a) a un sistema, en dónde la muñeca se representa como una junta de 1 grado de libertad (Fig. 4.5b). La mano se modelará como una barra rígida que abarcará una longitud desde el segundo y quinto

⁷ Britannica Encyclopedia-Hand anatomy <https://www.britannica.com/science/hand-anatomy> Revisado el 23 de mayo 2023

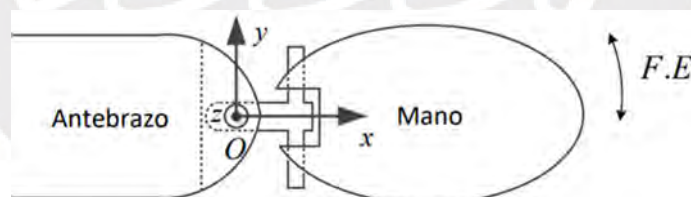
metacarpiano hasta el fin de la falange media. El fin es presentar el modelo anatómico de la mano con un sistema dinámico de un solo grado de libertad, el cual rotará en flexión-extensión alrededor del eje z (Fig. 4.5c). Este sistema oscila alrededor de un eje de referencia, el cual tendrá como pivote la articulación de la muñeca, con la masa total de la mano actuando en su centro de gravedad (CdG).



(a) Modelo anatómico de mano en reposo⁸



(b) Representación de la mano como un modelo mecánico con junta de 1 GdL entre mano y antebrazo (vista planta)



(c) Representación del mano como un modelo mecánico mostrando los ejes de coordenadas dónde en z se da la flexión-extensión (F.E) (vista principal)

Figura 4.5: Representación de modelos de sistema mano-muñeca

A partir de la literatura de Drillis [1963] se obtendrá la longitud de la mano. Posteriormente, parámetros como el momento de inercia, masa y centro de masa se obtendrán de las Tabla 4.1 de Dumas [2007]. Luego, las características que se tomarán en cuenta del temblor de Parkinson son la frecuencia y la fuerza externa de vibración. De esta manera, el problema de la vibración causada por el temblor se simplifica a un sistema

⁸ Como dibujar manos parte 2 <http://www.laescuelavirtual.com/dibujarmanos2/dibujarmanosp205.htm> Revisado el 5 de junio 2023

de vibración forzada de un solo grado de libertad sinusoidal, permitiendo determinar el efecto del temblor en la mano. Por último, la rigidez y el amortiguamiento característicos de la articulación de la muñeca se basarán en los resultados obtenidos por Charles [2011].

4.4 Modelo dinámico de la extremidad

El comportamiento de la mano bajo temblores musculares se representa como un sistema vibratorio forzado, cuyo esquema se muestra en la Figura 4.6. En este esquema se presenta a la mano en una posición horizontal. La mano se modela como un cuerpo rígido de longitud L_I , y su peso m_I se considera una masa puntual que actúa en el centro de gravedad a una distancia L_2 respecto al pivote. Además, en la Figura 4.6 se muestra el rango de flexión-extensión común en una persona, según el investigador Kutz [2004].

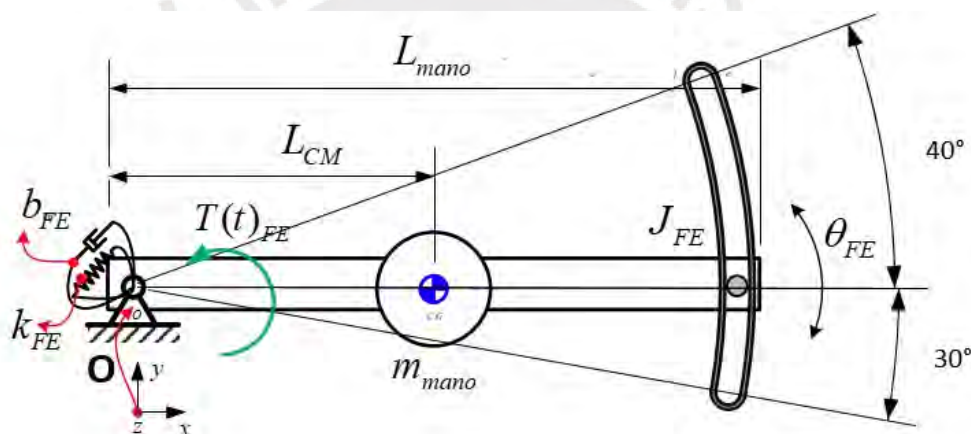


Figura 4.6: Modelo vibratorios de un grado de libertad (SDOF). equivalente de la mano bajo la influencia de vibraciones generadas por temblores musculares.

La rigidez equivalente del resorte torsional en la muñeca flexión-extensión es k_I , y el coeficiente de amortiguamiento torsional en la muñeca flexión-extensión es b_I . El momento M_I se ejercerá sobre la articulación de la mano, la cual representa el temblor de Parkinson como si fuera un momento externo. Conjuntamente, la coordenada que describirá el movimiento de flexión-extensión será θ_I . Finalmente, se toma el punto de referencia O como el origen del sistema cartesiano, con el eje x ubicado en la dirección horizontal, el eje y en la dirección vertical y el eje z saliendo de la página como se observa en la Figura 4.5c y 4.6.

A continuación se mencionará las consideraciones que se tomarán en cuenta para simplificar el sistema vibratorio:

- i. La articulación se considera sin fricción, modelado con un resorte y amortiguador ideal.
- ii. Centro de masa m_I en las coordenadas (x_I, y_I) fijo respecto al pivote O
- iii. Los huesos y los músculos blandos son considerados como entes rígidos y densidad constante.
- iv. La rigidez de la articulación se considera constante, independientemente de las características de los temblores.
- v. El movimiento oscilatorio de la mano se considera alrededor del pivote O (articulación en la muñeca) con un momento unidireccional M_I que actúa en el eje z .
- vi. Se comenzará asumiendo el momento M_I como una función sinusoidal, el cual actuará en el pivote O .

De esta forma, se partirá de esas consideraciones para desarrollar las posteriores ecuaciones del movimiento y posterior modelación. Cualquier otro parámetro añadido durante el prototipado no se tomará en cuenta en esta primera iteración.

4.5 Parámetros dinámicos para el modelo

Los parámetros principales para calcular las variables del modelo (Figura 4.6) son la estatura ($H_{persona}$) y el peso de la persona (m_{cuerpo}). Debido a que no se encontró información en el Perú sobre la talla y el peso, se utilizará un estudio realizado en México por Chaurand [2007]. De esta forma, se obtiene que la estatura en el percentil 95 es de 1746 mm (de 60 a 90 años masculino); similarmente para el percentil 95 es de 95.2 kg. Esto debido a que un requerimiento de diseño es que el dispositivo absorbedor sea adecuado para la mayoría de la población.

Por otro lado, la Figura 4.7 muestra las medidas antropométricas promedio del cuerpo humano en función a la estatura, establecidas por Drillis [1963]. Estas medidas antropométricas se tomarán como referencia para el presente trabajo, para lo cual se ha establecido la Ecuación 4.3, que relaciona la longitud de la mano (L_{mano}) con la estatura ($H_{persona}$).

$$L_{mano} = 0,108H = L_1 \quad (4.3)$$

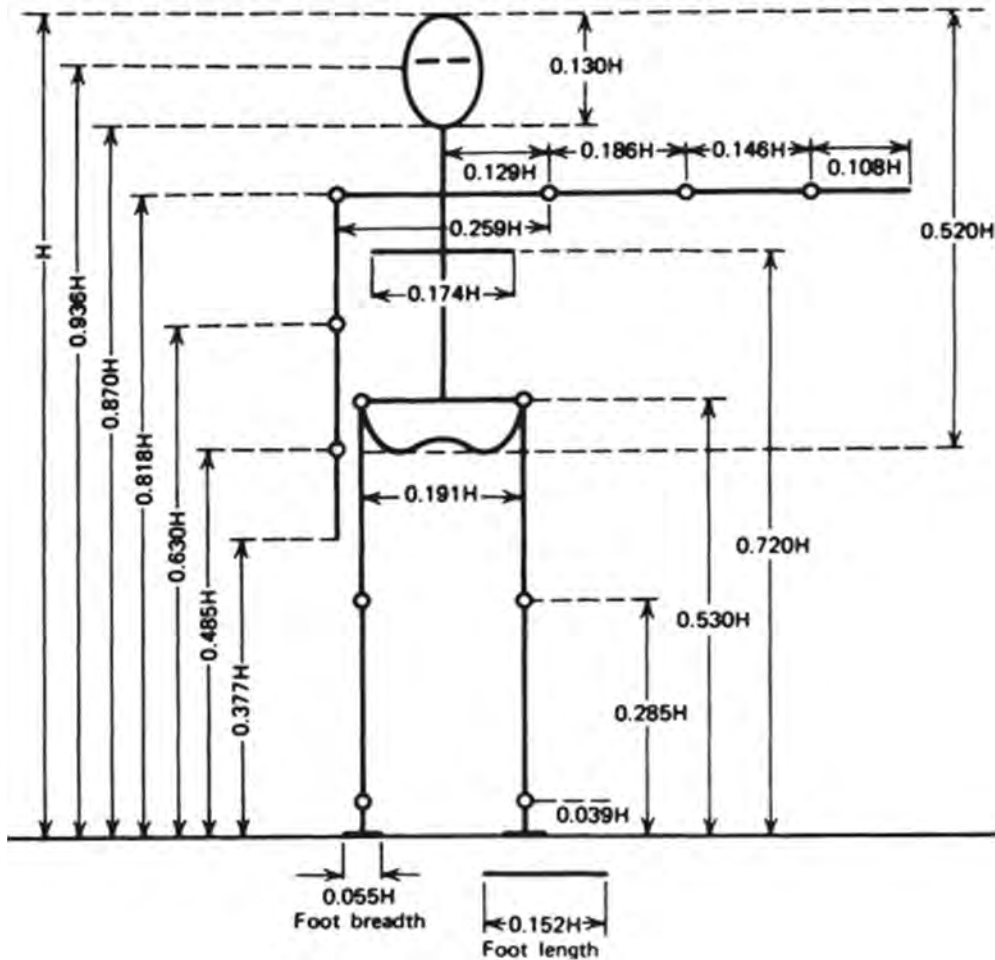


Figura 4.7: Estimaciones de longitudes de segmento y ubicaciones de los centros articulares en relación con los puntos de referencia anatómicos [Drillis, 1963]

Se usarán las ecuaciones de Dumas (2007), Ecuaciones de la 4.4 a 4.6, que representan la masa de la mano, la distancia al centro de masa y el momento de inercia de masa en flexión-extensión, las que están en función de la masa del cuerpo, la masa de la mano, la longitud de la mano y los factores de escalamiento. En lo que se refiere a los factores de escalamiento, estos se obtienen de la Tabla 4.1. Finalmente, la Tabla 4.2 presenta los parámetros a utilizar en las Ecuaciones 4.4 a 4.6, mientras que la Tabla 4.3 presenta el resumen de los parámetros biomecánicos de la persona en función de las consideraciones mencionadas. En la Ecuación 4.6 no se requirió el uso de Steiner para trasladar el eje de rotación, debido a que el factor de inercia está referido a la articulación central de la muñeca [Dumas, 2007].

$$m_{mano} = (1 - f_{reduccion}) f_{masa} m_{cuerpo} = m_1 \quad (4.4)$$

$$L_{CM} = f_{\text{centro de masa}} L_{\text{mano}} = L_2 \quad (4.5)$$

$$J_{FE} = m_1 (f_{\text{ineria}} L_{\text{mano}})^2 = J_1 \quad (4.6)$$

Tabla 4.2: Factores antropométricos tomados de Dumas [2017] y Ramos [2020]

Parámetro	Valor	Descripción
<i>H</i> _{persona}	1.75 m	Estatura de persona
<i>m</i> _{cuerpo}	95.2 kg	Masa de la persona
<i>f</i> _{masa}	0.6%	Factor de masa de mano hombre [Dumas, 2017]
<i>f</i> _{centro de masa Y}	83.9%	Factor de escalamiento de posición en Y de centro de masa hombre [Dumas, 2017]
<i>f</i> _{ineria ZZ}	56%	Factor de escalamiento de inercia en el eje Z-Z hombre [Dumas, 2017]
<i>f</i> _{reduccion}	8%	Factor adicional debido a reducción de masa corporal de las personas a partir de los 50 años [Ramos, 2020].

Tabla 4.3: Resultados de los parámetros biomecánicos

Parámetro	Valor	Descripción
<i>L</i> ₁	0,189 m	Longitud de la mano de la persona
<i>m</i> ₁	0,526 kg	Masa de la mano
<i>L</i> ₂	0,159	Distancia del centro de masa de la mano respecto a la muñeca
<i>J</i> ₁	0,005887 kgm²	Momento de inercia de la mano respecto a la muñeca (punto de giro)

Los valores numéricos del coeficiente de amortiguamiento **0.03 N.m s/rad** (*b_I*) y la rigidez pasiva **1.42 N.m/rad** (*k_I*) son extraídos del estudio realizado por Charles [2011], quién expone que los movimientos de la muñeca están influenciados en gran medida por los componentes de rigidez y viscoelasticidad, en lugar de la inercia. Entonces, comparando los resultados obtenidos con los de otros autores se encontró lo siguiente:

- Primero, el valor de inercia de 0,0039 kgm² utilizado por Lehman y Calhoun [1990] fue similar al utilizado en la investigación de Charles [2011], con valores de inercia entre 0,0010–0,0033 kg-m². En este trabajo se tomaron los datos antropométricos en el percentil 95, lo que resultó en un valor de inercia del doble comparado con la literatura. Si se usa el percentil 50 se hubieran obtenido valores de inercia similares a los de la literatura.

- Segundo, en este trabajo se utilizó el valor del amortiguamiento del artículo Charles [2011]. Sin embargo, Lakie [1984] obtuvo mediciones ligeramente más altas (0.07 Nm s/rad y 0.09 Nm s/rad para mujeres y hombres, respectivamente). A pesar de esto, según Charles [2011], el uso de valores más altos no cambiaría el hecho de que los torques de rigidez dominan sobre los torques de amortiguamiento.
- Finalmente, a partir de los factores de escalamiento (f) de Dumas [2007] y el procedimiento mostrado (Ecuaciones 4.3 a 4.6) se podrán variar los parámetros dinámicos del modelo dependiendo a la talla y el peso del paciente. De esta forma, se podrá tener flexibilidad en el modelo dinámico frente a los parámetros del paciente.

Los parámetros requeridos son la frecuencia y el torque de excitación del temblor. En un estudio de movimiento y variabilidad de fuerzas de temblores musculares debidos a Temblor Esencial y Enfermedad de Parkinson [Poon, 2011], se recolectaron datos de 12 pacientes, a quienes se les colocó un acelerómetro a 2 cm del tercer metacarpo para examinar los temblores en condición de reposo y en condición postural.

- Durante el temblor en condición de reposo, los sujetos relajaron el antebrazo y permitieron que la muñeca colgara sin apoyo sobre el borde de una superficie durante 30 segundos.
- Durante el temblor en condición postural, los sujetos mantuvieron la muñeca y la mano en una posición neutral y extendida. Se pidió a los sujetos que contaran hacia atrás desde 10 durante las condiciones de reposo y posturales. [Poon, 2011]

La Tabla 4.4 muestra los parámetros que se obtuvieron para cada temblor estudiado por Poon [2011], Temblor Esencial y Enfermedad de Parkinson, en condición de reposo o en condición postural.

Tabla 4.4: Resultados finales de los parámetros principales de los temblores musculares para Temblor Esencial (Essential Tremor: ET) y Enfermedad de Parkinson (Parkinson Disease: PD) [Poon 2011]

	ET Mean (SD)	PD Mean (SD)	t-Value, p-value
<i>Rest condition</i>			
RMS amplitude*	0.09 (0.1)	1.42 (1.9)	-2.42, $p < 0.05$
Frequency	5.79 (0.7)	5.69 (0.9)	0.33, $p = 0.74$
EMG-tremor coherence*	0.23 (0.1)	0.54 (0.3)	-3.23, $p < 0.01$
ApEn	0.52 (0.05)	0.47 (0.09)	1.70, $p = 0.10$
<i>Postural condition</i>			
RMS amplitude	0.51 (0.4)	0.87 (0.8)	-0.83, $p = 0.42$
Frequency*	6.36 (0.7)	5.71 (0.8)	2.19, $p < 0.05$
EMG-tremor coherence	0.49 (0.3)	0.40 (0.2)	0.75, $p = 0.46$
ApEn	0.56 (0.04)	0.54 (0.04)	1.11, $p = 0.28$

RMS = root-mean-square; EMG = electromyogram; ApEn = approximate entropy.

* Indicates a significant result $p < 0.05$.

En consecuencia, se tomará como referencia la frecuencia angular del temblor más baja, la cual pertenece a la del temblor en reposo de 5.69 Hz, y se disminuirá un 2% como factor de seguridad. La frecuencia resultante sería 5.59 Hz, (35.12 rad/s) (ω_1). Esto debido a que las frecuencias más bajas, en un sistema vibratorio, contienen la mayor cantidad de energía, y son las que se tienen que disipar. Aunque el rango de frecuencia combinado del temblor esencial y de Parkinson abarca de 3 Hz a 12 Hz. La literatura respalda la noción de que la mayoría de los pacientes con temblores en reposo de Parkinson, y aquellos con temblores esenciales, presentan frecuencias entre 3 Hz y 7 Hz [Lee, 2016]. Por tanto, las simulaciones se hacen considerando un rango de frecuencia entre 3 Hz y 7 Hz.

Por último, el dato del torque de flexión-extensión se obtendrá de la investigación del proyecto WOTAS, en el cual se realizó la medición de temblores en las principales articulaciones del brazo en 31 pacientes afectados con diversas patologías de temblor [Rocon, 2008]. El investigador Case [2013] resalta los resultados positivos de este proyecto y que sus datos son relevantes en el diseño de mecanismos para temblores de mano. En este sentido, se optó por emplear como primera estimación el torque en flexión-extensión de la mano durante el desplazamiento del dedo a la nariz, el cual se observa en la Tabla 4.5, como se realizó en la investigación de Luna (2019).

Tabla 4.5: Torques medio estimados en temblores [Rocon, 2008]

Tipo de movimiento	Desplazamiento dedo a nariz (Nm)	Brazo estirado (Nm)
Flexión– extensión en codo	1.9	1.2
Pronación del antebrazo	3.7	1.9
Flexión – extensión de la mano	0.4	0.2
Desviación de la mano	1.1	0.5

4.6 Modelo dinámico de la extremidad

Las ecuaciones de movimiento se obtendrán mediante la formulación de Euler-Lagrange. Este método se optó debido a que es conveniente al analizar un sistema con N grados de libertad. De esta forma, primero se expresan las posiciones de los centros de masa en coordenadas cartesianas (x, y) y luego se pasarán a coordenadas polares (L, θ) para resolver las ecuaciones. En consecuencia, todas las coordenadas (x, y) se expresarán en términos de θ , que serán la coordenada generalizada del sistema [Morin, 2007].

Las coordenadas del centro de masas se expresarán en función de la longitud de la mano y su ángulo de desplazamiento, como se observa en la Figura 4.8. En este sentido, se determinan las Ecuaciones 4.7 y 4.8, las que luego se derivan respecto al tiempo, dando como resultado las Ecuaciones 4.9 y 4.10.

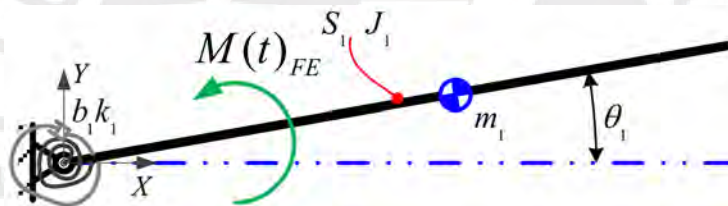


Figura 4.8: Esquema cinemático del sistema mano-muñeca

$$x_1 = L_2 \cos \theta_1 \quad (4.7)$$

$$y_1 = -L_2 \sin \theta_1 \quad (4.8)$$

$$\dot{x}_1 = -L_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 \quad (4.9)$$

$$\dot{y}_1 = -L_2 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 \quad (4.10)$$

Dónde:

- x_1 : Coordenada cartesiana 1 del centro de masa de la mano (mm)
- y_1 : Coordenada cartesiana 2 del Centro de masa de la mano (mm)
- \dot{x}_1 : Velocidad 1 del Centro de masa de la mano (m/s)
- \dot{y}_1 : Velocidad 2 del Centro de masa de la mano (m/s)
- L_2 : Magnitud de la posición del centro de masa respecto al pivote (mm)

θ_1 : Posición angular del centro de masa (rad)

$\dot{\theta}_1$: Velocidad tangencial del sistema mano-muñeca (rad/s)

A continuación, se procede a definir la energía cinética T en función de la coordenada generalizada θ y la velocidad $\dot{\theta}$ generalizada en la Ecuación 4.11, y la energía potencia U en función solo de θ (Ecuación 4.12). Adicionalmente, se tomará en cuenta la función R de disipación de Rayleigh para agregar el efecto del amortiguamiento (Ecuación 4.13) [Bersani, 2021]. Por último, se empleará la teoría del Trabajo Virtual W , la cual mediante un δW genera las fuerzas generalizadas Q_i del sistema (Ecuación 4.14) [Thomson, 1983].

$$T_1 = \frac{1}{2} J_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (4.11)$$

$$U_1 = \frac{1}{2} k_1 \theta_1^2 \quad (4.12)$$

$$R_1 = \frac{1}{2} b_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (4.13)$$

$$\delta W = \sum_{i=1}^N Q_i \delta \theta_i = M_1 \sin \omega_T t \delta \theta_1 \quad (4.14)$$

* ₁ el subíndice 1 hace referencia al sistema 1, el cual es la mano

Dónde:

T_1 : Energía cinética de la mano (J)

U_1 : Energía potencia de la mano (J)

R_1 : Energía disipada por la mano (J)

J : Momento de inercia de la mano respecto a la muñeca (kg.m²)

k_1 : Constante de rigidez torsional de la articulación de la muñeca (N.m/rad)

b_1 : Constante de amortiguamiento torsional de la articulación de la muñeca (N.m.s/rad)

δW : Trabajo virtual (J)

$\delta \theta_1$: Desplazamiento angular virtual (rad)

Q_i : Fuerzas generalizadas externas (N)

M_1 : Momento externo del temblor de Parkinson (N.m)

ω_T : Frecuencia angular del temblor de Parkison (rad/s)

t : tiempo (s)

Una vez definidas las ecuaciones de energía cinética y potencial, se define el Lagrangiano L , como se muestra en la Ecuación 4.15. A partir de esta se define la ecuación de Lagrange extendida, teniendo en cuenta las fuerzas generalizadas Q y las derivadas parciales respecto al tiempo, posición o velocidad. Esto se hará de acuerdo con la Ecuación 4.16, la cual nos brindará las ecuaciones de movimiento [Bersani, 2021].

$$L = T_1 - U_1 \quad (4.15)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\delta L}{\delta \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\delta L}{\delta \theta_1} + \frac{\delta R}{\delta \dot{\theta}_1} = Q_1 \quad (4.16)$$

A continuación, se derivarán parcialmente las Ecuaciones 4.11 a 4.13 respecto al tiempo, la posición o velocidad, según se requiera la Ecuación 4.16. De esta manera, se obtienen las Ecuaciones 4.17 a 4.19. Por último, la Ecuación 4.20 muestra la fuerza generalizada del momento ejercido por el temblor de Parkinson modelado por una magnitud M_I y una función sinusoidal.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\delta L}{\delta \dot{\theta}_1} \right) = J_1 \ddot{\theta}_1^2 \quad (4.17)$$

$$\frac{\delta L}{\delta \theta_1} = k_1 \theta_1 \quad (4.18)$$

$$\frac{\delta R}{\delta \dot{\theta}_1} = b_1 \dot{\theta}_1 \quad (4.19)$$

$$Q_1 = M_1 \sin \omega_{T1} t \quad (4.20)$$

Por último, se reemplazan las Ecuaciones 4.17 a 4.20 en la Ecuación 4.16, para así obtener la ley de movimiento del sistema según la Ecuación 4.21, la que representa la ecuación de movimiento del sistema mano-muñeca mostrado en la Figura 4.6.

$$I_1 \ddot{\theta}_1 + b_1 \dot{\theta}_1 + k_1 \theta_1 = M_1 \sin \omega_{T1} t \quad (4.21)$$

De esta manera, la Ecuación 4.21 representa a barra rígida que puede rotar alrededor de un punto fijo (un extremo). En este punto de apoyo, hay una rigidez torsional (k_1) y un amortiguador torsional (b_1). La barra tiene un momento de inercia rotacional J_1 respecto al punto de giro. Este sistema puede modelar el movimiento angular de una mano con respecto a la muñeca.

4.7 Simulación numérica del modelo mano-muñeca

A continuación, se mostrará la simulación numérica del sistema mano–muñeca bajo el efecto de los temblores. De esta forma, se podrá observar y cuantificar el comportamiento dinámico de este, y se verificará la validez de este a partir de investigaciones previas. La simulación se realizará mediante la herramienta de MATLAB Simulink.

4.7.1 Vibración Forzada

En el Figura 4.9 se observa el diagrama de bloque del modelo mano–muñeca, en dónde primero se tiene una entrada sinusoidal que representa al temblor de Parkinson. Seguido se tiene la construcción de un sistema vibratorio en forma de un diagrama de bloque, según la teoría previamente presentada. Los valores de las constantes k_1 , b_1 y J_1 se obtuvieron de la literatura de la biomecánica del sistema mano-muñeca. Luego, a partir de la simulación se obtendrá como salida el desplazamiento angular, y en los enlaces intermedios la aceleración angular, y velocidad angular ante la excitación del temblor. Además, con los medidores de señales, mostrados en la Figura 4.9, se graficarán la entra y salida del sistema de bloques.

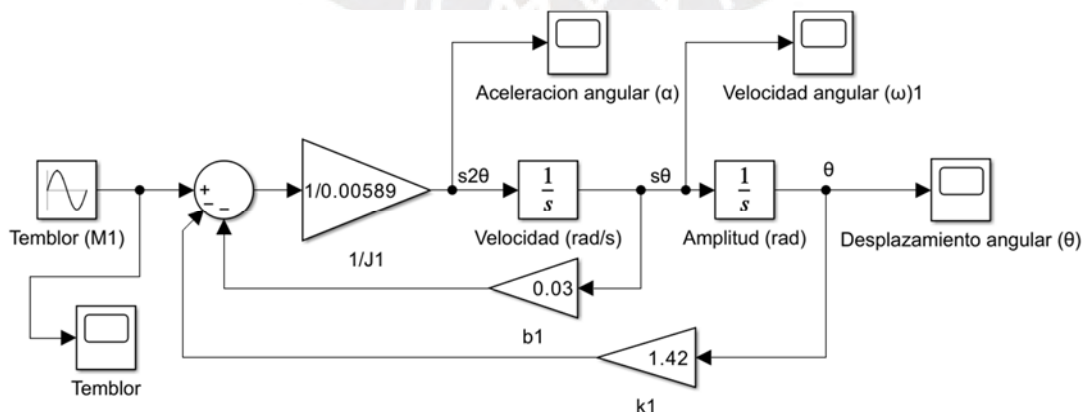


Figura 4.9: Diagrama de bloques en Simulink del modelo de la mano durante temblor de Parkinson

La Figura 4.10 muestra la señal del temblor de Parkinson utilizada como entrada del sistema. En ella se observa una onda sinusoidal que representa el temblor, con una frecuencia ω_1 de 5.59 Hz (periodo de 180 ms) y una amplitud de torque de 0.4 Nm.

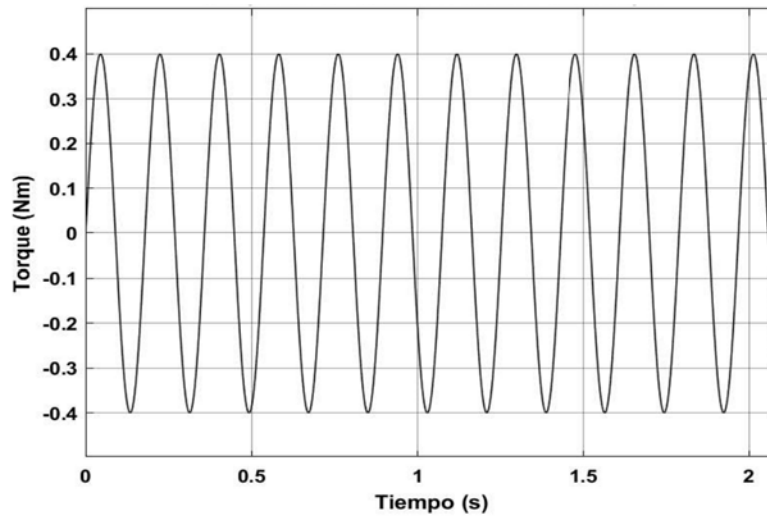


Figura 4.10: Entrada sinusoidal del temblor de Parkinson con amplitud de 0.4 Nm

La Figura 4.11 muestra la señal de salida, que corresponde al desplazamiento del sistema mano-muñeca bajo el efecto de los temblores musculares. Como se observa, existen dos tipos de respuesta: una transitoria y otra estacionaria. La respuesta principal es la estacionaria, la cual comienza a partir de los 1.5 segundos. A partir de este punto, se pueden obtener datos importantes como la amplitud, que es de 0.067 rad (4.27°), y un periodo de 180 ms.

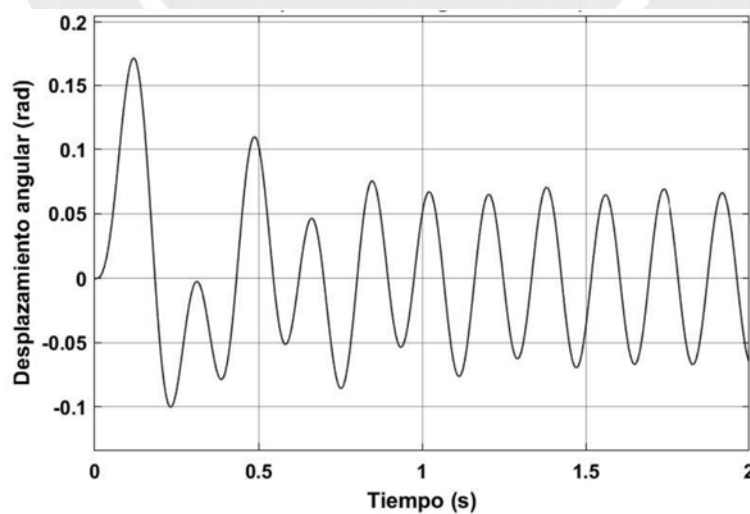
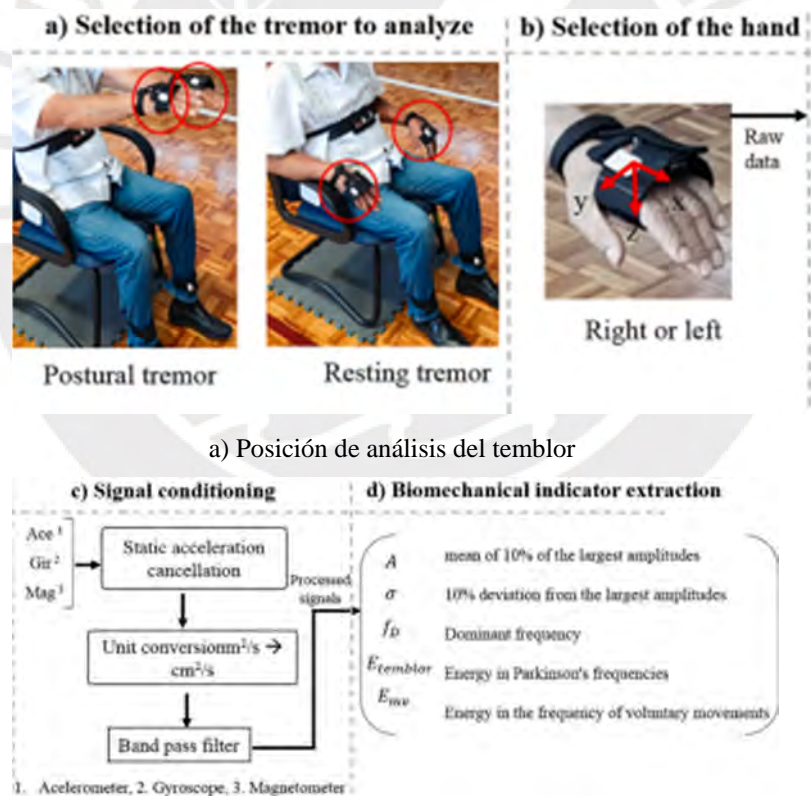


Figura 4.11: Solución gráfica del desplazamiento angular vs tiempo con una entrada a 0.4 Nm de amplitud de torque de temblor

4.7.2 Comparación de resultados con la literatura

Con el objetivo de validar los resultados de la simulación, se utilizará la amplitud angular como parámetro de comparación con otras investigaciones. De esta manera, se encontró una investigación realizada en el Centro de Investigación en Computación en México, la cual tuvo como objetivo caracterizar los indicadores biomecánicos del temblor de Parkinson, entre ellos la amplitud de desplazamiento en flexión-extensión.

Esta investigación consistió en un experimento con sensores inerciales (IMUs) ubicados en la parte dorsal de la mano para recopilar las señales del acelerómetro y el giroscopio. Estos ensayos se realizaron en las posiciones de reposo y postural de la mano del paciente, tal como se muestra en la Figura 4.12a y 4.12b. Con estos ensayos se procesaron las señales para obtener los indicadores biomecánicos a partir de una muestra de 554 pacientes con Parkinson y 60 pacientes saludables (Figura 4.9c y d) [Legaria-Santiago, 2022].



b) Proceso y variables de la señal del temblor

Figura 4.12: Proceso de extracción de indicadores biométricos [Legaria-Santiago, 2022]

Como se observa en la Figura. 4.13a, se instruyó al paciente posicionar sus manos en postura de reposo y postural para medir la flexión y extensión máxima. El gráfico de la

Figura 4.13b se realizó a partir de 100 muestras por segundo, basándose en una interpolación polinómica para obtener curvas cúbicas [Legaria-Santiago, 2022]. De esta manera, se pudo medir la amplitud máxima de flexión–extensión en el eje z, que es de 1.45 cm, la cual equivale a aproximadamente 9° . Esta amplitud pertenece a un temblor leve según la Tabla 4.6 de severidad de temblores.

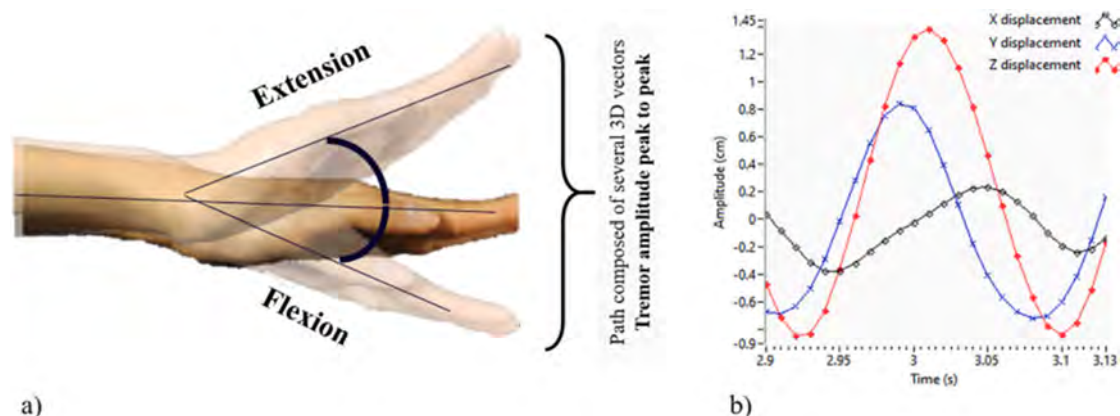


Figura 4.13: a) Representación gráfica de la amplitud del temblor basada en la posición de la mano en su máxima flexión y extensión, b) Componentes de desplazamiento en los ejes X, Y, Z, basados en la señal de aceleración dinámica. [Legaria-Santiago, 2022]

Tabla 4.6: Escala severidad de temblores de Parkinson [Legaria-Santiago, 2022]

Severidad del temblor	Amplitud del temblor
0: Normal	Sin temblor
1: Pequeño	Amplitud ≤ 1 cm
2: Leve	$1 \text{ cm} < \text{Amplitud} < 3 \text{ cm}$
3: Moderado	$3 \text{ cm} \leq \text{Amplitud} \leq 10 \text{ cm}$

Por otro lado, el modelo de mano desarrollado en esta tesis presenta una amplitud máxima de 5° . Por lo tanto, se aumentó la amplitud del torque de entrada del temblor a 0.85 Nm, magnitud que se encuentra dentro de los rangos de temblores de Parkinson indicados en la Tabla 4.5 del proyecto WOTAS [2008]. Como resultado de esta modificación, se obtuvo la Figura 4.14, que representa el desplazamiento angular de la mano. En esta figura se observa una amplitud de 8.6° (0.15 rad), similar a la obtenida en la investigación previamente mencionada. De este modo, se ha mejorado el modelo del temblor en el sistema mano-muñeca.

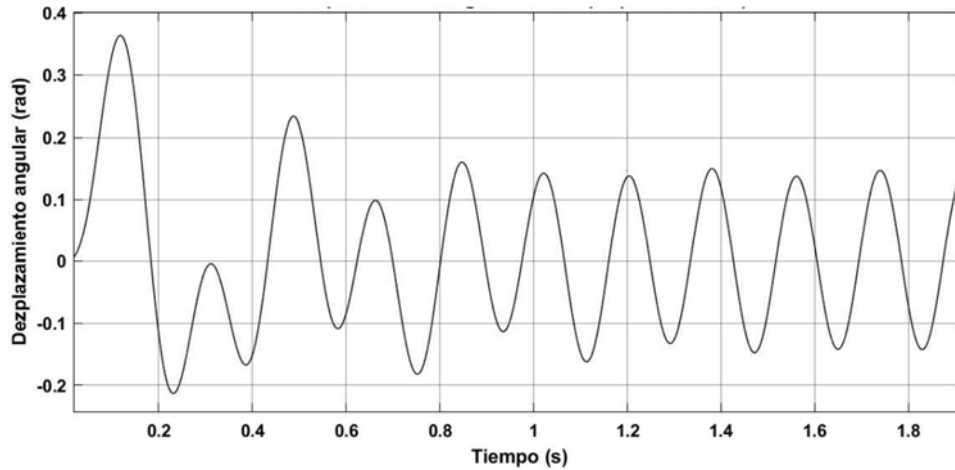


Figura 4.14: Solución gráfica del desplazamiento angular de la mano vs tiempo, con aumento de entrada a 0.85 Nm de amplitud de torque de temblor

Finalmente, se simuló el movimiento de la mano con el temblor característico del Parkinson mediante un momento de entrada compuesto por la suma de dos funciones seno, cada una a frecuencias distintas: 4.5 Hz y 5.5 Hz. Esta superposición de ondas se fundamenta en el principio de superposición de movimientos armónicos, lo cual permite representar la complejidad del temblor del Parkinson al combinar diferentes frecuencias que contribuyen al movimiento observado.

$$Q_1 = M_1(\sin(2\pi f_{T1}t) + \sin(2\pi f_{T2}t)) \quad (4.22)$$

Los principios de superposición de ondas se pueden aplicar de manera efectiva en la simulación del temblor del Parkinson, especialmente mediante el uso de modelos computacionales en la estimulación cerebral profunda (DBS). Estos modelos emplean formulaciones matemáticas para analizar y predecir el comportamiento de los campos eléctricos en el cerebro, lo cual resulta crucial para comprender y manejar los temblores asociados con la enfermedad de Parkinson (Sushkova, 2023).

En la Figura 4.15 se presenta la simulación del movimiento de la mano considerando este momento de entrada compuesto. Además, se muestra la transformada de Fourier (FFT) de la señal, donde se pueden observar claramente dos picos a las frecuencias mencionadas (4.5 Hz y 5.5 Hz), lo cual indica que estas son las componentes predominantes del temblor inducido dentro del rango de 3 a 6 Hz.

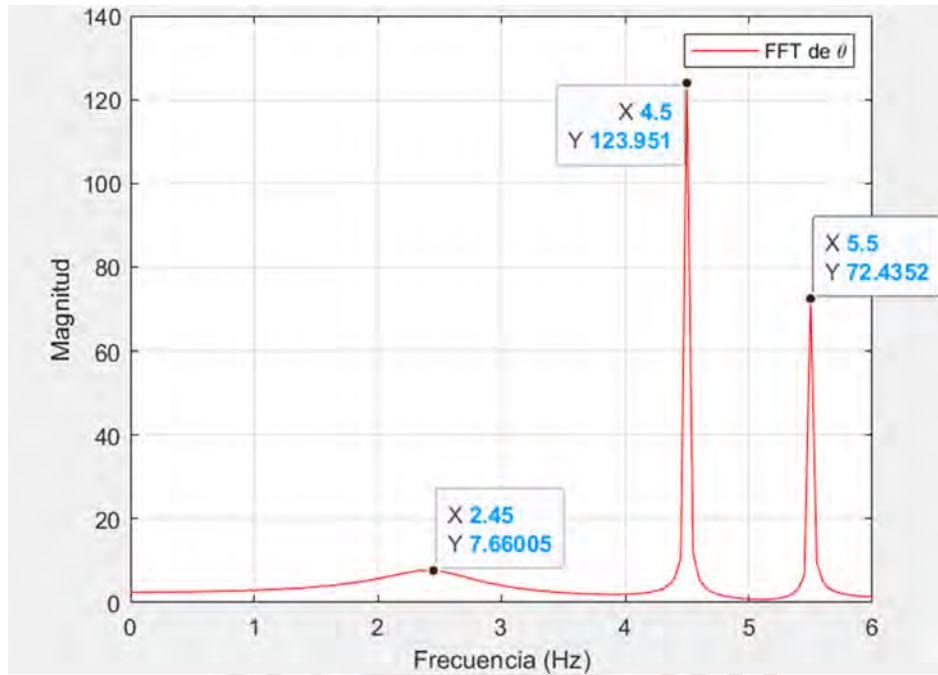


Figura 4.15: Transformada de Fourier del sistema mano-muñeca bajo efecto de temblores de Parkinson

En la Figura 4.16 se ilustra la posición angular de la mano en función del tiempo, mostrando un patrón oscilatorio que refleja las variaciones típicas del temblor inducido por la superposición de dos ondas de entrada. Este es el caso más crítico, debido a que el temblor de Parkinson consiste en múltiples frecuencias en simultáneo que afectan a la persona. En este sentido, se tomará como referencia la amplitud de 0.389 rad como amplitud a reducir del temblor de Parkinson.

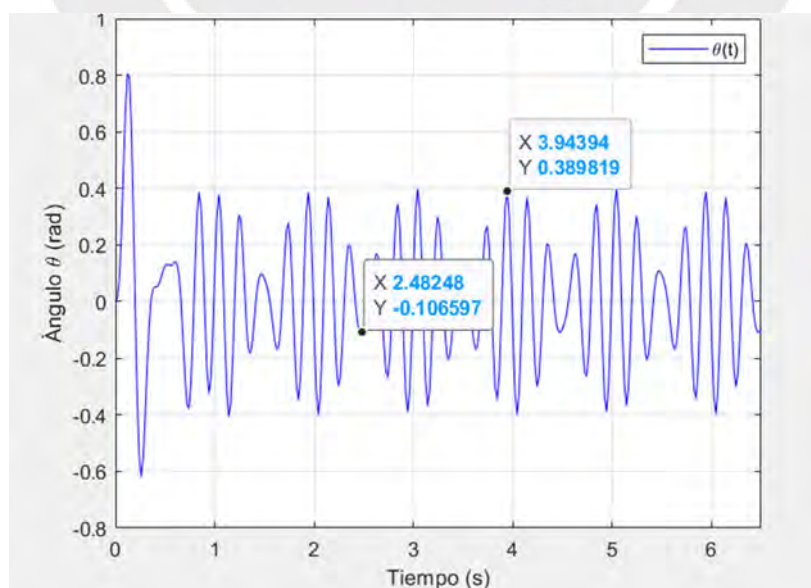


Figura 4.16: Gráfica de desplazamiento angular vs tiempo del centro de masa de la mano bajo efecto de temblores de Parkinson

La simulación demuestra que la combinación de ondas senoidales a frecuencias cercanas permite replicar los fenómenos de interferencia observados en el temblor del Parkinson, proporcionando una representación aproximada del comportamiento oscilatorio de la mano.

4.8 Discusión

A partir del análisis anterior, se logró desarrollar un modelo de la mano humana bajo el efecto del temblor de Parkinson, obteniendo resultados similares a estudios previos. Es importante destacar que este modelo puede adaptarse a las características fisiológicas de cualquier persona, utilizando únicamente los datos de estatura y peso como entrada. De este modo, el modelo puede ser aplicado en estudios con diferentes características poblacionales.

En caso de añadir una órtesis, los parámetros de inercia y rigidez deberán modificarse, por lo que será necesaria otra iteración cuando se disponga de los parámetros específicos del dispositivo. Adicionalmente, en la Figura 4.15 se muestra el comportamiento de la amplitud en el dominio de la frecuencia, lo que permite identificar la zona de resonancia. Es crucial tener en cuenta el valor de resonancia para evitar que la órtesis entre en resonancia con la mano, lo que podría perjudicar al paciente.

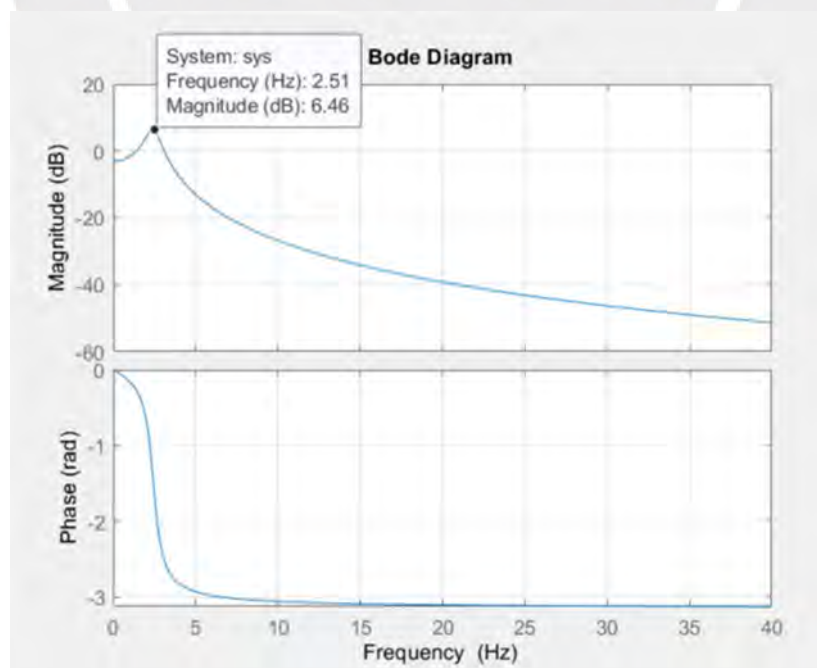


Figura 4.17: Diagrama de bode de la amplitud mano vs la frecuencia

CAPÍTULO 5

MODELACIÓN DEL DISPOSITIVO

En este apartado se planteará un prototipo inicial de un absorbedor con dos grados de libertad, donde se derivarán las ecuaciones de movimiento utilizando el método de la energía y el lagrangiano. Asimismo, se estimarán las masas iniciales del absorbedor para garantizar que no interfiera con la movilidad del paciente. Posteriormente, se realizará una simulación del absorbedor para comprobar si el sistema está correctamente sintonizado.

5.1 Modelo dinámico de un absorbedor de vibraciones de 2 GDL

Un absorbedor inercial, también conocido como absorbedor de masa sintonizada, es un sistema adicional que incluye una masa y un resorte, conectado a una máquina, estructura o cualquier otro sistema vibratorio principal. El propósito de este sistema adicional es cambiar la frecuencia de vibración para disminuir la amplitud de la máquina y evitar el fenómeno de resonancia. [Rao, 2018].

La importancia de este sistema adicional se fundamenta ante contextos en los cuales resulta inviable suprimir la fuerza que origina vibraciones no deseadas o modificar la masa y la rigidez del sistema. En estos escenarios específicos, surge como tercera opción el enlazar una masa sintonizada con la frecuencia de excitación al sistema principal, lo que se conoce como absorbedor dinámico de vibraciones [Den Hartog, 1985].

La absorción de vibraciones se representa mediante un sistema de un grado de libertad. En este contexto, la relación entre la masa y la rigidez del amortiguador se establece mediante la Ecuación 5.1, la cual refleja la frecuencia natural que tendría el sistema absorbedor de vibraciones si no estuviera acoplado al sistema primario [Rincón, 2020].

$$\omega_n^2 = \frac{k_a}{m_a} \quad (5.1)$$

Dónde:

ω_n : Frecuencia de excitación del absorbedor (rad/s)

k_a : Rigidez del absorbedor de vibraciones (N/m)

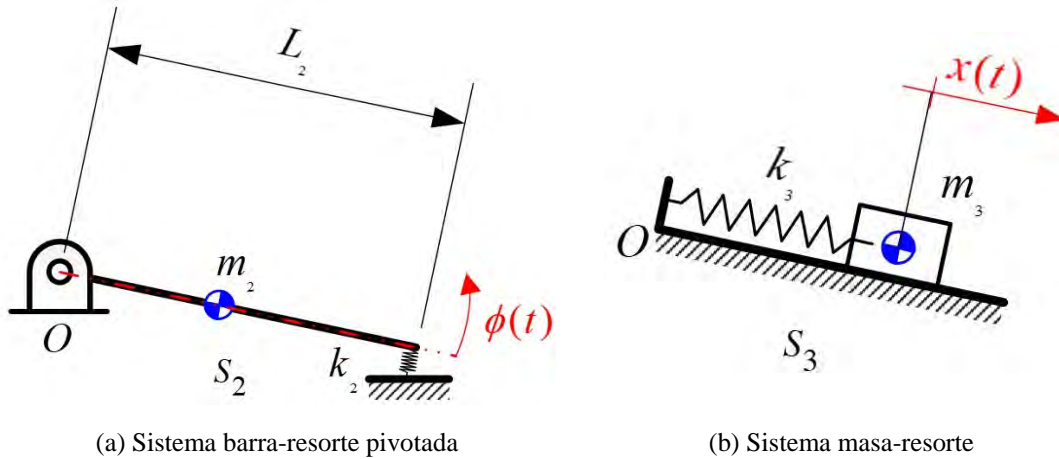
m_a : Masa del absorbedor de vibraciones (kg)

La motivación para utilizar un absorbedor cuya frecuencia natural es idéntica a la frecuencia de excitación del sistema se basa en que la fuerza del resorte actuará en dirección opuesta a la fuerza excitadora, logrando que ambas fuerzas se contrarresten. Siguiendo esta misma lógica, se extiende la teoría al modelo propuesto, que abarca un sistema con múltiples grados de libertad en lugar de limitarse a uno solo. [Den Hartog, 1985].

5.2 Parámetros iniciales de absorbedor

En esta sección se estimarán los parámetros iniciales del absorbedor. En este sentido, se calcularán los valores de rigidez y masa del absorbedor, sintonizando las frecuencias de resonancia con las frecuencias del temblor de Parkinson. Además, se tendrán en cuenta las dimensiones de la mano de la persona para garantizar la ergonomía del absorbedor.

En la Figura 5.1 se han separado los sistemas del absorbedor para calcular independientemente su frecuencia de resonancia como primera aproximación. De esta forma en la Figura 5.1a se tiene una barra pivotada y en la Figura 5.1b un bloque en una superficie lisa.



(a) Sistema barra-resorte pivotada

(b) Sistema masa-resorte

Figura 5.1: Sistemas impedientes del absorbedor

A continuación, en la Ecuación 5.2 se presenta la energía total para la Figura 5.1a. Utilizando la formulación de Euler-Lagrange se obtiene la ecuación de movimiento, como se muestra en la Ecuación 5.3, con lo que se puede determinar la frecuencia de natural del sistema (Ecuación 5.4). De manera similar, la Ecuación 5.5 describe el movimiento del sistema representado en la Figura 5.1b, cuya frecuencia natural se determina en la Ecuación 5.6. Es importante destacar que, para ambos casos, no se consideró la energía potencial gravitatoria, ya que el cambio es despreciable, y se asumió un desplazamiento angular pequeño.

$$E_{total} = T + V_{resorte} = \frac{1}{2} \left(I + m \left(\frac{L_2}{2} \right)^2 \dot{\phi}^2 \right) + \frac{1}{2} k_2 L_2^2 \phi^2 \quad (5.2)$$

$$\left(I + m_2 \left(\frac{L_2}{2} \right)^2 \right) \ddot{\phi} + k_2 L_2^2 \phi = 0 \quad (5.3)$$

$$\omega_{n.S2}^2 = \frac{k_2 L^2}{I + m_2 \left(\frac{L}{2} \right)^2} = \frac{k_2 L^2}{\frac{m_2 L^2}{3}} = \frac{3k_2}{m_2} = 2\pi f_1 \quad (5.4)$$

$$m_3 \ddot{x} + k_3 x = 0 \quad (5.5)$$

$$\omega_{n.S3}^2 = \frac{k_3}{m_3} = 2\pi f_2 \quad (5.6)$$

5.3 Análisis el conjunto mano - absorbedor

En la Figura 5.2 se tiene el diagrama de fuerzas bajo condición de equilibrio estático para el Sólido Rígido 1. El diagrama del lado izquierdo presenta la variable $L_{cm.total}$, que representa la distancia del centro de masa total del conjunto de los tres Sólidos Rígidos (S_1 , S_2 y S_3). A esta distancia se aplica del peso total W_{total} . El diagrama de la derecha de la Figura 5.4 tiene la variable T_{max} , la cual representa el torque máximo que se puede ejercer en la mano de la persona. En consecuencia, ambos diagramas en estado estático son equivalentes.

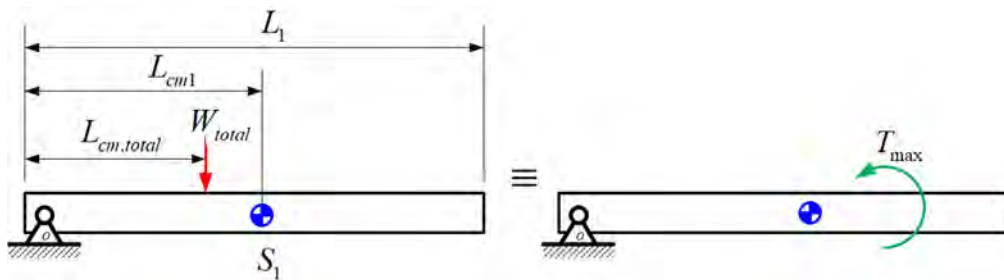


Figura 5.2: Diagrama de fuerzas estático del Sólido Rígido 1

La Ecuación 5.7 establece la posición del centro de masa del sistema mano-absorbedor, mientras que la Ecuación 5.8 la masa total (m_{total}) del conjunto. Similarmente, la Ecuación 5.9 representa el torque ejercido por el peso total del sistema. Este tiene que ser menor al T_{max} (Ecuación 5.10) para asegurar la comodidad del usuario. Además, se asume que la longitud de la barra S_2 tiene que ser menor a la distancia del centro de masa S_1 (L_{cm1}). De esta forma, si L_{cm1} varía, la longitud de la barra también lo hará. Por último, se tiene que la masa del absorbedor (m_{abs}) tiene que ser menor a 0.5 kg como primera estimación.

$$L_{cm.total} = \frac{m_1 L_{cm1} + m_2 L_{cm2} + m_3 L_{cm3}}{m_{total}} = \frac{m_1 L_{cm1} + (m_2 + m_3)(L_{abs} + L_2/2)}{m_{total}} \quad (5.7)$$

$$m_{total} = m_2 + m_3 + m_1 \quad (5.8)$$

$$T_{w_{total}} = L_{cm.total} W_{total} = L_{cm.total} (m_{total} g) \quad (5.9)$$

$$T_{w_{total}} \leq T_{max} \quad (5.10)$$

$$L_2 \leq L_{CM1} \quad (5.11)$$

$$m_2 + m_3 = m_{abs} \leq 0.5 kg \quad (5.12)$$

A continuación, en la Tabla 5.1 se presenta un resumen de las variables biomecánicas presentadas en el Capítulo 2. Por último, en la Tabla 5.2 se muestra el resultado de los cálculos usando las Ecuaciones 5.7 a 5.12 para obtener las variables iniciales del absorbedor.

Tabla 5.1: Variables biomecánicas iniciales

Nombre	Variable	Valor
Amplitud de TP	T_1	0.85 Nm
Torque máximo en la mano de paciente	T_{max}	2 Nm
Frecuencia de TP en reposo	f_{T1}	4.5 Hz
Frecuencia de TP en postural	f_{T2}	5.5 Hz
Inercia respecto a la muñeca de la mano (pivote)	I_1	0.005887 kg.m ²
Rigidez de la muñeca	k_1	1.42 Nm/rad
Amortiguamiento de la muñeca	b_1	0.03 Nm.s/rad
Distancia al centro de masa de la mano desde la muñeca	L_{cm1}	0.1586 m
Masa de la mano	m_1	0.5255 kg

Tabla 5.2: Variables del absorbedor

Nombre	Variable	Valor
Masa de la barra del absorbedor	m_2	0.3338 kg
Masa de bloque del absorbedor	m_3	0.1667 kg
Masa total del absorbedor	$m_{absorbor}$	0.5 kg
Rigidez de resorte 2	k_2	130.1 N/m
Rigidez total de resortes 2 y 3	k_{23}	130.1 N/m
Longitud de la barra del absorbedor	L_2	0.08721 m

A continuación, en la Figura 5.3 se presentan las simulaciones de los tres sistemas por separado: la mano (S1), la barra pilotada con resorte (S2) y el bloque con resorte (S3). De esta manera se puede encontrar mediante el análisis de Fourier la frecuencia natural de estos tres sistemas independientes. La Figura 5.3 confirma que los dos subsistemas se sintonizaron aproximadamente a las frecuencias de 4.45 Hz y 5.45 Hz, ya que los picos de amplitud en la gráfica se encuentran en esas frecuencias.

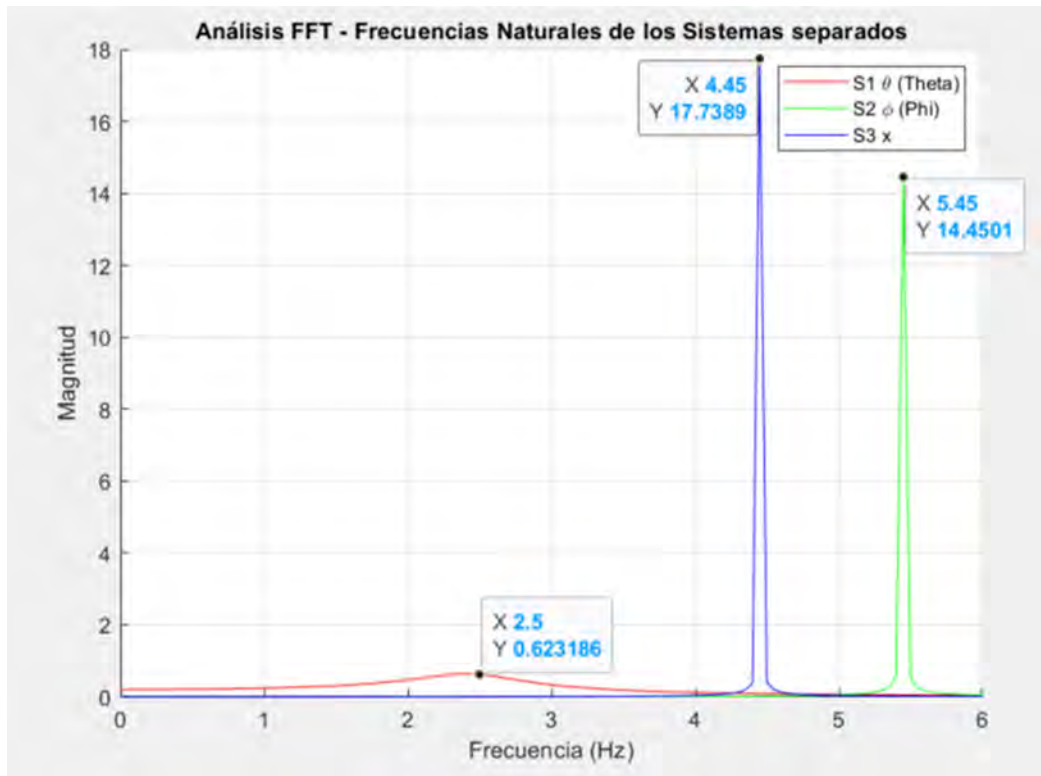


Figura 5.3: Análisis FFT de los 3 sistemas independientes

5.4 Modelación y simulación del absorbedor

En la Figura 5.4 se puede observar en detalle el dispositivo absorbedor de 2 GDL propuesto. Este cuenta con una barra, de masa m_2 , con dos apoyos, uno de tipo pivote al lado izquierdo de 1 GDL, y en el segundo se tiene un pin con una corredera al lado derecho. Luego, se tiene un bloque de masa m_3 interceptado por la barra m_2 , que tiene un grado de libertad para poder deslizarse libremente. Además, este bloque está sujeto a ambos extremos de la barra por resortes de rigidez $k_{3,1}$ y $k_{3,2}$. En la esquina derecha inferior se tiene el resorte con rigidez k_2 que está unido mediante un pin a la barra.

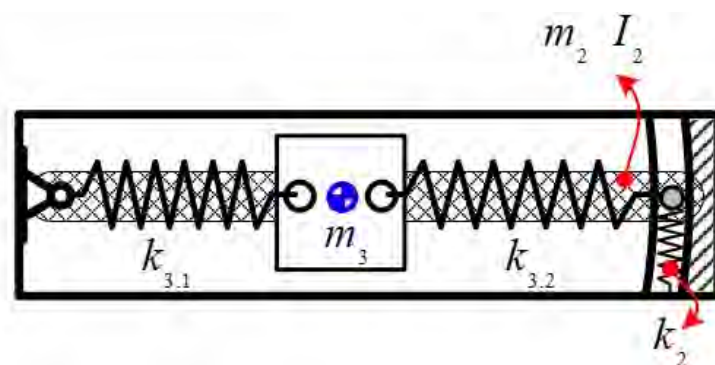


Figura 5.4: Esquema conceptual de absorbedor de 2 grados de libertad

A continuación, en la Figura 5.5, se presenta un esquema cinemático equivalente al absorbedor mostrado en la Figura 5.1. Los cuerpos rígidos del sistema son la barra S_2 y el bloque S_3 . La variable asignada al sólido S_3 es x , que representa la distancia $x' + x_0$ respecto al origen O , donde x_0 es la longitud del resorte en su estado sin deformación. Por otro lado, la coordenada asignada al sólido S_2 es φ .

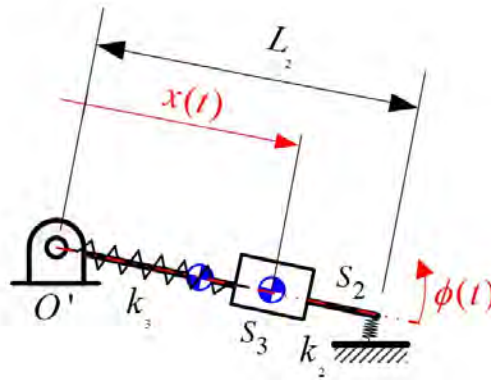


Figura 5.5: Modelo cinemático del absorbedor de 2 GdL

Cabe destacar que cada sistema se encuentra en reposo, con desplazamientos estáticos δr y $\delta \theta$ debidos a su propio peso. Sin embargo, estos desplazamientos no serán graficados. Además, los resortes en serie $k_{3,1}$ y $k_{3,2}$ de la Figura 5.4 han sido reemplazados por un resorte equivalente k_3 , mientras que el resorte k_2 permanece inalterado. Finalmente, las últimas constantes mencionadas en la Figura 5.2 son la longitud de la barra L_2 y la distancia al centro de masa de la barra x_{CM_2} igual a $\frac{L_2}{2}$.

Con el fin de obtener las frecuencias naturales de oscilación del absorbedor, se obtendrán las ecuaciones de movimiento. Se usarán coordenadas complejas para reducir la extensión de las ecuaciones. Primero, se plantean las expresiones cinemáticas en las Ecuaciones 5.13 a 5.16, correspondientes al centro de masa de S_2 y S_3 . Las coordenadas (r) y las velocidades (v) se expresaron en números complejos, en dónde las coordenadas tienen como referencia O' .

$$r_2 = x_{cm2} e^{i\varphi} \quad (5.13)$$

$$v_2 = i x_{cm2} \dot{\varphi} e^{i\varphi} \quad (5.14)$$

$$\mathbf{r}_3 = (x_o + x)e^{i\varphi} \quad (5.15)$$

$$\mathbf{v}_3 = i(x_o + x)\dot{\varphi}e^{i\varphi} + \dot{x}e^{i\varphi} \quad (5.16)$$

A continuación, se calcula el módulo al cuadrado de las velocidades para ambos centros de masa (Ecuaciones 5.17 a 5.18). La energía cinética y potencial del absorbedor (T_{abs} y U_{abs}) están dadas por la Ecuación 5.19 y 5.20 respectivamente, mientras que la Ecuación 5.21 representa el Lagrangiano del sistema.

$$\|\mathbf{v}_2\|^2 = |x_{cm2}\dot{\varphi}|^2 \quad (5.17)$$

$$\|\mathbf{v}_3\|^2 = |(x_o + x)\dot{\varphi}|^2 + |\dot{x}|^2 \quad (5.18)$$

$$\begin{aligned} T_{abs} &= \frac{1}{2}m_2\|\mathbf{v}_2\|^2 + \frac{1}{2}I_2\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}m_3\|\mathbf{v}_3\|^2 \\ &= \frac{1}{2}m_2|x_{cm2}\dot{\varphi}|^2 + \frac{1}{2}I_2\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}m_3(|(x_o + x)\dot{\varphi}|^2 + |\dot{x}|^2) \\ &= \frac{1}{2}I_2\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}m_2x_{cm2}^2\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}m_3(\dot{x}^2 + (x_o + x)^2\dot{\varphi}^2) \end{aligned} \quad (5.19)$$

$$U_{abs} = \frac{1}{2}k_{23}x^2 + \frac{1}{2}k_4(L_2\varphi)^2 \quad (5.20)$$

$$\begin{aligned} L = T - U = L &= \frac{1}{2}I_2\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}m_2x_{cm2}^2\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}m_3(\dot{x}^2 + (x_o + x)^2\dot{\varphi}^2) - \frac{1}{2}k_{23}x^2 \\ &\quad - \frac{1}{2}k_4(L_2\varphi)^2 \end{aligned} \quad (5.21)$$

Seguidamente, se expresa la Ecuación 5.22, la cual representa la ecuación de la Lagrange para la coordenada φ para luego obtener las Ecuaciones 5.23 a 5.25. Finalmente, se rempazan las Ecuaciones 5.23 a 5.25 en la Ecuación 5.22, y se obtiene la Ecuación 5.26.

$$\frac{\partial}{\partial t}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\varphi}}\right) - \frac{\partial L}{\partial \varphi} = 0 \quad (5.22)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\varphi}} = I_2\dot{\varphi} + m_2x_{cm2}^2\dot{\varphi} + m_3(x_o + x)^2\dot{\varphi} \quad (5.23)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\phi}} \right) = m_3(x_0 + x)^2 \ddot{\phi} + 2m_3(x_0 + x) \dot{x} \dot{\phi} + m_2 x_{cm2}^2 \ddot{\phi} + I_2 \ddot{\phi} \quad (5.24)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \phi} = -k_2 L_2^2 \phi \quad (5.25)$$

$$I_2 \ddot{\phi} + m_3(x_0 + x)^2 \ddot{\phi} + 2m_3(x_0 + x) \dot{x} \dot{\phi} + m_2 x_{cm2}^2 \ddot{\phi} + k_2 L_2^2 \phi = 0 \quad (5.26)$$

El mismo procedimiento se repite con la coordenada x y, utilizando las Ecuaciones 5.27 a 5.30, se obtiene la ley de movimiento del sólido rígido 3 en la Ecuación 5.31

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{x}} \right) - \frac{\partial L}{\partial x} = 0 \quad (5.27)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{x}} = m_3 \dot{x} \quad (5.28)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{x}} \right) = m_3 \ddot{x} \quad (5.29)$$

$$\frac{\partial L}{\partial x} = m_3(x_0 + x) \dot{\phi}_2 - k_3 x \quad (5.30)$$

$$m_3 \ddot{x} + k_3 x = m_3(x_0 + x) \dot{\phi}_2 \quad (5.31)$$

Una vez determinadas las ecuaciones de movimiento, se procede a simularlas en Matlab para obtener los desplazamientos de x y ϕ . En la Figura 5.6 se muestra la FFT del absorbedor con los dos subsistemas acoplados, donde se observan dos picos significativos. Estos picos representan las frecuencias naturales a las que fueron sintonizadas la barra S2 y la masa S3 anteriormente. El primer pico corresponde a la frecuencia de 4.1 Hz y el segundo a la frecuencia de 4.6 Hz.

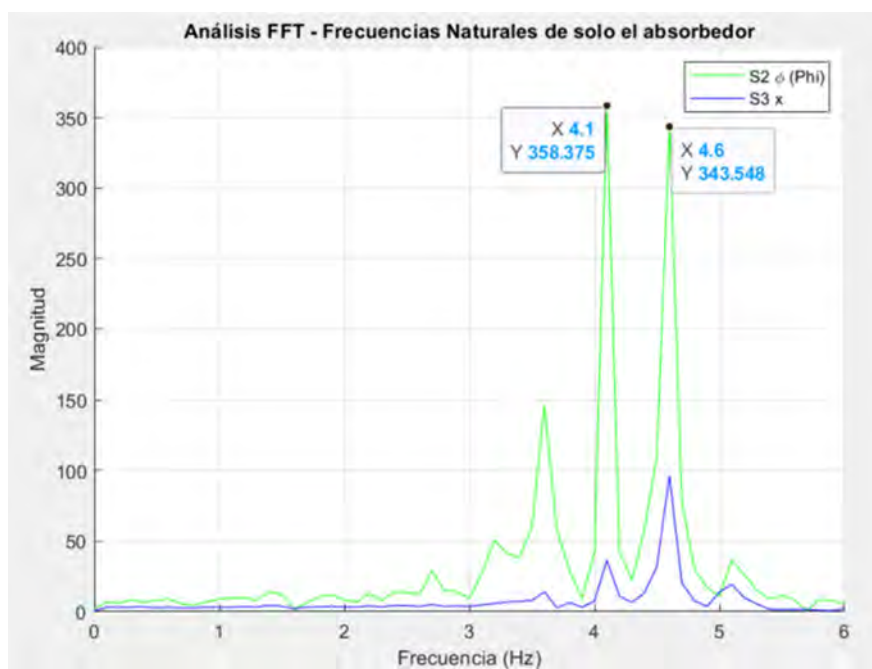
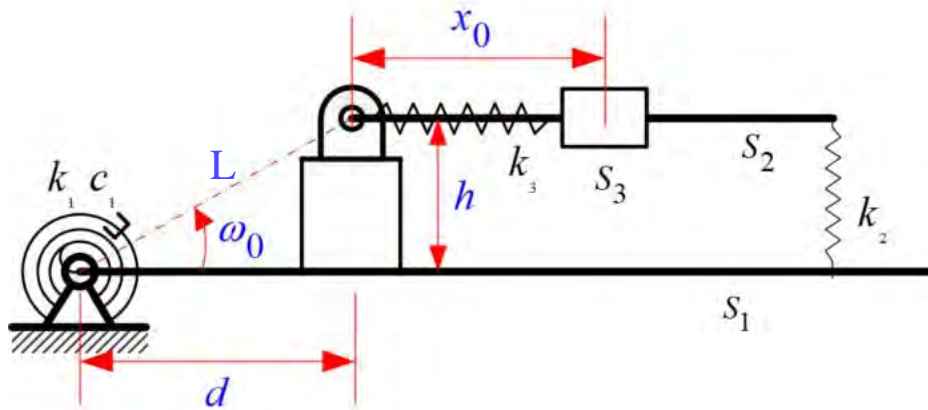


Figura 5.6: Análisis FFT del absorbedor

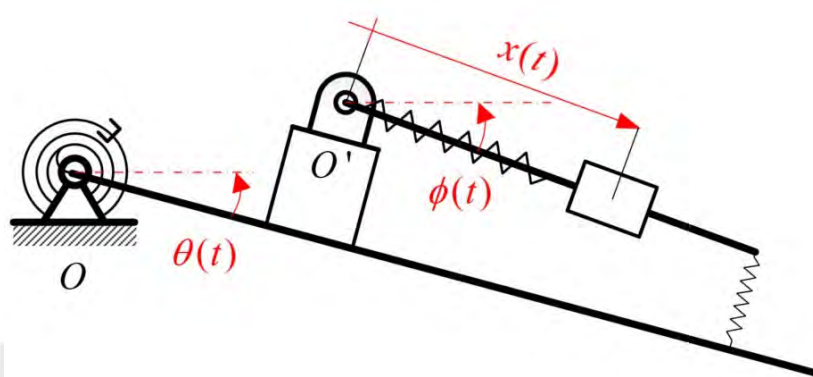
Es importante destacar el cambio en las frecuencias sintonizadas: la primera frecuencia pasó de 4.45 Hz a 4.1 Hz, y la segunda frecuencia pasó de 5.45 Hz a 4.6 Hz. Esto se debe a que, al simular el sistema completo, la adición de masa y rigidez afectó a ambos subsistemas, resultando en dos frecuencias sintonizadas diferentes a las propuestas inicialmente. Como estas frecuencias se mantiene dentro de la banda de los temblores de Parkinson (3 a 6 Hz), se seguirá tomando en cuenta esta observación al simular el sistema completo del absorbedor y la mano.

5.5 Modelación y simulación del sistema mano-absorbedor

A continuación, se describe el sistema completo del absorbedor acoplado a la mano. En la Figura 5.7a se muestran los parámetros constantes del sistema, incluyendo las constantes de rigidez y amortiguamiento. Similarmente, en la Figura 5.7b se ilustra el comportamiento del sistema en movimiento, donde se observan las variables generalizadas x , Φ y θ .



(a) Sistema en posición inicial



(b) Sistema en movimiento

Figura 5.7: Sistemas acoplados absorbedor y mano

Entonces, con la Figura 5.7 se deducen las ecuaciones de movimiento. Primero, se parte de las posiciones de los centros de masa de S1, S2 y la posición del bloque S3. Consecutivamente, se derivan las velocidades correspondientes. Este procedimiento se presenta desde la Ecuación 5.32 hasta la Ecuación 5.37. Cabe destacar que los vectores de posición están referidos respecto al punto O.

$$\mathbf{r}_1 = x_{cm1} e^{i\theta} \quad (5.32)$$

$$\mathbf{v}_1 = i x_{cm2} \dot{\theta} e^{i\theta} \quad (5.33)$$

$$\mathbf{r}_2 = L e^{i(\theta + \omega_0)} + x_{cm2} e^{i\varphi} \quad (5.34)$$

$$\mathbf{v}_3 = i L \dot{\theta} e^{i(\theta + \omega_0)} + i x_{cm2} \dot{\varphi} e^{i\varphi} \quad (5.35)$$

$$\mathbf{r}_3 = L e^{i(\theta+\omega_0)} + (x_0 + x) e^{i\varphi} \quad (5.36)$$

$$\mathbf{v}_3 = iL\dot{\theta} e^{i(\theta+\omega_0)} + e^{i\varphi} (\dot{x} + i(x_0 + x)\dot{\varphi}) \quad (5.37)$$

Remplazando la expresión $e^{i\alpha} = \cos \alpha + i \sin \alpha$ en las expresiones de velocidad, se procede a obtener los módulos de las velocidades mediante la siguiente relación $|v| = \sqrt{(v_{real})^2 + (v_{imag})^2}$. De esta manera, se obtuvo los módulos de las velocidades según las Ecuaciones 5.38 a 5.40.

$$|v_1|^2 = (x_{cm1}\dot{\theta})^2 \quad (5.38)$$

$$|v_2|^2 = (-L \sin \omega_0 \dot{\theta})^2 + (L \cos \omega_0 \dot{\theta} + x_{cm2}\dot{\varphi})^2 \quad (5.39)$$

$$|v_3|^2 = (-L \sin \omega_0 \dot{\theta} + \dot{x})^2 + (L \cos \omega_0 \dot{\theta} + (x_0 + x)\dot{\varphi})^2 \quad (5.40)$$

El siguiente paso es deducir las ecuaciones de movimiento para cada coordenada utilizando el método de energía y la formulación de Euler-Lagrange. Este procedimiento se encuentra detallado en el Anexo F. A continuación, se presenta un resumen de las Ecuaciones 5.41 a 5.43, que representan el sistema acoplado absorbedor-mano.

$$I_{eff}\ddot{\theta} + C_{\theta\phi}\ddot{\phi} + C_{\theta x}\ddot{x} + k_1\theta - k_2(L_2\phi - (d + L_2)\theta)(d + L_2) = M_{ext}(t) - c_1\dot{\theta} \quad (5.41)$$

$$I_\phi\ddot{\phi} + C_{\phi\theta}\ddot{\theta} + k_2x_2(x_2\phi - (d + L_2)\theta) = 0 \quad (5.42)$$

$$m_3\ddot{x} - m_3L \sin \omega_0 \ddot{\theta} + k_3x = 0 \quad (5.43)$$

Las Ecuaciones 5.44 a 5.47 presentan las inercias equivalentes y los términos de acoplamiento.

$$I_{eff} = I_{1/o} + L^2(m_2 + m_3) \quad (5.44)$$

$$I_\phi = I_2 + m_2x_{cm2}^2 \quad (5.45)$$

$$C_{\theta\phi} = -m_3L \sin \omega_0 \quad (5.46)$$

$$C_{\theta x} = L \cos \omega_0 (m_2 x_{cm2} + m_3 (x_0 + x)) \quad (5.47)$$

Finalmente, se simuló el sistema completo en Matlab, generando dos escenarios distintos: la Figura 5.8 muestra la simulación sin temblor, mientras que la Figura 5.9 muestra la simulación con el temblor del Parkinson, utilizando como entrada la suma de dos funciones seno. Ambas figuras corresponden a gráficos de la transformada rápida de Fourier (FFT).

En la Figura 5.8, se observa una gráfica de la FFT en la que se identifican las frecuencias naturales del sistema en 2.2 Hz, 4.4 Hz y 6.2 Hz. Estas frecuencias representan las características de resonancia del sistema cuando no se considera el efecto del temblor.

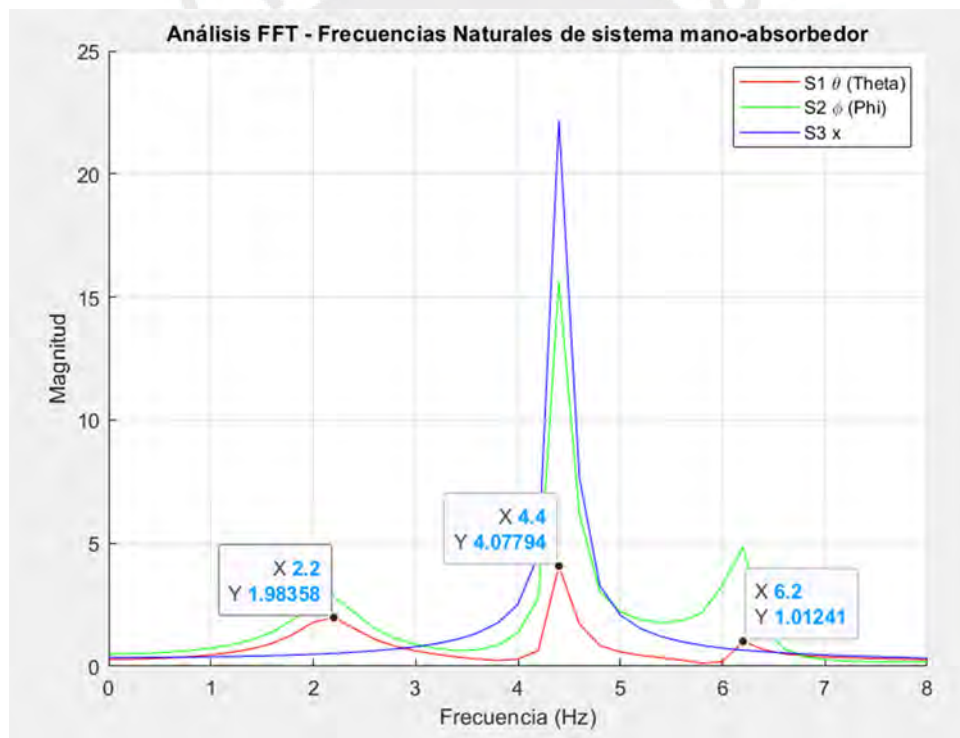


Figura 5.8: Respuesta a entrada escalón del absorbedor

Por otro lado, en la Figura 5.9 se observa la respuesta del sistema al temblor inducido, con dos funciones seno sumadas como entrada. Las frecuencias del absorbedor simulado en solitario previamente fueron 4.1 Hz y 4.6 Hz, como se determinó en la Sección 5.4. Al comparar con las frecuencias originales, se puede notar un cambio debido a la interacción del sistema completo: la primera frecuencia pasó de 4.1 Hz a 4.5 Hz, mientras que la

segunda pasó de 4.6 Hz a 5.5 Hz. Este cambio se debe a la adición de masa y rigidez, que afectó las características dinámicas de los subsistemas, resultando en nuevas frecuencias sintonizadas.

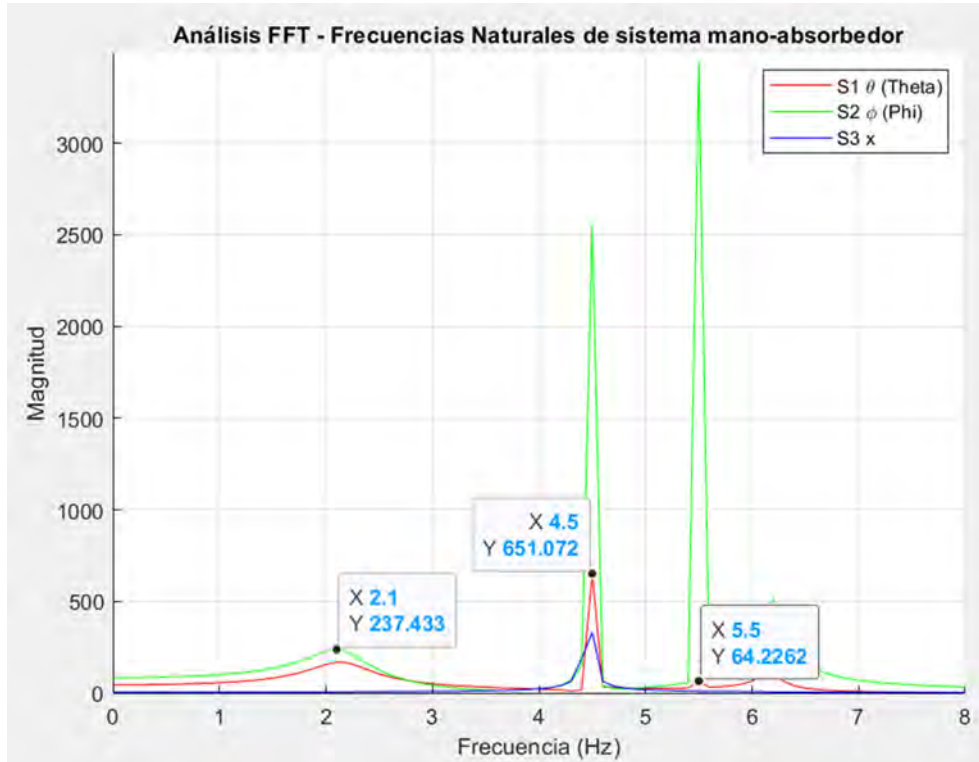


Figura 5.9: Respuesta a entrada escalón del absorbedor

En la Figura 5.10 se presenta la gráfica de la posición angular de la mano en función del tiempo, considerando el temblor del Parkinson como entrada. Se puede observar una reducción de entre un 64% a 68% significativo en la amplitud del movimiento. Además, se observa que la respuesta oscilatoria es más suave y estable gracias al efecto del absorbedor. Este resultado demuestra la efectividad del absorbedor para reducir las oscilaciones y proporcionar un movimiento más controlado.

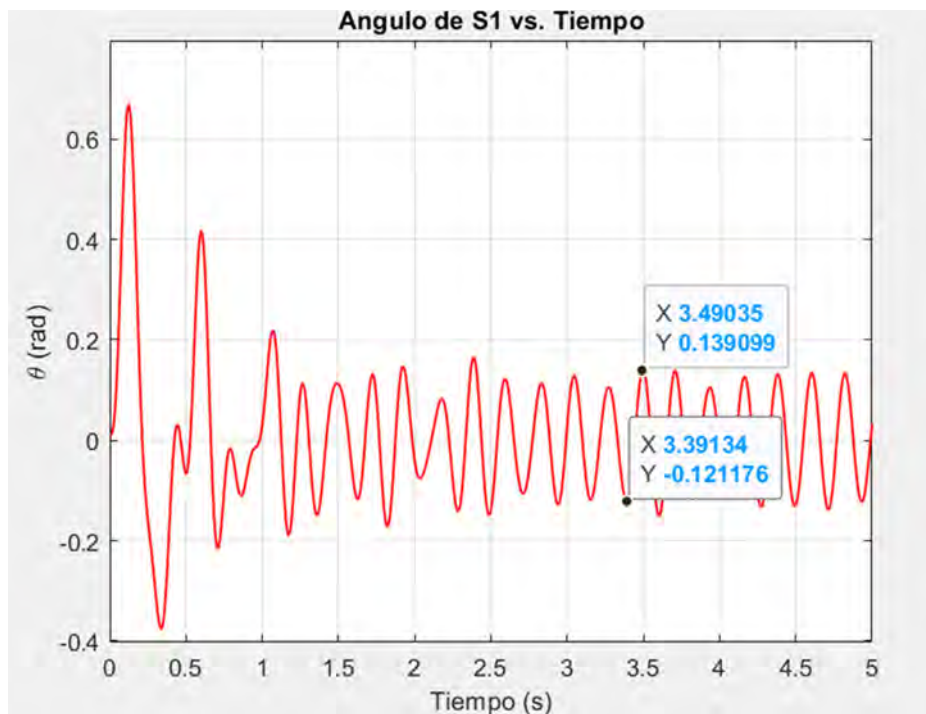


Figura 5.10: Respuesta a entrada escalón del absorbedor

En síntesis, la simulación del planteamiento teórico demuestra que el absorbedor funciona de manera efectiva, logrando absorber los temblores del Parkinson que se encuentran en el rango de 4.5 a 5.5 Hz. Esto permite una reducción significativa de las oscilaciones, mejorando la estabilidad del sistema y mostrando el potencial del absorbedor propuesto como una herramienta útil para mitigar los efectos del temblor en pacientes con Parkinson.

CAPÍTULO 6

DISEÑO MECÁNICO Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En este capítulo se aborda el diseño mecánico y la estimación de costos del dispositivo ortésico, presentando los componentes, materiales y su integración simulada en un paciente. Se detallará cada elemento del sistema y se ilustrará su incorporación práctica, acompañado de un compendio de planos detallados de despiece y ensamblaje del dispositivo. Además, se realizará una evaluación exhaustiva de los costos asociados al diseño implementado, incluyendo los costos de los componentes individuales, los procesos de fabricación, y la mano de obra requerida para su ensamblaje y funcionamiento efectivo.

6.1 Sujeción de la carcasa al brazo del paciente

La función primordial del elemento de sujeción consiste en mantener firmemente el mecanismo amortiguador sobre la parte dorsal de la mano del paciente. Es imperativo que este componente ofrezca al paciente la posibilidad de realizar ajustes de manera sencilla y se adapte adecuadamente al tamaño de su mano.

El sistema de fijación de la carcasa a la mano del paciente se realizará mediante velcro adhesivo. De este modo, un lado de la carcasa se unirá con pegamento a una sección de velcro, mientras que otra sección de velcro ajustable se colocará alrededor de la mano y la muñeca del paciente. Este método facilitará al paciente la colocación y el ajuste de la carcasa, ya que el sistema de velcro (Figura 6.1) permite una manipulación sencilla para colocar o retirar la órtesis según sea necesario.



Figura 6.1: Cinta de velcro

Con el propósito de reducir los costos de fabricación del dispositivo ortésico, se plantea la utilización de un producto ya existente en el mercado. Por lo tanto, se hizo un análisis exhaustivo de los principales productos tipo muñequera disponibles localmente o que pudieran importarse fácilmente. De este estudio se concluyó que la opción más viable es una muñequera para el túnel carpiano, la cual se ilustra en la Figura 6.2.



(a) Vistas frontal y posterior de la muñequera
(Costo: 15 USD)⁹

(b) Medidas principales de la muñequera⁹

Figura 6.2: Muñequera

En la Figura 6.3, se muestra una muñequera diseñada mediante impresión 3D, creada por la inteligencia artificial DALL-E. Este enfoque subraya la capacidad de la tecnología para generar soluciones personalizadas a desafíos específicos, como el diseño de dispositivos ortopédicos complejos. La selección del material, el filamento flexible TPU95A, se justifica porque sus propiedades cumplen con los requisitos exigidos para el dispositivo.

⁹ <https://es.aliexpress.com/item/1005005858011722.html?channel=twiner>

Este material se escogió debido a su flexibilidad, durabilidad y confort para el usuario, características esenciales para una órtesis destinada a pacientes con Parkinson. La impresión 3D se identifica como la técnica de fabricación más adecuada, dada su capacidad para manejar diseños complejos y ofrecer personalización en el producto final.

Para comprender las ventajas se utilizar una muñequera ergonómica, se realizó una evaluación detallada de las ventajas que ofrece el uso de este tipo de material para pacientes con Parkinson. La Tabla 6.1 resume los beneficios específicos del dispositivo.



(a) Vista de palma de muñequera

(b) Vista de frontal de muñequera

Figura 6.3: Muñequera fabricada por impresión 3D generada por la DALL-E¹⁰

Tabla 6.1: Ventajas de una muñequera ergonómica

Característica	Descripción
Ajuste Natural	La órtesis está diseñada para imitar la curvatura natural de la mano y la muñeca, lo que asegura un ajuste cómodo y evita cualquier restricción indebida del movimiento.
Permite Movimiento	A pesar de proporcionar soporte, la órtesis permite un rango de movimiento suficiente, crucial para la realización de actividades diarias sin molestias.
Material y Construcción:	El material parece ser firme pero flexible, lo que sugiere que puede ofrecer soporte sin ser rígido. Esto es importante para mantener la funcionalidad de la mano mientras se controlan los temblores o la rigidez asociados con el Parkinson.
Diseño Estético y Funcional	El dispositivo combina funcionalidad con un diseño estético agradable, lo que puede aumentar la aceptación por parte del paciente.

Por último, se señala que la muñequera añadirá una rigidez adicional al sistema mano muñeca del paciente. Esto afectará directamente a la amplitud desde temblor lo cual no se tomará en consideración en este modelo inicial.

¹⁰ <https://openai.com/dall-e-2>

6.2 Diseño de la carcasa de protección

La función esencial de la carcasa del sistema es salvaguardar los componentes internos, previniendo tanto su deterioro como cualquier daño potencial al paciente. La fabricación de estos componentes se llevará a cabo mediante técnicas de impresión 3D. Para crear un protector que pueda ensamblarse y desmontarse fácilmente, la carcasa se divide en tres partes principales: la carcasa base, la cubierta posterior y la superior. En las siguientes secciones se detallarán los componentes diseñados. Los planos detallados de estos componentes están disponibles en el Anexo F.

6.2.1 Carcasa base

A continuación, se presenta la carcasa base (Figura 6.4), cuya función principal es asegurar el encaje correcto de todos los componentes del sistema. Como se ilustra en la Figura 6.4, esta carcasa base constituye el punto inicial sobre el cual se ensamblarán los demás componentes, garantizando así una integración adecuada y eficiente de todo el sistema.

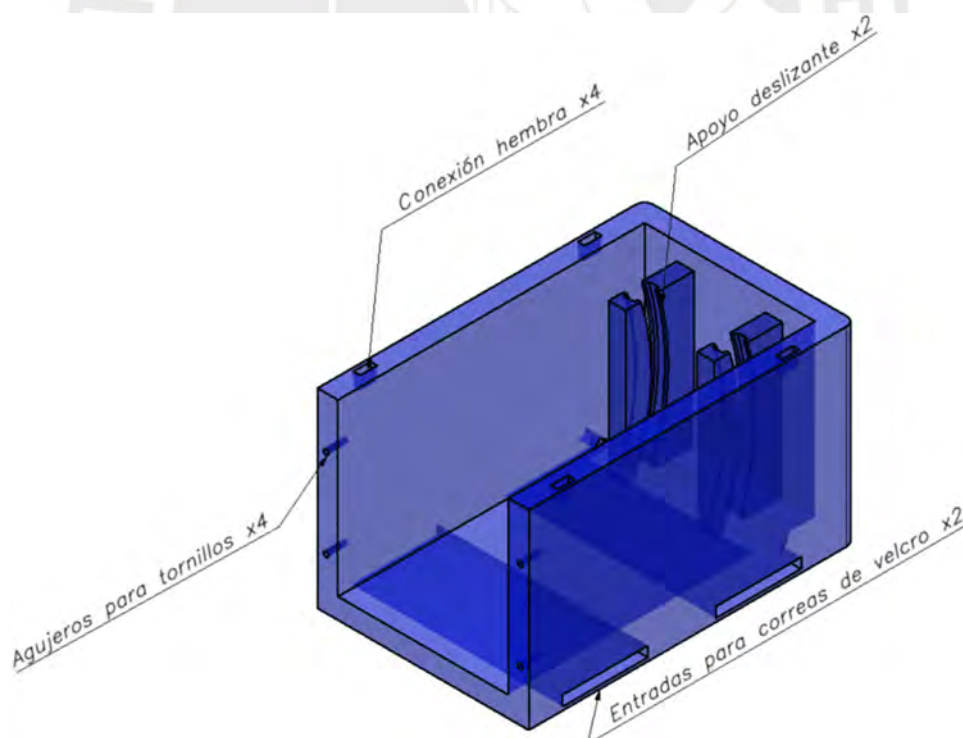


Figura 6.4: Carcasa base

6.2.2 Cubierta posterior

A continuación, se presenta la cubierta posterior (Figura 6.5). En este componente se encuentran los soportes para la barra de sujeción. Este se ensambla con la carcasa de protección mediante una unión atornillada.

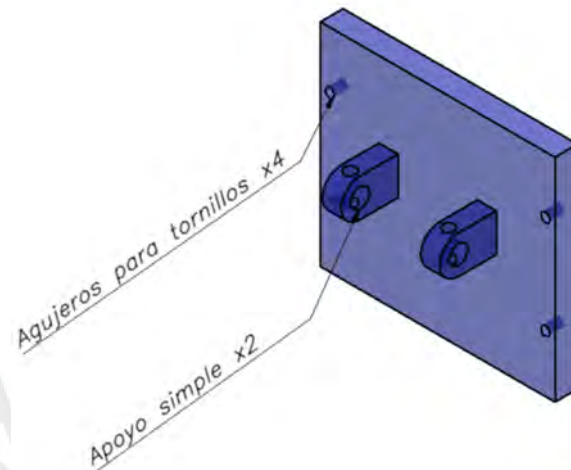


Figura 6.5: Cubierta posterior

6.2.3 Carcasa superior

Este componente, mostrado en la Figura 6.6, cuenta con un encaje para las uniones a presión que se conectarán a la carcasa de protección.

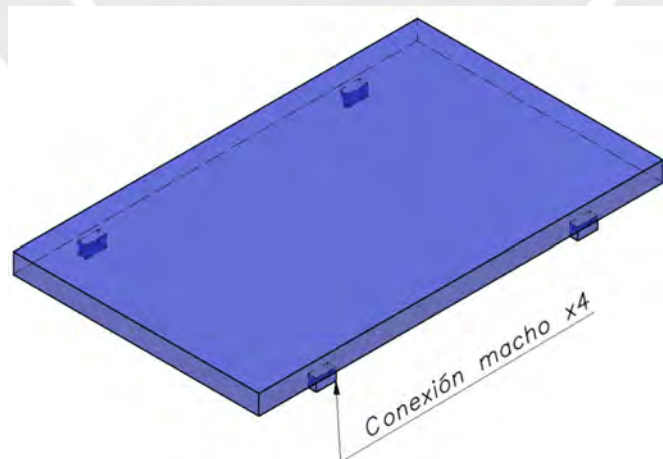


Figura 6.6: Tapa superior

6.2.4 Ensamble de la carcasa y componentes

Como se mencionó anteriormente, el ensamblaje de los componentes se realiza a través de cuatro uniones atornilladas, que conectan la carcasa principal con la cubierta posterior. En esta unión no es necesario utilizar tuercas, ya que, una vez fabricados los componentes, se procederá a la creación de roscas en los orificios de la carcasa base empleando un macho de roscar. Además, se han definido las dimensiones de manera que sean compatibles con un tornillo M3x8mm. Por otro lado, para evitar el uso de componentes metálicos, se ha optado por un tornillo fabricado en nylon.

En la Figura 6.7 se muestra una representación tridimensional del ensamble del dispositivo.

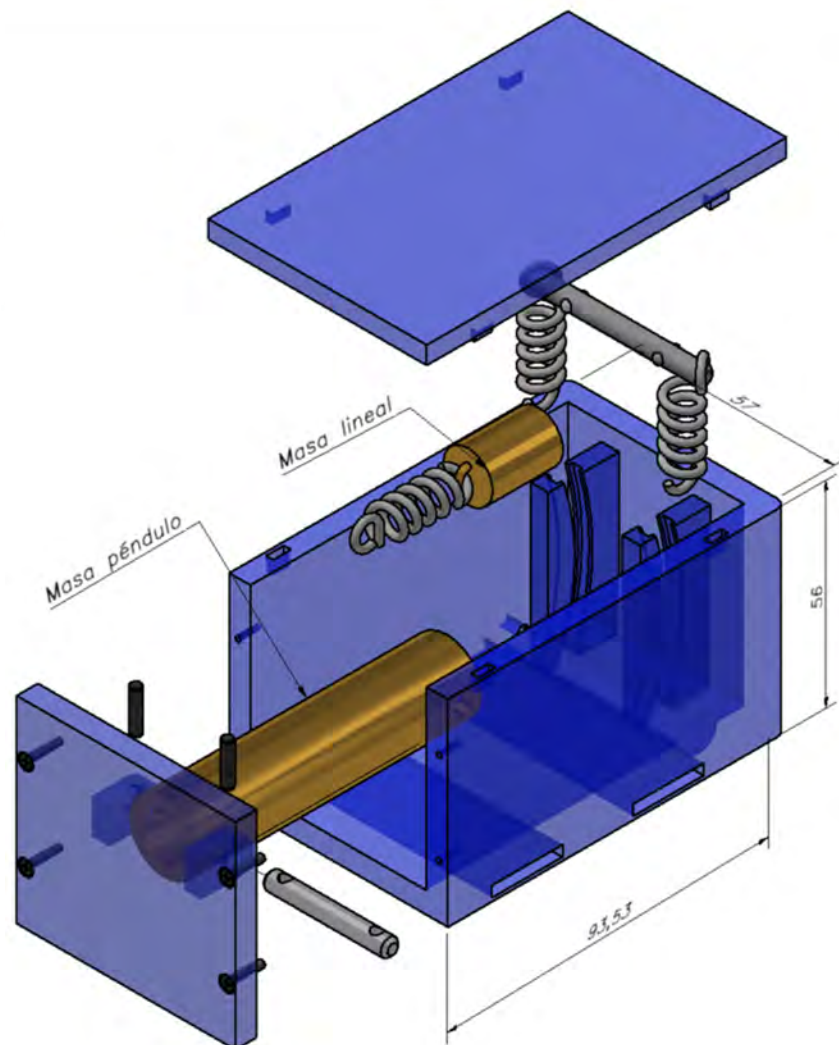


Figura 6.7: Vista en explosión de ensamble

6.3 Integración completa del sistema con la mano

El mecanismo amortiguador junto con la carcasa de componentes se fija a la mano del paciente utilizando la muñequera y el sistema de ajuste por correas elásticas y sujeción de velcro, respectivamente. A continuación, se explican los pasos que el paciente debe seguir para utilizar el dispositivo:

1. El paciente se pondrá la muñequera en la mano donde se disminuir el temblor muscular (Figura 6.8a).
2. Luego, se asegura que el dispositivo tenga las correas elásticas puestas y desajustadas (Figura 6.8b).
3. A continuación, el paciente pondrá el dispositivo sobre la muñequera para que las piezas de velcro se fijen.
4. Una vez adheridas la muñequera con el dispositivo, el paciente ajustará las correas alrededor de su mano según su preferencia y comodidad.

Como resultado, el velcro se fijará en la parte inferior del dispositivo para permitir su sujeción a la muñequera. Adicionalmente, el paciente contará con dos correas de velcro para ajustar el dispositivo a su mano.

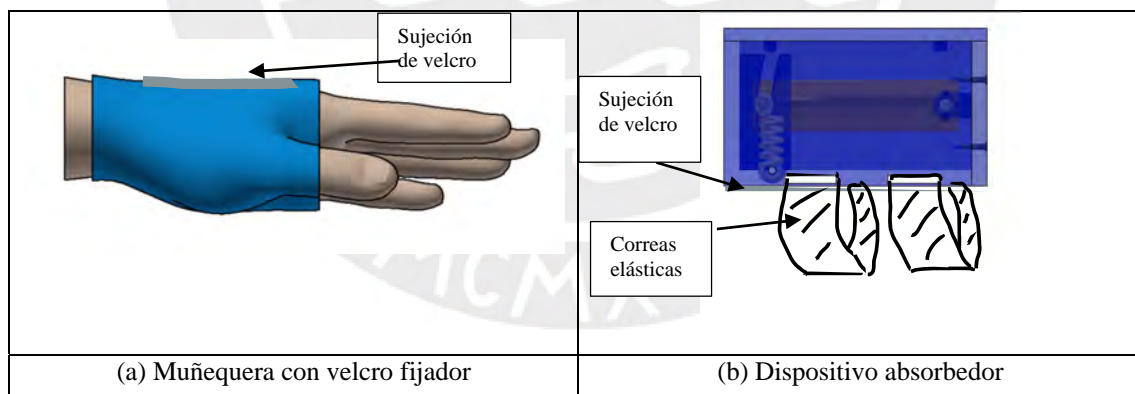


Figura 6.8: Partes de prototipo ortesis

En la Figura 6.9 se muestran vistas representativas de una mano utilizando el sistema mitigador de temblores. Cabe destacar que, aunque la carcasa del dispositivo no es transparente, se ha optado por representarla así en las imágenes para identificar la disposición de las piezas internas.

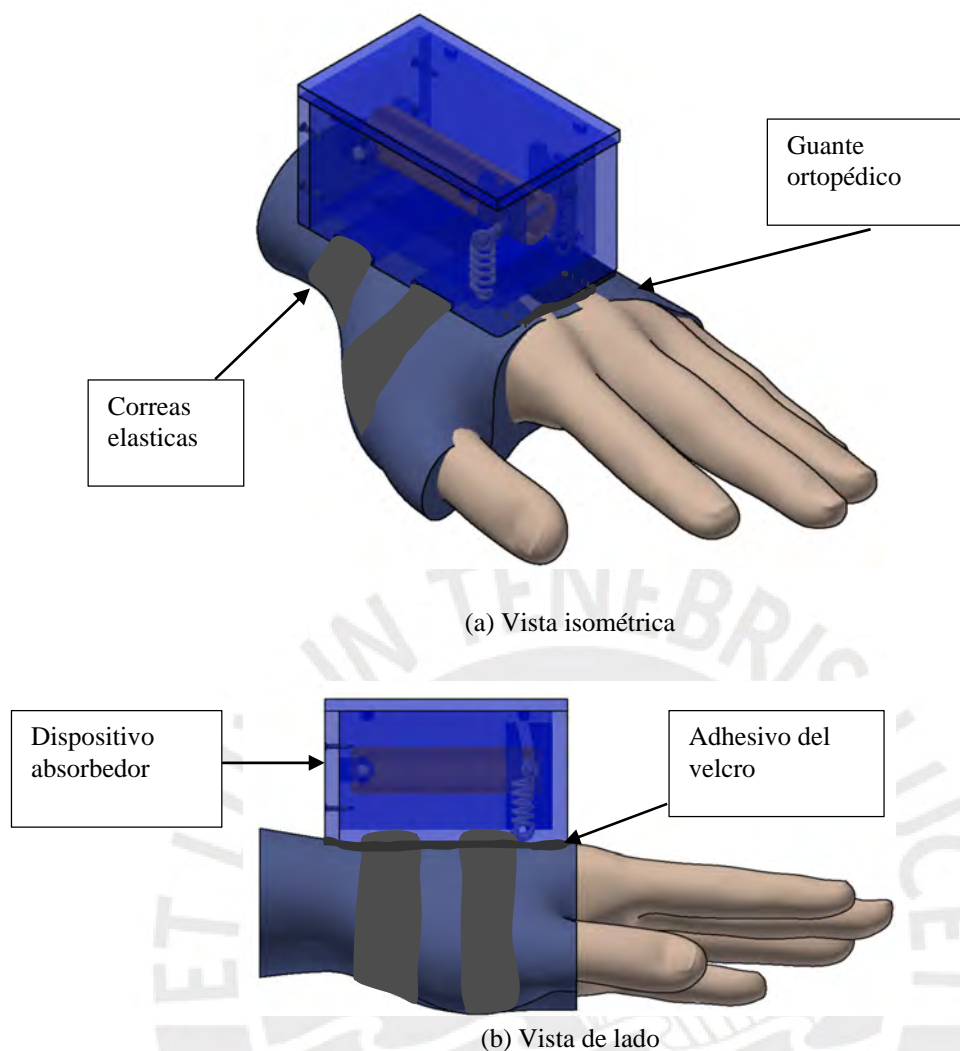


Figura 6.9: Modelo de mano absorbedor

Finalmente, una vez que el absorbedor se haya colocado sobre la parte dorsal de la mano del paciente, este podrá utilizarlo para llevar a cabo actividades tales como escribir o agarrar objetos. Se activará automáticamente ante cualquier temblor, proporcionando estabilidad. Además, esta primera versión del dispositivo pesa 0.5 kg, con unas dimensiones globales de 61 x 96 x 102 mm. Es importante destacar que este producto ha sido diseñado siguiendo los estándares de la norma DIN 33402, con el objetivo de garantizar la ergonomía y el confort del paciente al usarlo. No obstante, será necesario evaluar la comodidad del paciente a través de pruebas con un prototipo, así como la optimización del diseño para reducir el tamaño y peso.

6.4 Planos

El diseño, tanto del dispositivo amortiguador como de la carcasa de componentes, incluye planos detallados de despiece y ensamble. Estos planos, que se muestran en el Anexo F, proporcionarán información sobre las dimensiones de cada pieza y la forma en que se acoplarán entre sí durante el proceso de ensamblaje. En la Tabla 6.2 se muestra la relación de estos planos, su nombre correspondiente y su código de identificación, el cual hace referencia al número de plano, tamaño de hoja y la letra E si es ensamble o D si es despiece.

Tabla 6.2: Relación de planos de despiece y ensamble

Número	Nombre	Código de identificación
1	Absorbedor tipo ortesis para temblores de Parkinson	01-A3-E01
2	Barra hueca	02-A3-D01
3	Pin deslizante 1 y 2 - eje 5dx49mm - eje 5dx35mm - pin de sujeción	03-A3-D02
4	Masa deslizante	04-A3-D03
5	Tapa superior	05-A3-D04
6	Carcasa protectora	06-A2-D05
7	Tapa posterior	07-A3-D06

6.5 Estimación de costos

La estimación de costos para la implementación del dispositivo diseñado será realizada tomando en consideración el costo de diseño, el costo de componentes comerciales, el costo de fabricación y el costo de ensamble.

6.5.1 Costo de diseño

El costo de diseño del dispositivo se estima considerando el tiempo invertido en el desarrollo del mecanismo, desde su etapa inicial de conceptualización hasta la finalización del diseño. Para el dispositivo en cuestión, se estimaron 400 horas de diseño. Este cálculo se basa en el salario de un practicante en la PUCP, que es de S/ 1100 soles por 120 horas de trabajo al mes, resultando en un costo por hora de S/9.16 soles. Así, con este costo por hora y el total de horas trabajadas, se establece que el costo global del diseño es de S/3664 soles.

Adicionalmente, se debe considerar el costo de supervisión del diseño, el cual implica la revisión y aprobación por parte de un profesional experimentado. Estimando un total de 40

horas de supervisión a un costo de S/120 soles por hora, el costo de supervisión sería de S/800 soles. A continuación, se presenta la Tabla 6.3 resumen de los costos asociados al diseño y supervisión del dispositivo:

Tabla 6.3: Costo de diseño

Concepto	Horas	Costo por Hora (S/)	Costo Total (S/)
Diseño (Practicante PUCP)	400	9.16	3,664.00
Supervisión (Profesional)	40	120.00	4,800.00
Total	440	-	8,464.00

6.5.2 Costo de componentes

El costo de los componentes en la Tabla 6.4 se refiere al total acumulado de los costos de todos los elementos empleados en la fabricación del dispositivo amortiguador. Los montos en detalle de los componentes se observan en el Anexo D.

Tabla 6.4: Costo de componentes

Componente	Cantidad	Precio unitario (USD)	Importado	Costo (USD)
Juego de resortes	1	18.00	Si	18.00
Barra de aluminio 6061 3x100mm	2	1.00	Si	2.00
Barra de aluminio 6061 5x100mm	2	3.00	Si	6.00
Tornillo M2-M3 set	1	4.00	Si	4.00
Barra latón 15x50mm	2	3.00	Si	6.00
Barra latón 20x100mm	2	10.00	Si	20.00
Subtotal				56.00
IGV (18%)				10.10
Costo total de componentes (USD)				66.10

6.5.3 Costo de manufactura

El costo para manufacturar el dispositivo diseñado se basa fundamentalmente en la producción de componentes mediante impresión 3D. En este contexto, es importante señalar que el costo del material utilizado para la impresión 3D no se ha incluido en el costo de los componentes, ya que se ha incorporado dentro de la cotización del componente impreso. Por lo tanto, el costo total de la manufactura se determina sumando estos costos individuales, cuyas cotizaciones en detalle se muestran en el Anexo E. En la Tabla 6.5 se muestra el costo de fabricación, incluyendo los impuestos correspondientes.

Tabla 6.5: Costo de manufactura

Descripción	Subtotal (S/)
Impresión 3D de Tapa posterior	30.00
Impresión 3D de Tapa superior	
Impresión 3D de Carcasa protectora	
Mecanizado de ejes	434.00
Costo total de manufactura con IGV incluido (S/):	464.00

6.5.4 Costo de integración y pruebas

El costo asociado al ensamblaje de los componentes, y a la realización de pruebas, se estima en función del tiempo requerido para estas actividades. Para ello, se toma como referencia el costo por hora de un técnico calificado, cuyo costo horario puede estar alrededor de S/ 25 soles la hora. Considerando además que el dispositivo diseñado ha sido optimizado para un ensamblaje rápido y una manipulación sencilla, se estima que el tiempo total necesario para esto será de 3 horas. Entonces, el costo total para la integración y las pruebas del dispositivo es de aproximadamente S/ 75.00 soles.

6.5.5 Costo total del sistema

En la Tabla 6.6 se muestra el costo total para la fabricación de un dispositivo amortiguador de temblores de mano, el cual se obtiene sumando los costos anteriormente detallados sin considerar el costo de diseño, resultando S/. 784.00. Además, y para contemplar imprevistos, este monto se incrementará en un 20%, resultando un costo estimado de fabricación S/ 940 aproximadamente.

Tabla 6.6: Costo total de producto

Descripción	Subtotal (S/)
Costo de componentes ¹¹	245.00
Costo de fabricación	464.00
Costo de integración y pruebas	75.00
Costo total de sistema (S/):	784.00

El dispositivo se ha diseñado con un precio objetivo de aproximadamente S/. 2,000.00 inferior a los dispositivos del mercado. Por consiguiente, con el costo de diseño de aproximadamente S/ 8,500.00 y el costo de fabricación de aproximadamente S/ 800.00,

¹¹ Se usó tipo de cambio de S/ 3.70 por dólar correspondiente a la segunda semana de marzo del 2024

se puede, posteriormente, hacer una evaluación del precio de venta del dispositivo. Sin embargo, los costos obtenidos son aparentemente favorables para esta primera versión del diseño propuesto.



CONCLUSIONES

El diseño de la órtesis desarrollada en este proyecto comenzó con la evaluación de su respuesta mediante una simulación del modelo matemático del absorbedor y de la mano en Simulink. Esta simulación se realizó para un absorbedor sintonizado con las dos frecuencias características de los temblores de Parkinson (4.5 Hz y 5.5 Hz), lo cual permitió mitigar las vibraciones en el conjunto muñeca-mano de estos pacientes.

Los resultados obtenidos muestran que la adición de masa y rigidez al sistema afectó las frecuencias naturales de los sistemas cuando se acoplan, haciendo que la primera frecuencia natural cambiara de 4.5 Hz a 4.4 Hz y la segunda de 5.5 Hz a 6.2 Hz. Esta modificación se debe a la interacción entre los componentes del sistema, lo cual fue evidenciado en las simulaciones realizadas. Además, se comprobó que el absorbedor fue capaz de reducir hasta un 68% disminuyendo significativamente la amplitud del temblor y logrando un movimiento más estable y controlado.

En este trabajo se llevó a cabo el diseño de la órtesis utilizando Autodesk Inventor, donde se efectuaron el dimensionamiento y el ensamblaje. En consecuencia, el paciente percibirá una reducción de sus temblores tanto en estado de reposo como durante movimientos de flexión-extensión. De esta forma, se logró no solo resaltar la importancia del diseño propuesto, sino también enfatizar el aporte de la ingeniería mecánica en el ámbito de la salud, especialmente en el tratamiento de trastornos neuromusculares.

Este trabajo demuestra, desde un enfoque teórico, que el absorbedor diseñado funciona de manera efectiva al haber logrado absorber los temblores del Parkinson que se encuentran en el rango de 4.5 a 5.5 Hz, lo cual demuestra su potencial para mejorar la calidad de vida de los pacientes al reducir las oscilaciones involuntarias de la mano.

Además, en este estudio, se representó la mano humana como un sistema vibratorio torsional de un solo grado de libertad, utilizando modelos y ecuaciones de movimiento correspondientes. Además, el modelo se desarrolló de manera que incluyera la estatura y la masa de la persona como parámetros de entrada para el cálculo de los parámetros físicos, lo que permitirá realizar futuras investigaciones con diferentes características antropométricas según la región de origen de la persona. Este enfoque proporcionó una

base sólida para el análisis de las vibraciones inducidas por temblores, simplificando eficazmente la complejidad del sistema mano-muñeca, permitiendo un análisis más claro y detallado de su dinámica.

Es esencial reconocer las limitaciones de esta simplificación. Dado que la mano humana es un sistema complejo con múltiples grados de libertad, el modelo de un grado de libertad, aunque útil para ciertos análisis, podría no capturar completamente todas las complejidades biomecánicas de la mano y la muñeca. A pesar de estas limitaciones, mediante la simulación numérica del conjunto mano-muñeca a partir de diversos parámetros recolectados de estudios biomecánicos, se logró demostrar similitudes de esta modelación con otras investigaciones, lo cual agrega veracidad al modelo realizado en esta tesis. Los resultados mostraron una correlación significativa con datos experimentales y estudios existentes, reforzando la validez del enfoque metodológico utilizado. Esto indica que, pese a las simplificaciones, el modelo puede replicar los fenómenos físicos observados en la realidad, lo cual es crucial para su aplicabilidad práctica.

Además, la propuesta de un absorbedor de vibraciones de dos grados de libertad representa un avance innovador en el diseño de soluciones para el manejo de temblores, especialmente en pacientes con Parkinson. Esta solución se destaca por su adaptabilidad y capacidad de sintonizarse con las características específicas de los temblores de cada paciente. Este enfoque personalizado no solo incrementa la eficacia del dispositivo, sino que también abre caminos para el desarrollo de tratamientos más eficientes y adaptados a las necesidades individuales. Estos avances reflejan un compromiso con la mejora continua y la innovación en el campo del tratamiento de trastornos neuromusculares.

Los costos de diseño y fabricación son aproximadamente S/ 8,500.00 y S/ 800.00, respectivamente. Este monto de fabricación se ha logrado gracias a la metodología de diseño seguida (VDI 2221) y a la impresión 3D, técnica que permite reducir los costos de creación de prototipos. Esto permitirá producir dispositivos mitigadores de mano a precios accesibles. De este modo, este estudio subraya la urgencia de abordar las limitaciones económicas para asegurar un acceso equitativo a tecnologías que mejoren la calidad de vida de los pacientes con la Enfermedad de Parkinson.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

Durante el desarrollo del proyecto, se identificó que la personalización del diseño es un aspecto crucial. La adaptación del dispositivo para satisfacer las necesidades individuales de cada paciente es fundamental, considerando la diversidad en la severidad y características de los síntomas del Parkinson. Esto subraya la importancia de un diseño adaptable y flexible que pueda ser ajustado para acomodar una amplia gama de necesidades específicas, como otras frecuencias de temblores o ejes de movimiento.

Un sistema pasivo de control de vibraciones tiene un gran potencial para reducir efectivamente los temblores musculares. En un siguiente alcance de la investigación, la modelación y simulación del dispositivo ortésico, junto con el sistema mano-muñeca, permitirán destacar su capacidad para mitigar las vibraciones no deseadas.

En futuras investigaciones, se recomienda realizar estudios adicionales que evalúen la efectividad a largo plazo del dispositivo ortésico. También sería provechoso explorar la aplicabilidad del dispositivo en el tratamiento de otros trastornos neuromusculares, ampliando así el alcance de su utilidad clínica.

Se aconseja impulsar la colaboración interdisciplinaria entre ingenieros, médicos y terapeutas ocupacionales. Esta sinergia permitirá la mejora continua del diseño y la funcionalidad de dispositivos similares, asegurando que estén alineados con las necesidades clínicas y las expectativas de los pacientes.

En relación con la complejidad del modelo empleado en el análisis, se observa que el modelo de un solo grado de libertad, si bien simplifica el análisis, presenta ciertas limitaciones al no abarcar por completo la complejidad biomecánica de la mano y la muñeca. Para una representación más precisa, sería beneficioso explorar modelos con múltiples grados de libertad. Estos modelos podrían ofrecer una visión más detallada y exacta de la dinámica del sistema mano-muñeca, capturando así las sutilezas y variaciones biomecánicas que un modelo de un solo grado de libertad no puede proporcionar. Esta aproximación más compleja, permitiría no solo una mejor comprensión teórica, sino también una aplicación más precisa en el diseño de soluciones y dispositivos ortésicos.

En cuanto a la validación experimental, aunque los resultados de las simulaciones numéricas son prometedores, es necesario comprobar estos hallazgos con pruebas experimentales de un prototipo fabricado. La utilización de prototipos físicos o la realización de experimentos con sujetos humanos es fundamental para la validación. Estas pruebas proporcionarían información crucial sobre la eficacia del modelo en condiciones reales y ayudarían a identificar posibles áreas de mejora en el diseño del dispositivo ortésico.

Además, es importante considerar que, tras el diseño, modelación matemática y simulación numérica de la mano y el absorbedor, otras variables influirán en el diseño del sistema físico. Por ello, una vez desarrollado el prototipo, será necesario ajustar los parámetros matemáticos del diseño inicial para que el resultado final se ajuste mejor a la realidad. En futuras investigaciones, se deberá tener en cuenta tanto la rigidez que la muñequera aporta a la mano como el peso final del dispositivo ortésico, a fin de lograr un diseño más cómodo para el usuario.

Además, se debe tener en cuenta que, tras el diseño, modelación matemática y simulación numérica de la mano y el absorbedor, otras variables afectarán el diseño del sistema físico. Por ello, tras diseñar el prototipo, será necesario ajustar los parámetros matemáticos para que el resultado final sea más realista. En investigaciones futuras, se debe considerar tanto la rigidez que la muñequera añade a la mano como el peso final del dispositivo ortésico, para lograr un diseño más confortable para el usuario.

Finalmente, en el proceso de optimización del diseño del absorbedor de vibraciones, una dirección clave a explorar es la mejora de su rendimiento y la comodidad para el usuario. Esto puede lograrse mediante la reducción de su peso y tamaño, lo que podría hacer el dispositivo más manejable y menos intrusivo, sin comprometer su eficacia. Una optimización efectiva debería enfocarse en mantener, o incluso mejorar, la capacidad del absorbedor para contrarrestar los temblores, al tiempo que se asegura que su uso sea lo menos restrictivo y obvio posible para el usuario. Este enfoque holístico en el diseño permitiría un equilibrio entre funcionalidad y discreción, mejorando la aceptación y la adherencia al uso del dispositivo por parte de los pacientes.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [Buki, 2018] Buki, E., Katz, R., Zacksenhouse, M., & Schlesinger, I. (2018). Vib-bracelet: A passive absorber for attenuating forearm tremor. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 56(5), 923-930. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1742-7>
- [Calderón, 2020] Calderón, M. (2020). Eficacia y seguridad del dispositivo electrodos para estimulación cerebral profunda para pacientes con enfermedad de Parkinson avanzado. Instituto Nacional de Salud. <https://repositorio.ins.gob.pe/Drinux/handle/20.500.14196/1383>
- [Charles ,2011] Charles, S. K., & Hogan, N. (2011). Dynamics of wrist rotations. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 614-621. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.016>
- [Comelia, 1994] Comelia, C. L., Stebbins, G. T., Brown-Toms, N., & Goetz, C. G. (1994). Physical therapy and Parkinson's disease: A controlled clinical trial. *Neurology*, 44(3 Part 1), 376-376. https://doi.org/10.1212/WNL.44.3_Part_1.376
- [Condor, 2019] R. Condor, I., Atencio Paulino, J. I., & Contreras Cordova, C. R. (2019). CARACTERÍSTICAS CLÍNICO-EPIDEMIOLÓGICAS DE LA ENFERMEDAD DE PARKINSON EN UN HOSPITAL NACIONAL DE LA SIERRA PERUANA. *Revista de La Facultad de Medicina Humana*, 19(4), 14-21. <https://doi.org/10.25176/RFMH.v19i4.2342>
- [Drillis, 1963] R. J., Drillis, & Bluestein, M. Contini., (1963). Determination of Body Segment Parameters. *Human Factors*, 5(5), 493-504. <https://doi.org/10.1177/001872086300500508>
- [Dudek-Burlikowska, 2009] M. Dudek-Burlikowska & D. Szewieczek. (2009) The Poka-Yoke method as an improving quality tool of operations in the process. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 36(1). https://www.researchgate.net/profile/Marta-Dudek-Burlikowska/publication/44385664_The_Poka-Yoke_method_as_an_improving_quality_tool_of_operations_in_the_process/links/5479c85c0cf2a961e487ac48/The-Poka-Yoke-method-as-an-improving-quality-tool-of-operations-in-the-process.pdf
- [Dumas ,2007] Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville et al. And Young et al. Body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- [Faizan, 2020] Faizan, M. S., & Muzammil, M. (2020). Hand tremor suppression device for patients suffering from Parkinson's disease. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 44(4), 190-197. <https://doi.org/10.1080/03091902.2020.1759708>
- [Findley, 1984] Findley, L. J., & Capildeo, R. (Eds.). (1984). *Movement Disorders: Tremor*. Palgrave Macmillan UK. <https://doi.org/10.1007/978-1-349-06757-2>
- [Gebai ,2016] Gebai, S., & Hammoud, M. (2016). Reduction of Parkinsonism disorder symptoms using passive dual absorbers. 2016 3rd Middle East Conference on Biomedical Engineering (MECBME), 88-91. <https://doi.org/10.1109/MECBME.2016.7745415>
- [Genevois ,2020] Genevois, C., Reid, M., Creveaux, T., & Rogowski, I. (2020). Kinematic differences in upper limb joints between flat and topspin forehand drives in competitive male tennis players. *Sports Biomechanics*, 19(2), 212-226. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1461915>
- [Gomez-Inhiesto, 2020] Gomez-Inhiesto, E., Acaiturri-Ayesta, M. T., Ustarroz-Aguirre, I., Camahuali, D., Urtaran-Laresgoiti, M., Basabe-Aldecoa, M., Nuño-Solinís, R., & Urizar, E. (2020). Direct Cost of Parkinson's Disease: A Real-World Data Study of Second-Line Therapies. *Parkinson's Disease*, 2020, 1-6. <https://doi.org/10.1155/2020/9106026>
- [Grimaldi, 2013] Grimaldi, G., & Manto, M. (Eds.). (2013). *Mechanisms and Emerging Therapies in Tremor Disorders*. Springer New York. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-4027-7>

- [Hashemi, 2004] Hashemi, S. M., Golnaraghi, M. F., & Patla, A. E. (2004). *Tuned vibration absorber for suppression of rest tremor in Parkinson's disease*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 42(1), 61-70. <https://doi.org/10.1007/BF02351012>
- [IETF, 2012] International Essential Tremor Foundation (IETF). (2012). Facts about Essential Tremor (N.o 1; p. 1). PDF. <https://www.essentialtremor.org/wp-content/uploads/2013/07/FactSheet012013.pdf>
- [Kutz, 2004] Kutz, M. (2004). *Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design* (1.^a ed.). The McGraw-Hill.
- [Lehman,1990] Lehman, S. L., & Calhoun, B. M. (1990). An identified model for human wrist movements. *Experimental Brain Research*, 81(1). <https://doi.org/10.1007/BF00230116>
- [Liftware,2023] Liftware—Eat with confidence. (s. f.). LIFTWARE by verily. Recuperado 18 de marzo de 2023, de <https://www.liftware.com/>
- [Louis, 2001] Louis, E. D., Levy, G., Côté, L. J., Mejia, H., Fahn, S., & Marder, K. (2001). Clinical Correlates of Action Tremor in Parkinson Disease. *Archives of Neurology*, 58(10), 1630. <https://doi.org/10.1001/archneur.58.10.1630>
- [Luna, 2019] Luna, J. J. C., & Giordano, D. A. E. (2019). Diseño de un dispositivo para supresión de temblores de flexión extensión en la mano. PUCP.
- [Mendoza, 2018] Mendoza-Arana, P. J., Rivera-Del Río, G., Gutiérrez-Villafuerte, C., & Sanabria-Montañez, C. (2018). El proceso de reforma del sector salud en Perú. *Revista Panamericana de Salud Pública*, 42. <https://doi.org/10.26633/RPSP.2018.74>
- [Mikos, 2019] Mikos, V., Heng, C.-H., Tay, A., Yen, S.-C., Chia, N. S. Y., Koh, K. M. L., Tan, D. M. L., & Au, W. L. (2019). A Wearable, Patient-Adaptive Freezing of Gait Detection System for Biofeedback Cueing in Parkinson's Disease. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 13(3), 503-515. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2019.2914253>
- [MINSA,2022] Ministerio de Salud del Perú (MINSA). (2022). INFORME TÉCNICO SEMTS-DAUS-DIGEMID/MINSA (TÉCNICO N.o 1; DECENIO DE LAS PERSONAS CON DISCAPACIDAD EN EL PERU, p. 4). https://repositorio.minsa.gob.pe/bitstream/handle/MINSA/79375/23_INFORME_PERICIAZINA.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [Moreira, 2014] Moreira, A. H. J., Queiros, S., Fonseca, J., Rodrigues, P. L., Rodrigues, N. F., & Vilaca, J. L. (2014). Real-time hand tracking for rehabilitation and character animation. 2014 IEEE 3rd International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH), 1-8. <https://doi.org/10.1109/SeGAH.2014.7067086>
- [NASA ,2014] NASA. (2014). NASA/SP-2010-3407 the Human Integration Design Handbook (Vol. 1).
Ogata, K. (2014). *System dynamics* (4. ed., Pearson new international ed). Pearson.
- [Norma Básica de Ergonomía ,2008] Norma Básica de Ergonomía y Procedimiento de Evaluación de Riesgo Disergonómico, 375-2008-TR 31 (2008).
- [ONG, 2016] ONG, J. Fa. (2016). Aparatos y métodos de estabilización de temblores (Patent N.o 2 839 129).
- [Pajuelo ,2019] Pajuelo Ramírez, J., Torres Aparcana, L., Agüero Zamora, R., & Bernui Leo, I. (2019). El sobrepeso, la obesidad y la obesidad abdominal en la población adulta del Perú. *Anales de la Facultad de Medicina*, 80(1), 21-27. <https://doi.org/10.15381/anales.v80i1.15863>
- [Pens ,2023] Pens - Healthy Minded. (s. f.). Best Weighted Pens and Pencils for Tremors: Let's Get You Writing Again! - Healthy Minded. Healthy Minded. Recuperado 18 de marzo de 2023, de <https://healthyminded.co/find-the-best-weighted-pen-for-tremors-for-you/>
- [Ramírez, 2018] Ramírez, L., & Quispe, N. (2018). Prevalencia de la enfermedad de Parkinson Un estudio puerta a puerta en cinco distritos de Ulcumayo- JunIn-PerU .PDF.

- REVISTA DE LA FACULTAD DE MEDICINA HUMANA 2019 -
 Universidad Ricardo Palma, 47. <https://doi.org/DOI.10.25176/RFMH.v19i4.2342>
- [Ramos ,2020] Ramos-Ramirez, K. E., & Soto, A. (2020). Sarcopenia, mortalidad intrahospitalaria y estancia hospitalaria prolongada en adultos mayores internados en un hospital de referencia peruano. *ACTA MEDICA PERUANA*, 37(4). <https://doi.org/10.35663/amp.2020.374.1071>
- [Rana, 2015] Rana, A. Q., & Chou, K. L. (2015). *Essential Tremor in Clinical Practice*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-14598-3>
- [Rao, 2018] Rao, S. S. (2018). *Mechanical Vibrations* (6.a ed., Vol. 1). Pearson.
- [Ravikumar, 2017] Ravikumar, V. K., Parker, J. J., Hornbeck, T. S., Santini, V. E., Pauly, K. B., Wintermark, M., Ghanouni, P., Stein, S. C., & Halpern, C. H. (2017). Cost-effectiveness of focused ultrasound, radiosurgery, and DBS for essential tremor: Focused Ultrasound for ET. *Movement Disorders*, 32(8), 1165-1173. <https://doi.org/10.1002/mds.26997>
- [Readi-Steady ,2022] Readi-Steady Anti- Tremor Orthotic Glove System—Readi-Steady® | Anti-Tremor Orthotic Glove System | Online Ordering. (2022). Readi-Steady Anti-. <https://www.readi-steady.com/>
- [Soto, 2019] Soto, A. (2019). Barreras para una atención eficaz en los hospitales de referencia del Ministerio de Salud del Perú: Atendiendo pacientes en el siglo XXI con recursos del siglo XX. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Publica*, 36(2), 304-311. <https://doi.org/10.17843/rpmesp.2019.362.4425>
- [Steadywear, 2023] Steadywear - Essential Tremor Glove | Hand Tremor Device | Steadywear Inc. (s. f.). Steadywear. Recuperado 18 de marzo de 2023, de <https://steadywear.com/>
- [Toapanta, 2017] Toapanta, G., Benavides, P., & Mosquera, W. (2017). DISEÑO DE UN REHABILITADOR PARA MUÑECA.
- [Tremelo, 2024] Tremelo -Five Microns. (s. f.). Tremelo for Essential Tremor | Effective Hand Tremor Device. Five Microns. Recuperado 18 de marzo de 2023, de <https://fivemicrons.com/frequently-asked-questions/>
- [Winter ,2009] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). Wiley.
- [Zhou, 2018] Zhou, Y., Jenkins, M. E., Naish, M. D., & Trejos, A. L. (2018). Development of a Wearable Tremor Suppression Glove. 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob), 640-645. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2018.8487197>

ANEXOS



Anexo A: DIN 33402-2:2020-12 Ergonomics - Human body dimensions

Las manos son importantes para el diseño de herramientas, utillaje y mandos. Ante tal necesidad se estableció la norma DIN 33 402 para estandarizar estas medidas y poder utilizarse en la industria.

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

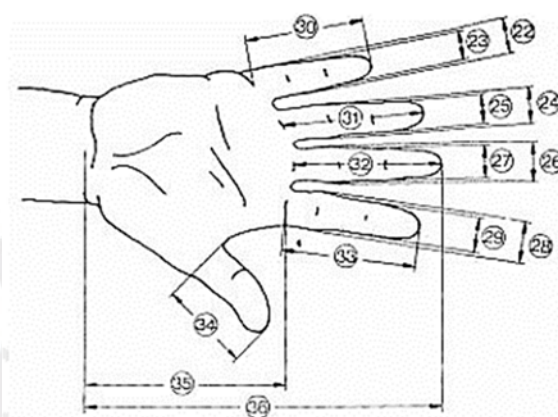


Figura 10.1: Mano en vista de palma extendida [DIN 33402]

Tabla 10.1: Mediciones de los dedos según Norma DIN 33402 par 1

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

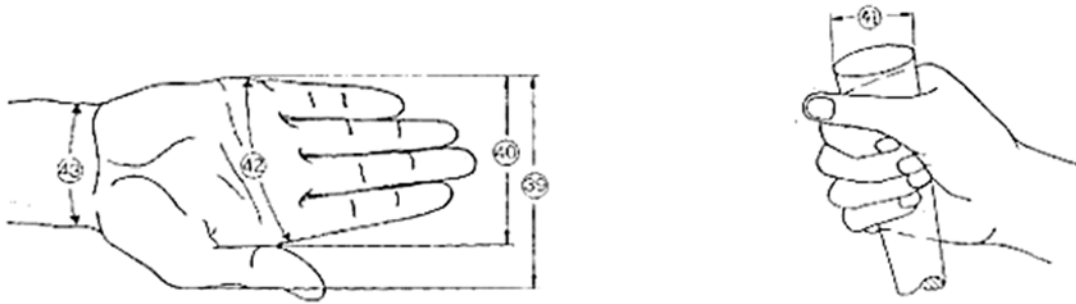


Figura 10.2: Vista de mano de palma y puño [DIN 33402]



Figura 10.3: Vista de mano de costado [DIN 33402]

Tabla 10.2: Medidas de los dedos parte 2 [DIN 33402]

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

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

Anexo B: Tabla de requerimientos

Tabla 10.1: Lista de Exigencias (E) y Deseos (D)

	Descripción
E	<p>Función:</p> <ul style="list-style-type: none"> Ortesis que compense las vibraciones del conjunto muñeca-mano de flexión-extensión para pacientes con Parkinson.
E	<p>Geometría:</p> <ul style="list-style-type: none"> Dimensiones máximas de dispositivo: <ul style="list-style-type: none"> Largo ≤ 10 cm Ancho ≤ 8 cm
E	<p>Dinámica:</p> <ul style="list-style-type: none"> Sistema masa resorte sintonizado a la frecuencia media de los temblores de Parkinson (5 Hz) Torque ≤ 2 N.m Peso del mecanismo: $0 \leq x \leq 3,3$ kg
E	<p>Cinemática:</p> <ul style="list-style-type: none"> Flexión: $0 \leq x \leq 10^\circ$ Extensión: $0 \leq x \leq 20^\circ$
E	<p>Energía:</p> <ul style="list-style-type: none"> No depende de baterías. El dispositivo se impulsa al momento de los temblores musculares.
E	<p>Señales:</p> <ul style="list-style-type: none"> Entrada: Frecuencia de temblores musculares Internas: Frecuencia de vibración del sistema masa resorte Salida: Reducción en frecuencia de temblores musculares
E	<p>Seguridad:</p> <ul style="list-style-type: none"> Usuario y dispositivo: Normativa ISO/TC 168 "Prosthetics and Orthotics" Usuario: No se tendrá componentes pulso cortantes Usuario: No se empleará materiales tóxicos
E	<p>Materiales:</p> <ul style="list-style-type: none"> No dañinos al con tanto ni consumo, de acuerdo con el reglamento N° 1272/2008 del Parlamento Europeo. Medio ambiente: Materiales reutilizables y fáciles de reciclar
E	<p>Ergonomía:</p> <ul style="list-style-type: none"> Empleo de la norma Básica de Ergonomía y Procedimiento de Evaluación de Riesgo Disergonómico del Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
E	<p>Fabricación</p> <ul style="list-style-type: none"> Máquinas y herramientas disponibles en el Perú. Producción mediante el uso de máquinas o técnicas de fabricación rápida de prototipos
E	<p>Montaje</p> <ul style="list-style-type: none"> Sub-ensambles sencillos. Se utilizará el método Poka-Yoke para optimizar el proceso de ensamble
E	<p>Uso</p> <ul style="list-style-type: none"> Pacientes cuya frecuencia de sus temblores musculares se encuentre cercana a la de los temblores de Parkinson. El dispositivo empezara a funcionar apenas empiecen los temblores musculares. No será hermético ni a prueba de agua o salpicaduras de líquidos, por lo cual no se podrá sumergir en agua o encontrarse en un lugar con excesiva concentración de partículas en el aire.
E	<p>Mantenimiento</p> <ul style="list-style-type: none"> Limpieza usando franela cada 30 días En caso perdidas o avería de piezas estas serán posibles de encontrar en el mercado local. Cambio de compontéense elásticos de sujeción cada año
E	<p>Costo</p> <ul style="list-style-type: none"> El costo estimado será menor a 2500 soles

Tabla 10.2: Detalle de caja negra

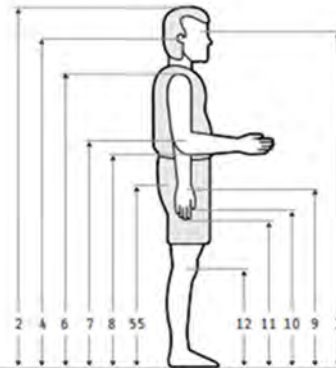
	Entradas	Salidas
Señales	Fuerzas producidas temblores de mano: Fuerzas externas generadas por el usuario.	
Energía	Mecánica: La energía cinética se convierte en energía potencial elástica, la cual se almacena en el sistema cuando el usuario realiza el movimiento de flexión - extensión de la muñeca.	Térmica: Calor generado por la fricción. Mecánica: Las vibraciones producidas por el movimiento del dispositivo. Sonora: Partes del mecanismo en rozamiento.
Material	Paciente con temblores de Parkinson de 4-5 Hz	Paciente satisfecha, al portando y reducir sus temblores a 70%



Anexo C: Dimensiones antropométricas de población latinoamericana

Tabla 10: Medidas antropométrica de sexo masculino entre 60 a 90 años [Chaurand, 2007]

En posición de pie
Ancianos
Sexo masculino
60 a 90 años



Dimensiones		60 - 90 años (n=40)				
		\bar{x}	D.E.	Percentiles		
				5	50	95
1	Peso (Kg)	70.2	13.3	46.2	68.0	95.2
2	Estatuta	1632	68.6	1519	1635	1748
3	Altura ojos	1514	65.9	1405	1508	1623
4	Altura oído	1500	63.6	1395	1500	1605
6	Altura hombro	1346	65.9	1238	1340	1455
7	Altura codo	1041	53.9	952	1031	1130
8	Altura codo flexionado	1007	50.9	923	1000	1091
9	Altura muñeca	806	40.5	739	801	872
10	Altura nudillo	721	41.7	652	716	790
11	Altura dedo medio	614	37.4	552	610	675
12	Altura rodilla	456	30.4	406	458	506
55	Altura cadera	973	54.2	884	974	1062

MCMXVII

Anexo D: Precios de componentes

Set de Resortes¹²



US \$11.29 ~~US \$12.98~~ -13%

Empieza en: 23 nov, a las 00:00 PT

2% de descuento extra

Al por mayor +10 unidades, -2% dto. extra

Resorte de acero de 200 unids/ lote de caja, Hardware eléctrico, extensión de tambor, resortes de tensión, traje de presión, Kit de Hardware Surtido de Metal

★★★★★ 5.0 1 Valoración | 8 Vendidos

Descuento cupón

-US \$20.00 dto.
en pedidos +US \$150.00



¹²https://es.aliexpress.com/item/32893050820.html?spm=a2g0o.productlist.main.35.36486163K1sSci&algo_pvid=f66f0a56-bc5a-41bc-be73-2faaa525b16b&algo_exp_id=f66f0a56-bc5a-41bc-be73-2faaa525b16b-17&pdp_npi=4%40dis%21USD%2112.98%2111.29%21%21%2112.98%21%21%402101efeb17006224322365032e13e1%2165730630309%21sea%21PE%21863038289%21&curPageLogUId=cZCghc38t13C

Varillas de aluminio 6061¹³



US \$0.39 ~~US \$0.56~~ -30%

Empieza en: 23 nov. a las 00:00 PT

Al por mayor: +10 unidades, -5% dto. extra

Varillas redondas de aluminio, 6061

★★★★★ 4.9 17 valoraciones | 87 Vendidos

Descuento cupón

-US \$20.00 dto.
en pedidos +US \$150,00

Especificaciones: 5x100mm 1pc

3x100mm 1pc	3x200mm 1pc	3x450mm 1pc	4x100mm 1pc
4x150mm 1pc	4x300mm 1pc	4x450mm 1pc	5x100mm 1pc
5x200mm 1pc	5x350mm 1pc	5x450mm 1pc	6x100mm 1pc
6x200mm 1pc	6x350mm 1pc	7x100mm 1pc	7x200mm 1pc

Juego de Tornillos M2 y M3¹⁴



US \$3.30 ~~US \$6.00~~ -45%

Friday Black Friday- US \$3.24
Empieza en: 23 nov. a las 00:00 PT

1% de descuento extra

Juego de Tornillos M2 y M3 para Ordenador Portátil, Máquina KM2, Tornillos de Cabeza Plana, Phillips Drive, Accesorios para Reparación de Ordenador, Kit de Tornillos Electrónicos

★★★★★ 4.8 661 valoraciones | 4.000+ Vendidos

Descuento cupón

-US \$20.00 dto.
en pedidos +US \$150.00

Tamaño: Phillips KM SET

Phillips KM SET

Color: 250PCS SET



¹³https://es.aliexpress.com/item/1005005926517468.html?spm=a2g0o.productlist.main.21.7c842f92eR5NVR&algo_pvid=eb5ca741-8155-494d-8734-97fc1064865f&algo_exp_id=eb5ca741-8155-494d-8734-97fc1064865f-10&pdp_npi=4%40dis%21USD%216.61%214.63%21%21%2147.00%21%21%402103080617006226319984994e05b7%2112000034881495253%21sea%21PE%21863038289%21&curPageLogUid=QHTIpBDwk2TS

¹⁴https://es.aliexpress.com/item/1005002426046826.html?spm=a2g0o.productlist.main.21.1b9e1b8ePeCivE&algo_pvid=a2d02632-d264-4bef-96a4-d04c27ed2016&algo_exp_id=a2d02632-d264-4bef-96a4-d04c27ed2016-10&pdp_npi=4%40dis%21USD%216.00%213.3%21%21%216.00%21%21%402103080f17006227663651527e09a8%2112000020776755059%21sea%21PE%21863038289%21&curPageLogUid=Igl1QMstAEp5K

Barra redonda de latón¹⁵



US \$4.42 ~~US \$6.32~~ -30%

Empieza en: 23 nov. a las 00:00 PT

Barra redonda de latón, 0,8mm, 1mm, 1,2mm, 1,5mm, 2mm, 2,5mm, 3mm, 4mm, 5mm, 6mm, 7mm, 8mm, 9mm, 10mm, 12mm, 14mm, 15mm 16mm, 18mm a 50mm

★★★★★ 5.0 8 valoraciones | 74 Vendidos

Descuento cupón

-US \$20.00 dto.
en pedidos +US \$150.00

Color: Length 50mm 1pc

Length 50mm 1pc

Length 100mm 1pc

Length 150mm 1pc

Length 200mm 1pc

Length 250mm 1pc

Length 300mm 1pc

Length 500mm 1pc

Especificaciones: 20mm

0.8mm

1mm

1.2mm

1.5mm

2mm

2.5mm

3mm

4mm

5mm

6mm

7mm

8mm

9mm

10mm

12mm

14mm

15mm

16mm

18mm

20mm

22mm

25mm

26mm

28mm

30mm

32mm

35mm

40mm

45mm

50mm



¹⁵https://es.aliexpress.com/item/1005006093490064.html?spm=a2g0o.productlist.main.21.5e0761abRgeGZF&algo_pvid=00e006e9-fc2c-438b-96fe-dc5a944dd183&algo_exp_id=00e006e9-fc2c-438b-96fe-dc5a944dd183-10&pdp_npi=4%40dis%21USD%217.61%215.33%21%21%2154.10%21%21%40210324e517006228686191521e0c5c%2112000035705093193%21sea%21PE%21863038289%21&curPageLogUId=htPCT2XSwC4A

Anexo E: Calculo de costos de fabricación a detalle

A continuación, se realizará el cálculo de los costó de fabricación. Los valores asumidos para estos cálculos se obtuvieron de las recomendaciones dadas en el curso de Proceso de manufactures [2021] y del libro de Fundamentos de manufactura moderna [Groover,2007].

Mecanizado de eje

1. Costo del Material

- Precio del aluminio por kilogramo: \$5
- Precio del latón por kilogramo: \$10
- Peso del eje de aluminio: 0.5 kg
- Peso del eje de latón: 0.5 kg

2. Tarifa por Hora de Mecanizado:

- \$50 por hora

3. Tiempo de Mecanizado

- Eje de aluminio: 2 horas
- Eje de latón: 3 horas (el latón puede ser más difícil de mecanizar que el aluminio)

4. Costos de Herramientas:

- Costo adicional de \$5 por eje

5. Costos de Operación y Mano de Obra: Incluidos en la tarifa por hora de mecanizado

6. Costos Adicionales:

- Costo adicional de \$10 por eje para acabado y control de calidad

A continuación, el cálculo del costo de mecanizado para un eje de aluminio y uno de latón, basado en los valores previos:

1. Eje de Aluminio:

Costo del material: \$2.50 (0.5 kg a \$5/kg)

Tiempo de mecanizado: 2 horas a \$50/hora = \$100

Costos adicionales (herramientas, consumibles, acabado, control de calidad): \$15

Costo total del eje de aluminio: \$117.50 (S/. 437,92)

2. Eje de Latón:

Costo del material: \$5.00 (0.5 kg a \$10/kg)

Tiempo de mecanizado: 3 horas a \$50/hora = \$150

Costos adicionales (herramientas, consumibles, acabado, control de calidad): \$15

Costo total del eje de latón: \$170.00

Impresión 3D de la carcasa

1. Peso de la Caja: 300 gramos

2. Tiempo de Impresión: 8 horas

3. Costos:

- Costo del Filamento PETG: \$25 por kilogramo
- Costo de la Electricidad: \$0.15 por kWh
- Potencia de la Impresora: 300 vatios (0.3 kW)

Para imprimir una caja mediana que pese 300 gramos y cuyo tiempo de impresión sea de 8 horas, el costo estimado sería el siguiente:

1. Costo del Filamento PETG:

Peso de la caja: 300 gramos

Costo del filamento utilizado: \$7.50

2. Costo de la Electricidad:

Potencia de la impresora: 300 vatios (0.3 kW)

Tiempo de impresión: 8 horas

Costo de electricidad: \$0.36

3. Costo Total de la Impresión:

Suma del costo del filamento y la electricidad: \$7.86 (S/. 29.29)

Anexo F: Ecuaciones de movimiento del sistema mano-absorbedor

1. Introducción

En este documento se presenta el análisis dinámico de un sistema mecánico compuesto por dos barras pivotadas (S_1 y S_2) y una masa deslizante (S_3). El sistema cuenta con resortes y amortiguadores que afectan su comportamiento dinámico. Además, se incluye un momento externo que simula el efecto de un temblor de Parkinson. A continuación, se detallan las coordenadas complejas, derivación de velocidades, energías, formulación del Lagrangiano y las ecuaciones de movimiento.

A continuación, se describe el sistema completo del absorbedor acoplado a la mano. En la Figura F.1 se muestran los parámetros constantes del sistema, incluyendo las constantes de rigidez y amortiguamiento. Similarmente, en la Figura F.2 se ilustra el comportamiento del sistema en movimiento, donde se observan las variables generalizadas x , ϕ y θ .

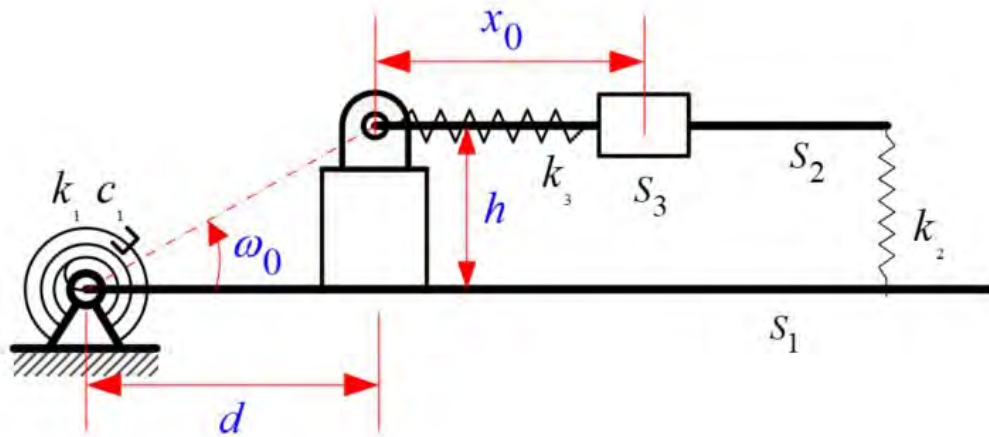


Figura F.2: Sistema en absorbedor-mano posición inicial

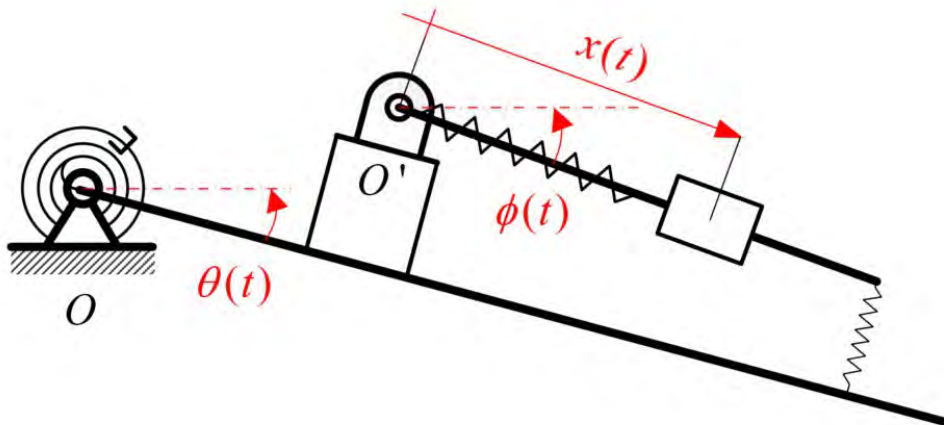


Figura F.2: Sistema en absorbedor-mano en movimiento

2. Coordenadas Complejas de S_1 , S_2 y S_3

Para describir las posiciones de los cuerpos, utilizamos coordenadas complejas, lo cual facilita el manejo de las rotaciones y desplazamientos en el plano.

2.1. Cuerpo S1 (Barra pivotada)

La posición del centro de masa de S1 es:

$$r_{S1} = x_{cm1} e^{i\theta} \quad (F.1)$$

Donde:

- x_{cm1} : Distancia desde el pivote al centro de masa de S1.
- θ : Ángulo de rotación de S1 respecto a un eje fijo.

2.2. Cuerpo S2 (Barra pivotada)

La posición del centro de masa de S2 es:

$$r_{S2} = L e^{i(\theta+\omega_0)} + x_{cm2} e^{i\phi} \quad (F.2)$$

Donde:

- L : Longitud desde el pivote de S1 hasta el punto de conexión con S2.
- ω_0 : Ángulo constante inicial entre S1 y S2.
- x_{cm2} : Distancia desde el pivote de S2 al centro de masa de S2.
- ϕ : Ángulo de rotación de S2.

2.3. Cuerpo S3 (Masa deslizante)

La posición de S3 es:

$$r_{S3} = L e^{i(\theta+\omega_0)} + (x_0 + x) e^{i\phi} \quad (F.3)$$

Donde:

- x_0 : Posición inicial de S3 respecto al pivote de S2.
- x : Desplazamiento lineal de S3 a lo largo de S2.

3. Derivación de las Velocidades y sus Módulos

Las velocidades de los cuerpos se obtienen derivando sus posiciones respecto al tiempo.

3.1. Velocidad de S1

Derivando r_{S1} respecto al tiempo:

$$v_{S1} = \frac{dr_{S1}}{dt} = ix_{cm1} \dot{\theta} e^{i\theta} \quad (F.4)$$

El módulo de la velocidad es:

$$|v_{S1}| = x_{cm1} |\dot{\theta}| \quad (F.5)$$

3.2. Velocidad de S2

Derivando r_{S2} :

$$v_{S2} = \frac{dr_{S2}}{dt} = iL\dot{\theta} e^{i(\theta+\omega_0)} + ix_{cm2}\dot{\phi} e^{i\phi} \quad (F.6)$$

Asumiendo pequeños ángulos y utilizando aproximaciones lineales:

$$v_{S2, \text{real}} = -L \sin \omega_0 \dot{\theta} \quad (F.7)$$

$$v_{S2, \text{imag}} = L \cos \omega_0 \dot{\theta} + x_{cm2} \dot{\phi} \quad (F.8)$$

El módulo de la velocidad es:

$$|v_{S2}| = \sqrt{\left(-L \sin \omega_0 \dot{\theta}\right)^2 + \left(L \cos \omega_0 \dot{\theta} + x_{cm2} \dot{\phi}\right)^2} \quad (F.9)$$

3.3. Velocidad de S3

Derivando r_{S3} :

$$v_{S3} = iL\dot{\theta} e^{i(\theta+\omega_0)} + e^{i\phi} \left(\dot{x} + i(x_0 + x)\dot{\phi}\right) \quad (F.10)$$

Asumiendo pequeños ángulos:

$$v_{S3, \text{real}} = -L \sin \omega_0 \dot{\theta} + \dot{x} \quad (F.11)$$

$$v_{S3, \text{imag}} = L \cos \omega_0 \dot{\theta} + (x_0 + x) \dot{\phi} \quad (F.12)$$

4. Energía Cinética de Cada Cuerpo y su Suma

4.1. Energía Cinética de S1

$$T_{S1} = \frac{1}{2} I_{S1} \dot{\theta}^2 \quad (F.13)$$

Donde I_{S1} es el momento de inercia de S1 respecto al pivote.

4.2. Energía Cinética de S2

$$T_{S2} = \frac{1}{2} m_{S2} |v_{S2}|^2 + \frac{1}{2} I_{S2} \dot{\phi}^2 \quad (F.14)$$

Expandiendo:

$$T_{S2} = \frac{1}{2} m_{S2} \left[\left(-L \sin \omega_0 \dot{\theta}\right)^2 + \left(L \cos \omega_0 \dot{\theta} + x_{cm2} \dot{\phi}\right)^2 \right] + \frac{1}{2} I_{S2} \dot{\phi}^2 \quad (F.15)$$

4.3. Energía Cinética de S3

$$T_{S3} = \frac{1}{2} m_{S3} |v_{S3}|^2 \quad (\text{F.16})$$

Expandiendo:

$$T_{S3} = \frac{1}{2} m_{S3} \left[\left(-L \sin \omega_0 \dot{\theta} + \dot{x} \right)^2 + \left(L \cos \omega_0 \dot{\theta} + (x_0 + x) \dot{\phi} \right)^2 \right] \quad (\text{F.17})$$

4.4. Energía Cinética Total

$$T = T_{S1} + T_{S2} + T_{S3} \quad (\text{F.18})$$

5. Energías Potenciales

5.1. Energía Potencial de S1

$$V_1 = \frac{1}{2} k_1 \theta^2 \quad (\text{F.19})$$

5.2. Energía Potencial de S2

$$V_2 = \frac{1}{2} k_2 (x_2 \phi - (d + x_2) \theta)^2 \quad (\text{F.20})$$

Donde:

- x_2 : Distancia desde el pivote de S2 hasta el punto de aplicación del resorte.
- d : Distancia constante en el sistema.

5.3. Energía Potencial de S3

$$V_3 = \frac{1}{2} k_3 x^2 \quad (\text{F.21})$$

5.4. Energía Potencial Total

$$V = V_1 + V_2 + V_3 \quad (\text{F.22})$$

6. Fuerzas No Conservativas

El sistema incluye un amortiguador torsional en el pivote de S1 y un momento externo aplicado en el mismo punto.

6.1. Amortiguador Torsional en S1

El torque de amortiguamiento es:

$$M_{\text{damp}} = -c_{\theta} \dot{\theta} \quad (\text{F.23})$$

Donde c_{θ} es la constante de amortiguamiento torsional.

6.2. Momento Externo Aplicado en S1

El momento externo que simula el temblor de Parkinson es:

$$M_{\text{ext}}(t) = M_0 \sin(2\pi ft) \quad (\text{F.24})$$

Donde:

- M_0 : Amplitud máxima del momento externo.
- f : Frecuencia del temblor.

6.3. Fuerza Generalizada No Conservativa Asociada a θ

$$Q_{\theta} = M_{\text{ext}}(t) - c_{\theta} \dot{\theta} \quad (\text{F.25})$$

7. Formulación del Lagrangiano

El Lagrangiano del sistema es:

$$\mathcal{L} = T - V \quad (\text{F.26})$$

Donde:

- T : Energía cinética total.
- V : Energía potencial total.

8. Derivación de las Ecuaciones de Movimiento

Aplicamos las ecuaciones de Euler-Lagrange para cada coordenada generalizada q_i :

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i} = Q_{q_i} \quad (\text{F.27})$$

Donde Q_{q_i} es la fuerza generalizada no conservativa asociada a q_i .

8.1. Ecuación de Movimiento para θ

Calculamos:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}} = I_{\text{eff}} \dot{\theta} + C_{\theta\phi} \dot{\phi} + C_{\theta x} \dot{x} \quad (\text{F.28})$$

Donde:

$$I_{\text{eff}} = I_{S1} + L^2 (m_{S2} + m_{S3}) \quad (\text{F.29})$$

$$C_{\theta\phi} = L \cos \omega_0 (m_{S2} x_{\text{cm2}} + m_{S3} (x_0 + x)) \quad (\text{F.30})$$

$$C_{\theta x} = -m_{S3} L \sin \omega_0 \quad (\text{F.31})$$

Derivando respecto al tiempo:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}} \right) = I_{\text{eff}} \ddot{\theta} + C_{\theta\phi} \ddot{\phi} + C_{\theta x} \ddot{x} \quad (\text{F.32})$$

Calculamos $\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta}$:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta} = k_1 \theta - k_2 (x_2 \phi - (d + x_2) \theta) (d + x_2) \quad (\text{F.33})$$

Aplicando la ecuación de Euler-Lagrange:

$$I_{\text{eff}} \ddot{\theta} + C_{\theta\phi} \ddot{\phi} + C_{\theta x} \ddot{x} + k_1 \theta - k_2 (x_2 \phi - (d + x_2) \theta) (d + x_2) = M_{\text{ext}}(t) - c_\theta \dot{\theta} \quad (\text{F.34})$$

8.2. Ecuación de Movimiento para ϕ

Calculamos:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\phi}} = I_\phi \dot{\phi} + C_{\phi\theta} \dot{\theta} \quad (\text{F.35})$$

Donde:

$$I_\phi = I_{S2} + m_{S2} x_{\text{cm2}}^2 \quad (\text{F.36})$$

Derivando respecto al tiempo:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\phi}} \right) = I_\phi \ddot{\phi} + C_{\phi\theta} \ddot{\theta} \quad (\text{F.37})$$

Calculamos $\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \phi}$:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \phi} = -k_2 (x_2 \phi - (d + x_2) \theta) x_2 \quad (\text{F.38})$$

Aplicando la ecuación de Euler-Lagrange:

$$I_\phi \ddot{\phi} + C_{\phi\theta} \ddot{\theta} + k_2 x_2 (x_2 \phi - (d + x_2) \theta) = 0 \quad (\text{F.39})$$

8.3. Ecuación de Movimiento para x

Calculamos:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{x}} = m_{S3} \left(-L \sin \omega_0 \dot{\theta} + \dot{x} \right) \quad (\text{F.40})$$

Derivando respecto al tiempo:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{x}} \right) = m_{S3} \left(-L \sin \omega_0 \ddot{\theta} + \ddot{x} \right) \quad (\text{F.41})$$

Calculamos $\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial x}$:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial x} = k_3 x \quad (\text{F.42})$$

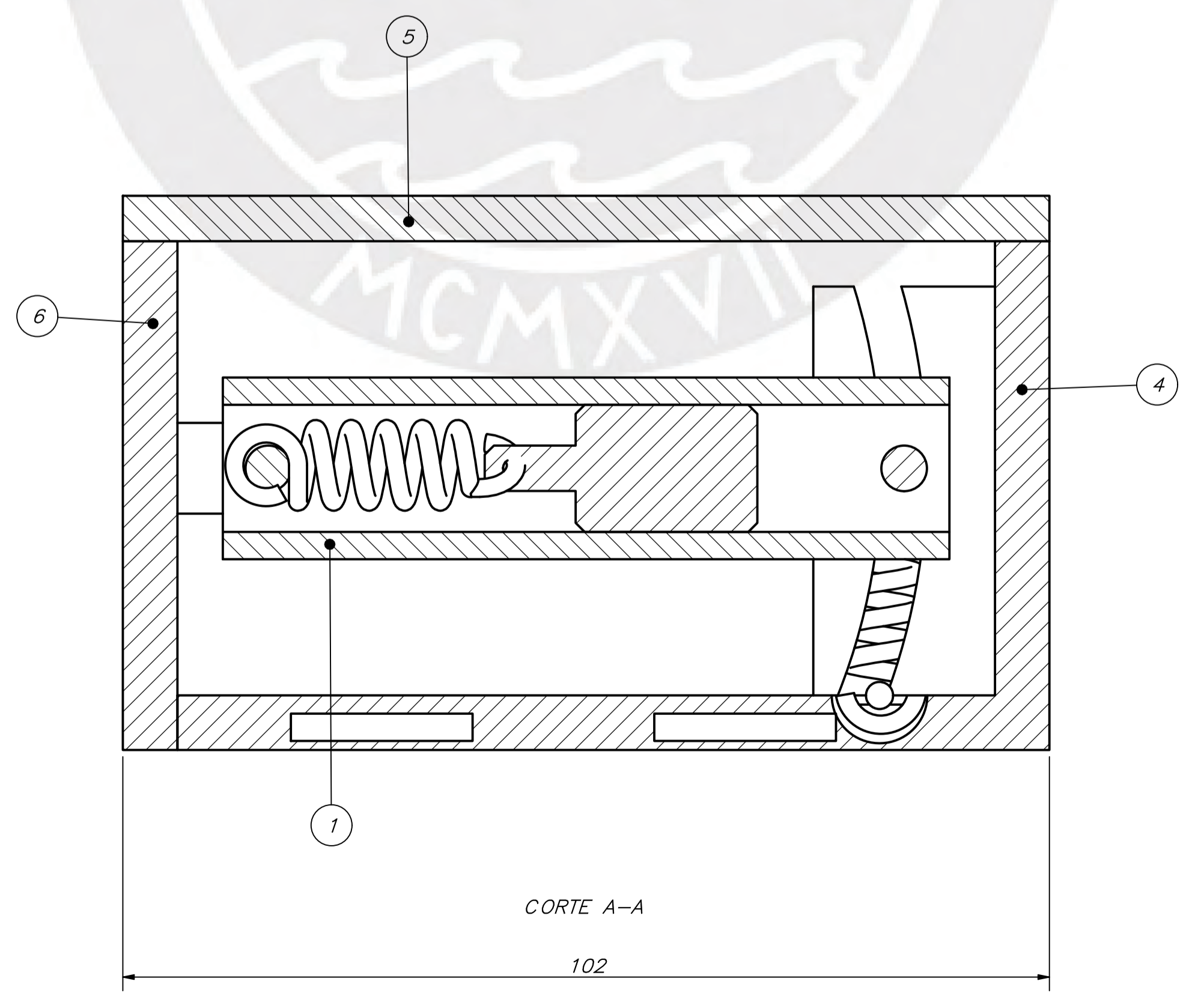
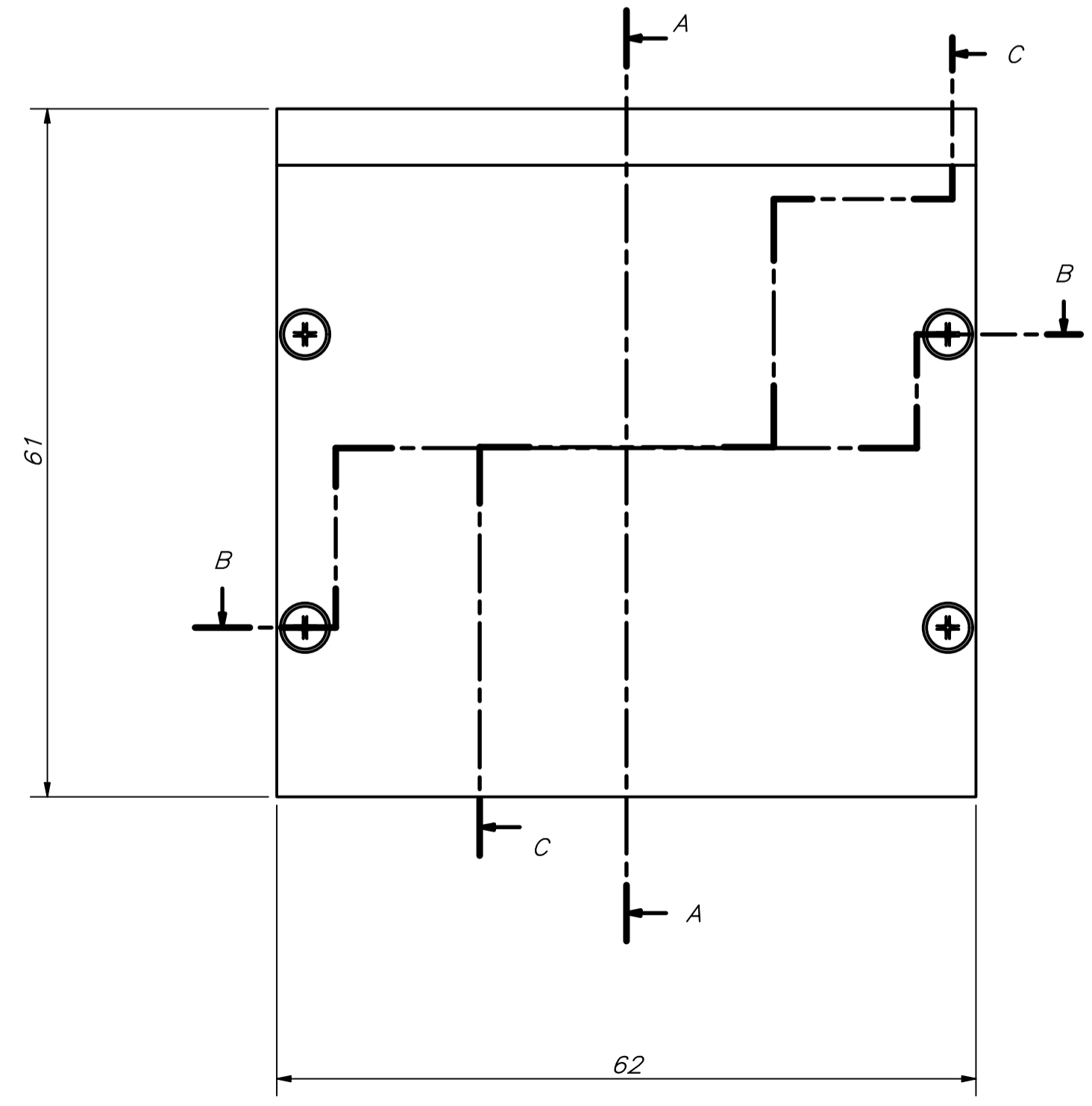
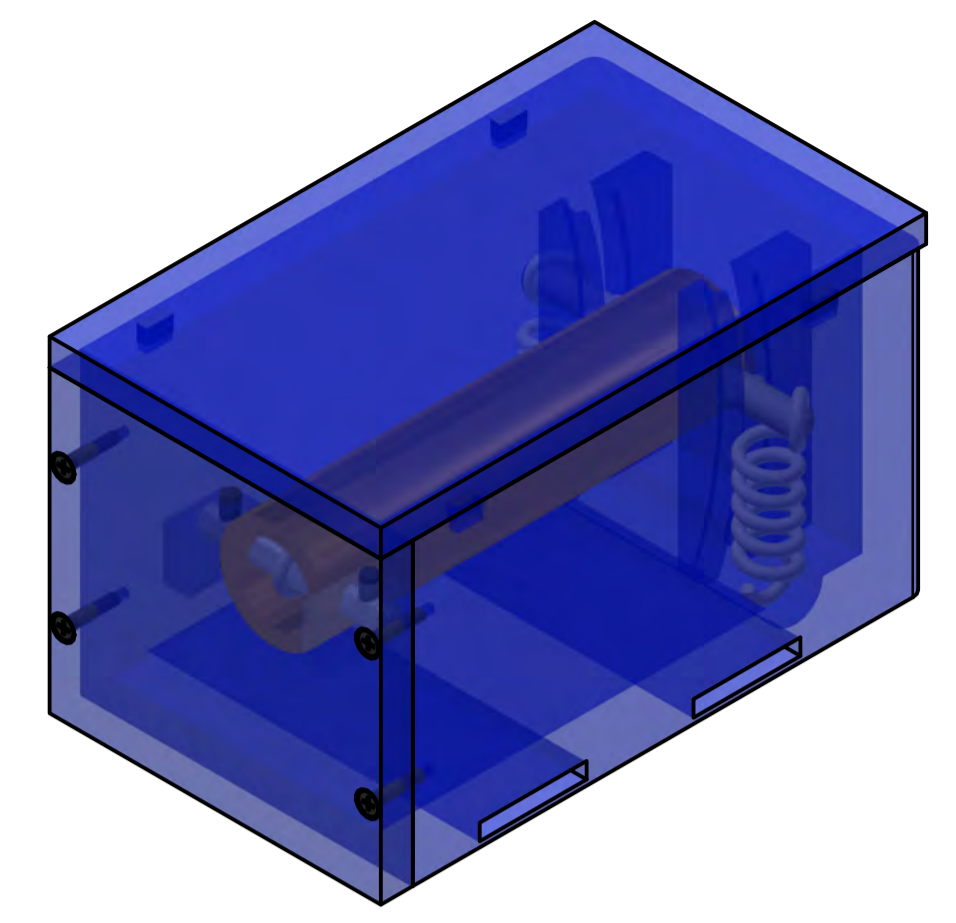
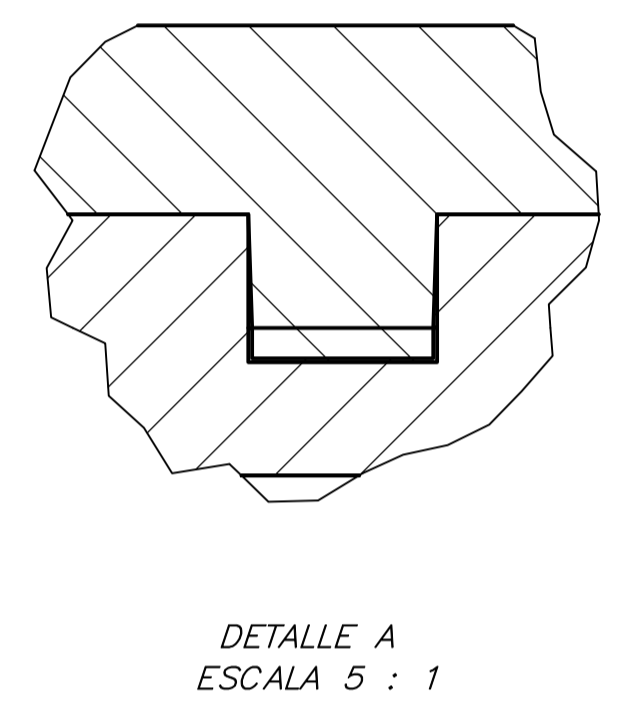
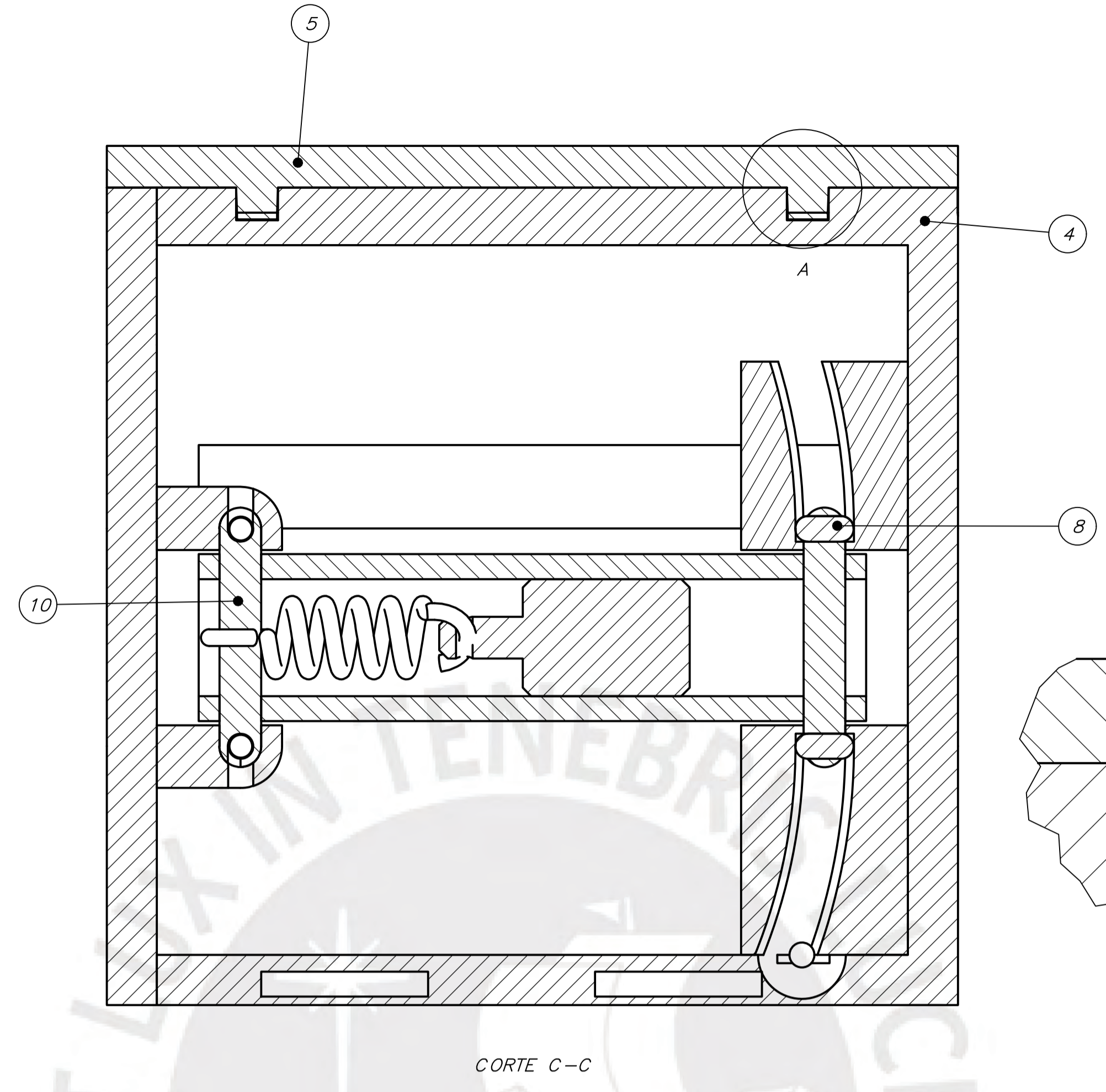
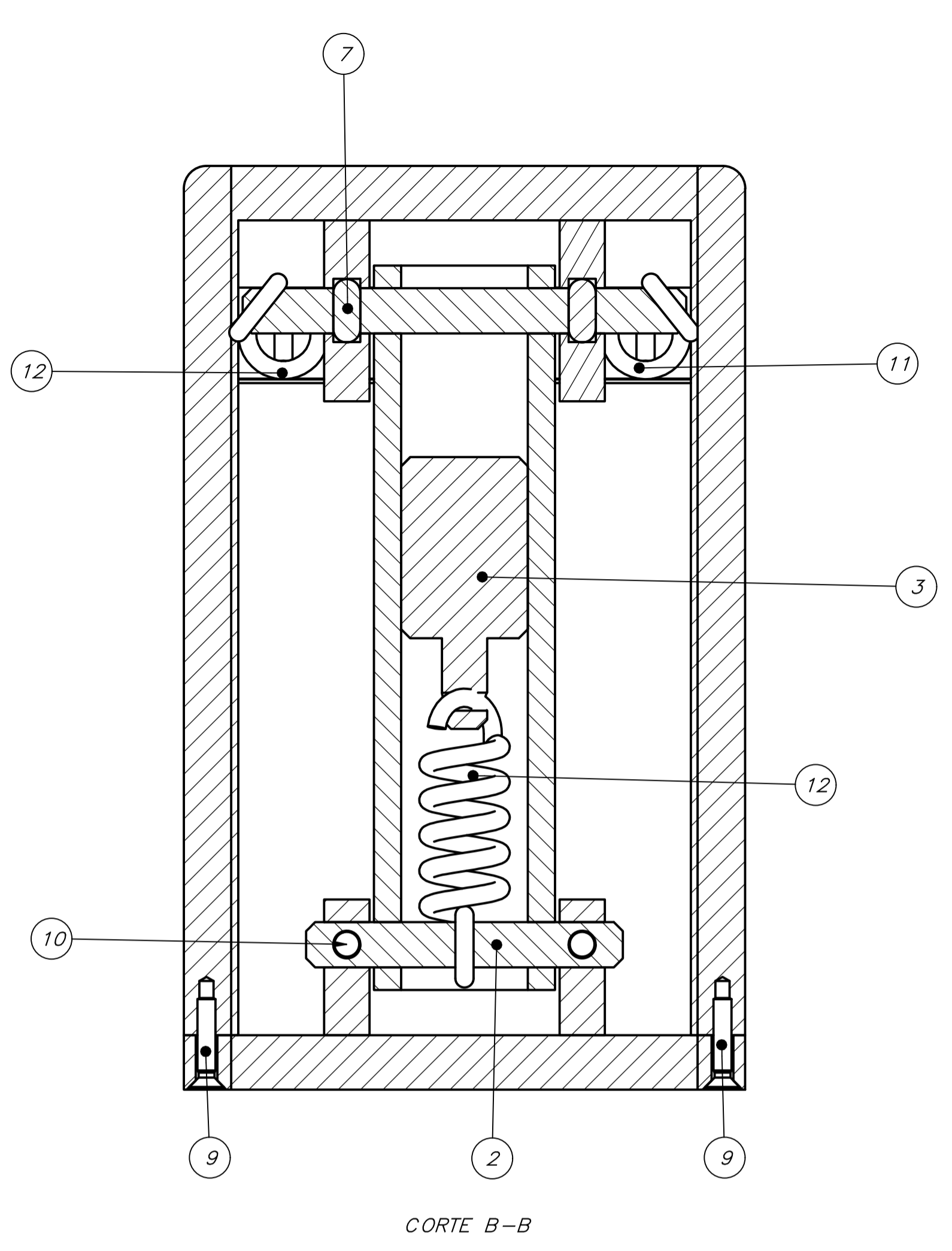
Aplicando la ecuación de Euler-Lagrange:

$$m_{S3} \ddot{x} - m_{S3} L \sin \omega_0 \ddot{\theta} + k_3 x = 0 \quad (\text{F.43})$$



Anexo G: Planos mecánicos

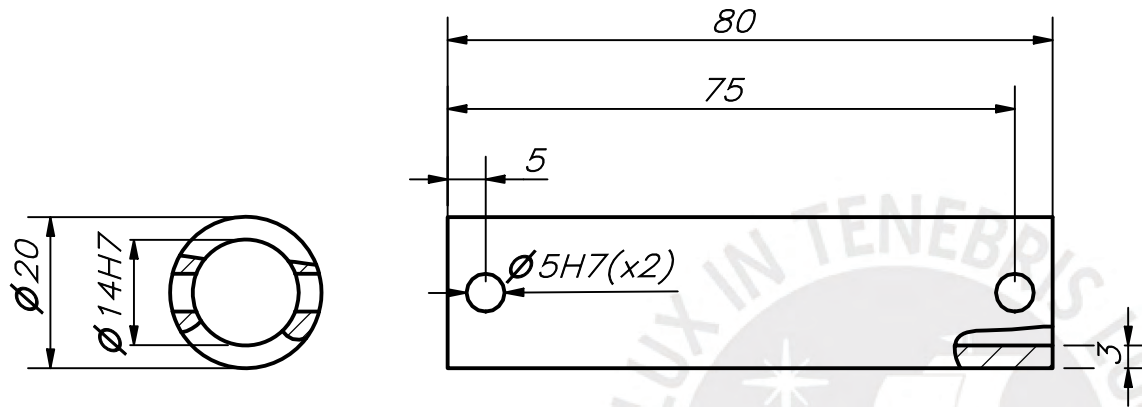




PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
12	2	Resorte de barra tipo cilindro		Zinc	Aleación de cobre
11	1	Resorte de masa deslizante		Zinc	Aleación de cobre
10	2	Pin de sujeción de Eje 50x35mm	ISO 8734	Aluminio	
9	4	Tornillo - M2 x 10 - 4.8 - H	ISO 7046-1	Aluminio	
8	1	Pin deslizante 2	ASTM B221	Aluminio	6061
7	1	Pin deslizante 1	ASTM B221	Aluminio	6061
6	1	Tapa posterior		Filamento	PETG
5	1	Tapa superior		Filamento	PETG
4	1	Carcasa protectora		Filamento	PETG
3	1	Masa deslizante	SAE 660	Bronce	Al Plomo (C93200)
2	1	Eje 50x35mm	ASTM B221	Aluminio	6061
1	1	Barra tipo cilindro	SAE 660	Bronce	Al Plomo (C93200)

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
 DISEÑO DE UNA ORTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON
 MÉTODO DE PROYECCIÓN: ESCALA: 2:1
 20170940 AQUISE LEIVA, CHRISTIAN NOEL JR FECHA: 2024.09.19
 PLANO: 01-A1-E01

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



ACABADO SUPERFICIAL 1.6/	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768 MEDIA	MATERIAL BRONCE AL PLOMO (C93200)
-----------------------------	---	---

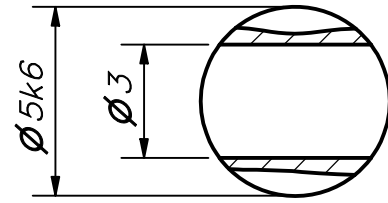
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – ESPECIALIDAD DE INGENIERIA MECÁNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ORTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON BARRA HUECA	ESCALA 1:1
--------------------------	---	---------------

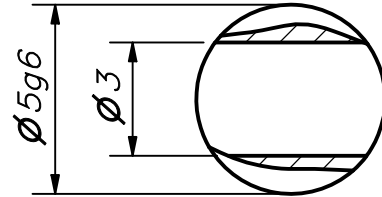
14 H7	14,018	14,00
5 H7	0,012	5,00
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

20170940	AQUISE LEIVA, CHRISTIAN NOEL JR	FECHA: 2024.09.19
		PLANO: 02-A4-D01

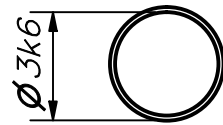
EJE 5Dx35mm



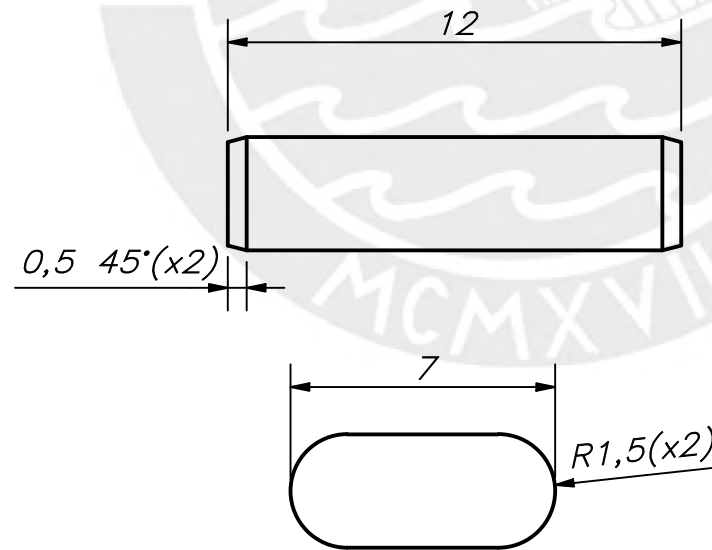
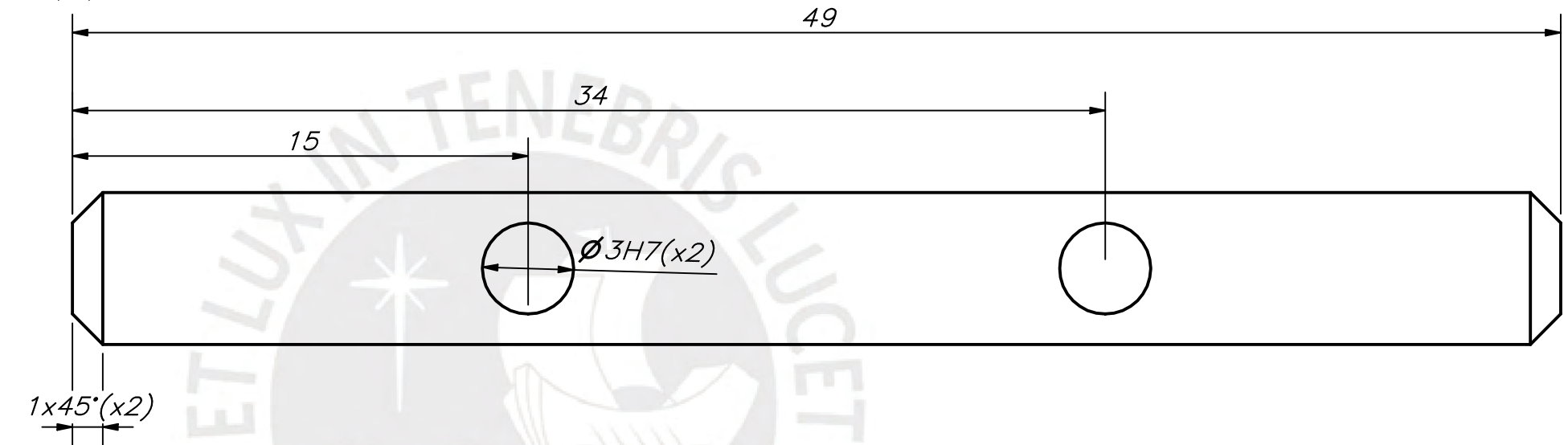
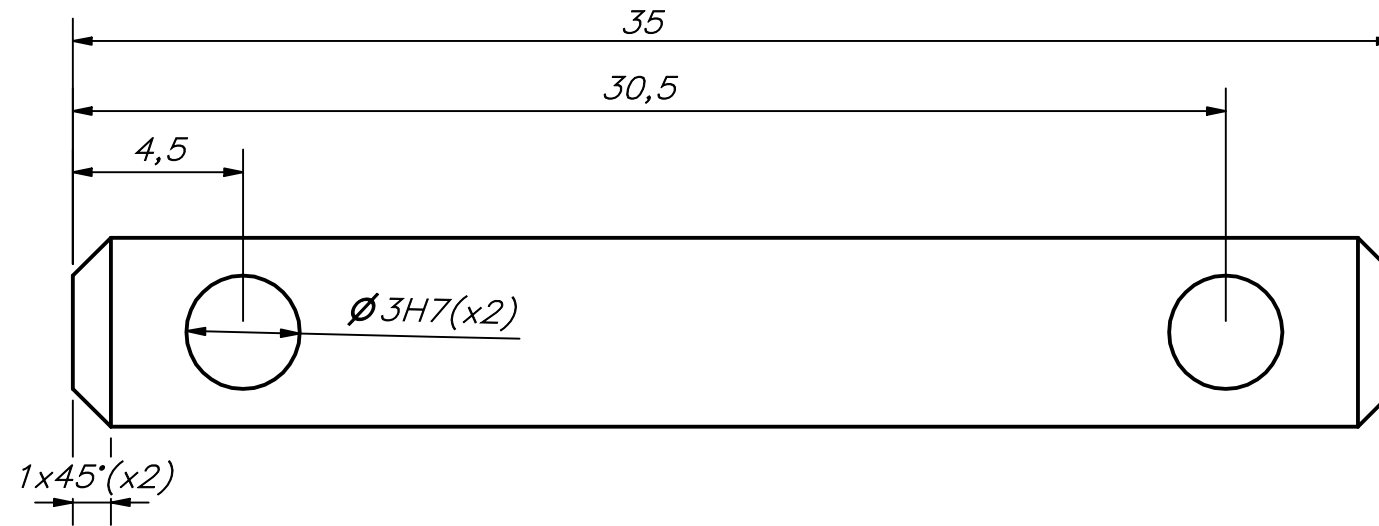
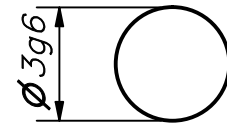
EJE 5Dx49mm



PIN DE SUJECION

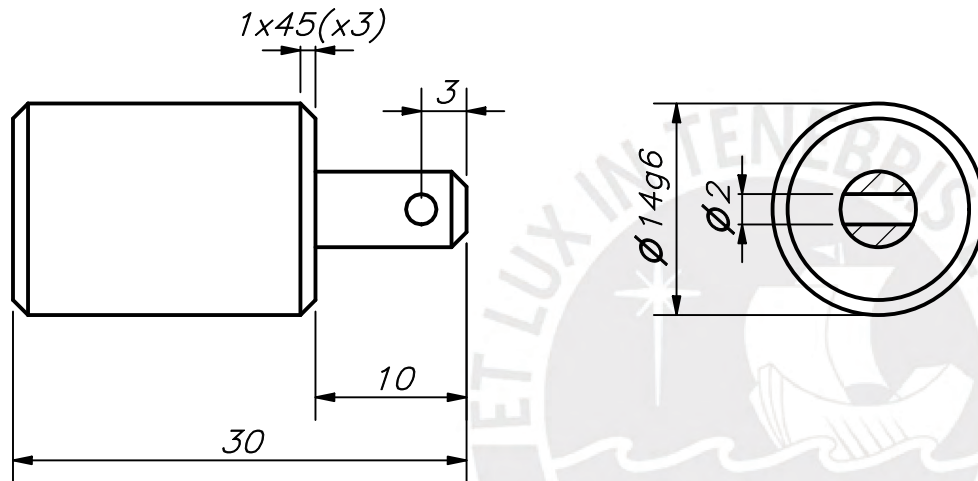


PIN DESLIZANTE 1 Y 2



5 k6	5,009	5,001
5 g6	4,996	4,988
3 H7	3,01	3,00
3 k6	3,006	3,00
3 g6	2,998	2,992
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL 1.6/	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768 MEDIA	MATERIAL ALUMINIO 6061
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – ESPECIALIDAD DE INGENIERIA MECÁNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ORTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON PIN DESLIZANTE 1 Y 2 – EJE 5Dx49mm – EJE 5Dx35mm – PIN DE SUJECION	ESCALA 5:1
20170940	AQUISE LEIVA, CHRISTIAN NOEL JR	FECHA: 2024.09.19
		PLANO: 03-A3-D02



ACABADO SUPERFICIAL 1.6 /	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768 MEDIA	MATERIAL BROONCE AL PLOMO (C93200)
------------------------------	---	--

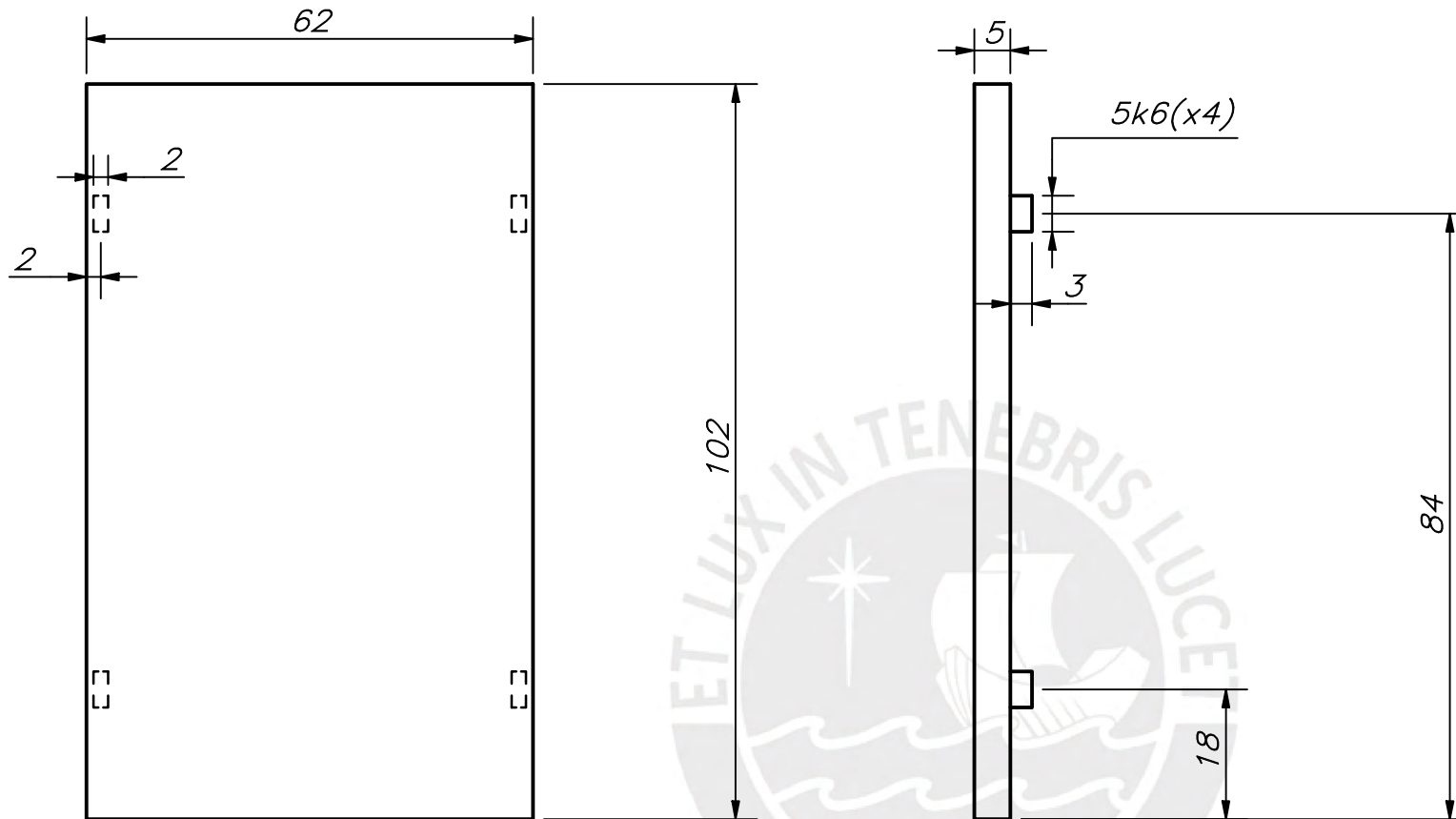
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – ESPECIALIDAD DE INGENIERIA MECÁNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ORTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON MASA DESPLIZANTE	ESCALA 2:1
--------------------------	--	---------------

20170940	AQUISE LEIVA, CHRISTIAN NOEL JR	FECHA: 2024.09.19
----------	---------------------------------	----------------------

14 g6	13,994	13,984
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

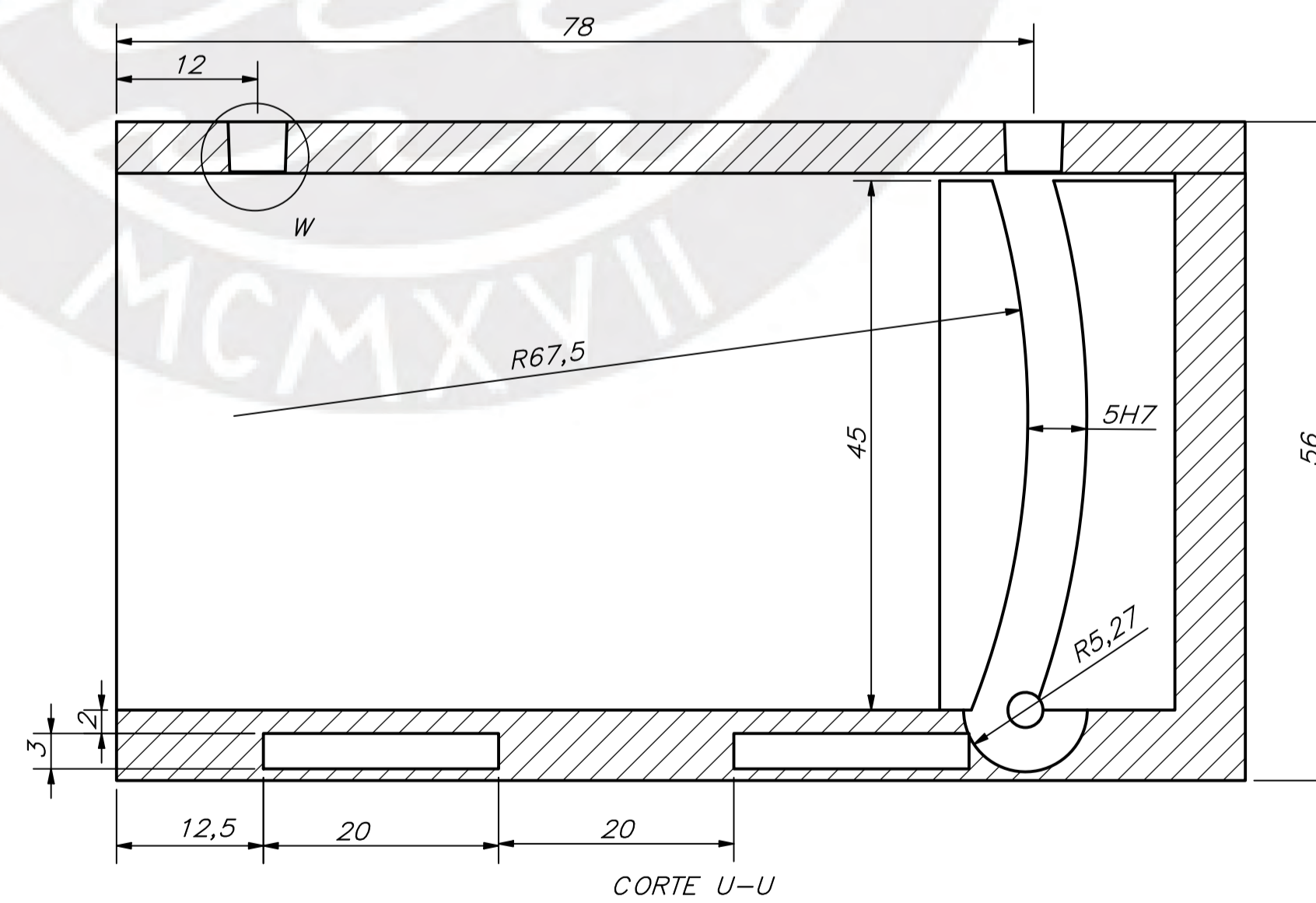
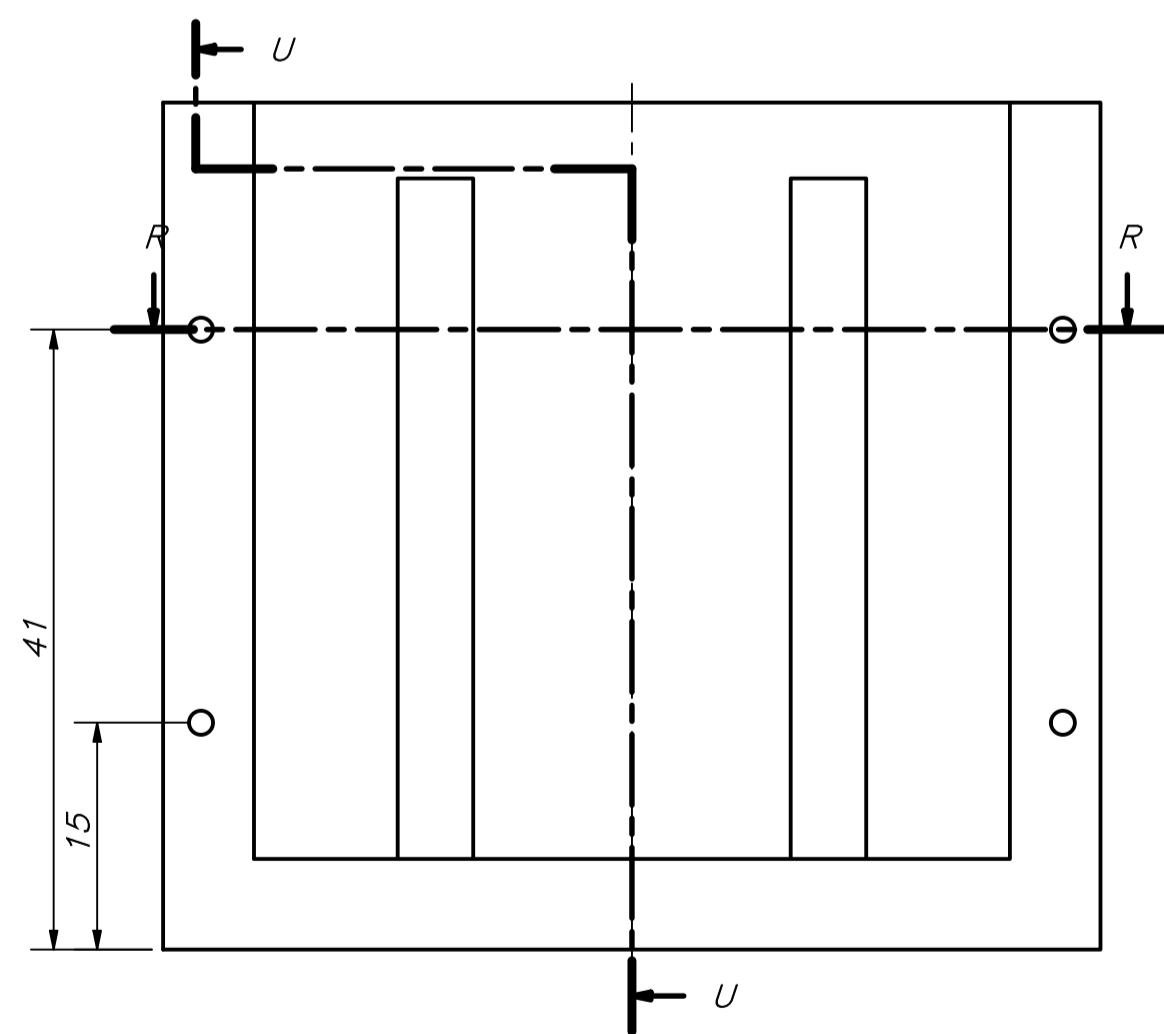
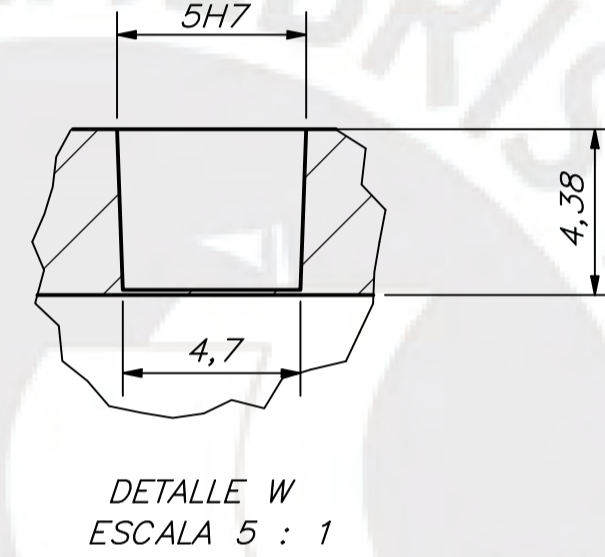
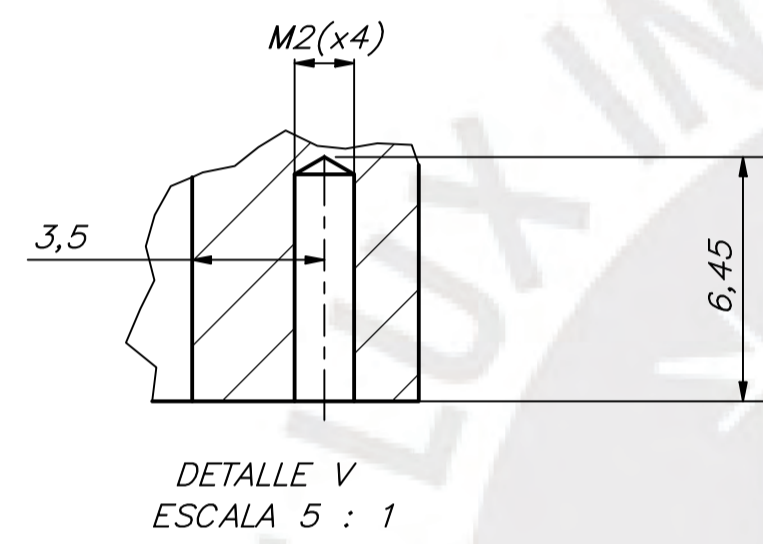
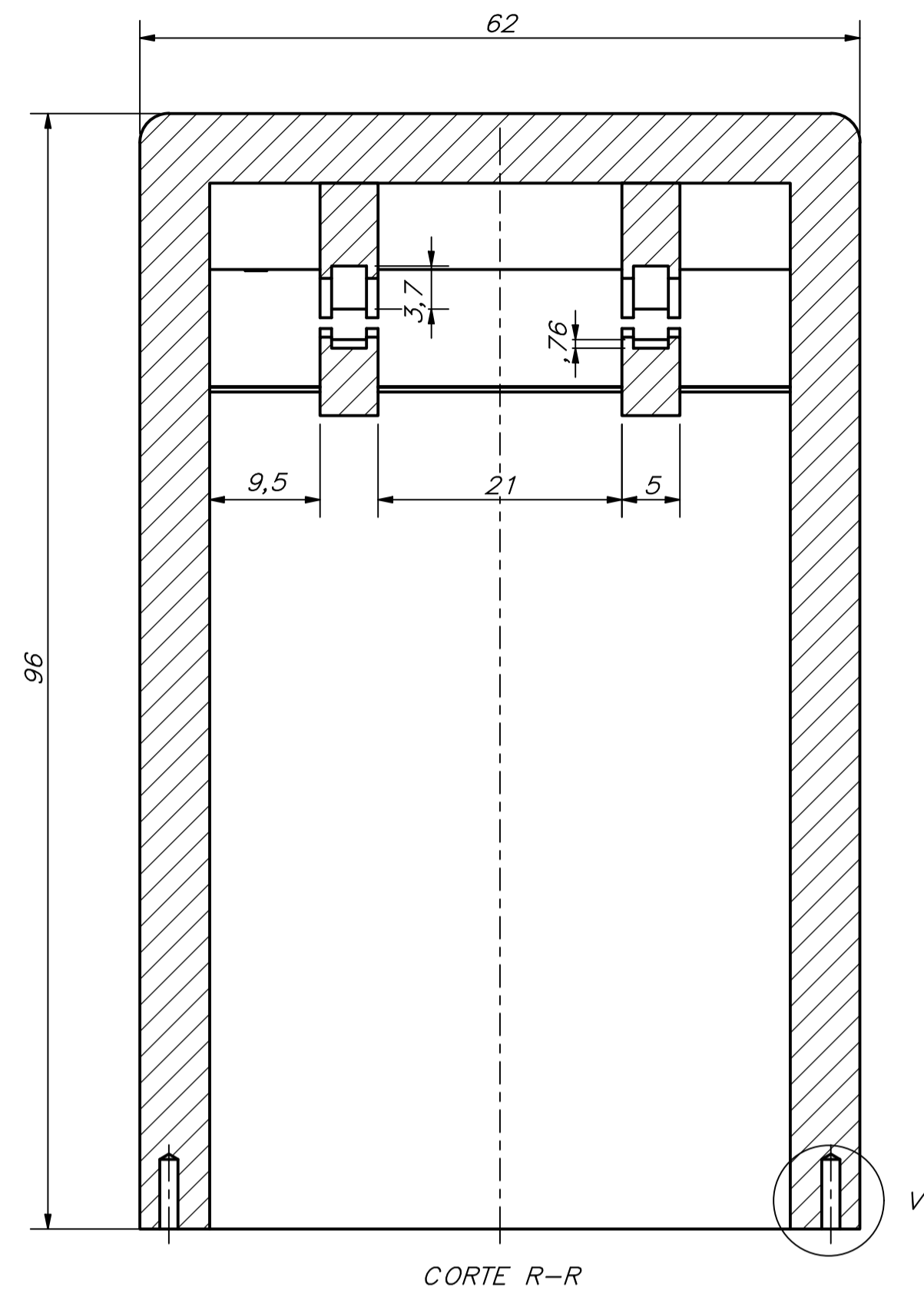
		PLANO: 04-A4-D03
--	--	---------------------



ACABADO SUPERFICIAL N9 ✓	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768 MEDIA	MATERIAL FILAMENTO PETG
<p align="center">PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – ESPECIALIDAD DE INGENIERIA MECÁNICA</p>		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ORTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON TAPA SUPERIOR	ESCALA 1:1
20170940	AQUISE LEIVA, CHRISTIAN NOEL JR	FECHA: 2024.09.19
		PLANO: 05-A3-D04

PARÁMETROS DE IMPRESIÓN PARA TODOS LOS ÍTEMS:
 ALTURA DE CAPA: 0,2 mm
 PORCENTAJE DE RELLENO: 60%
 NÚMERO DE CAPAS INTERNAS: 4

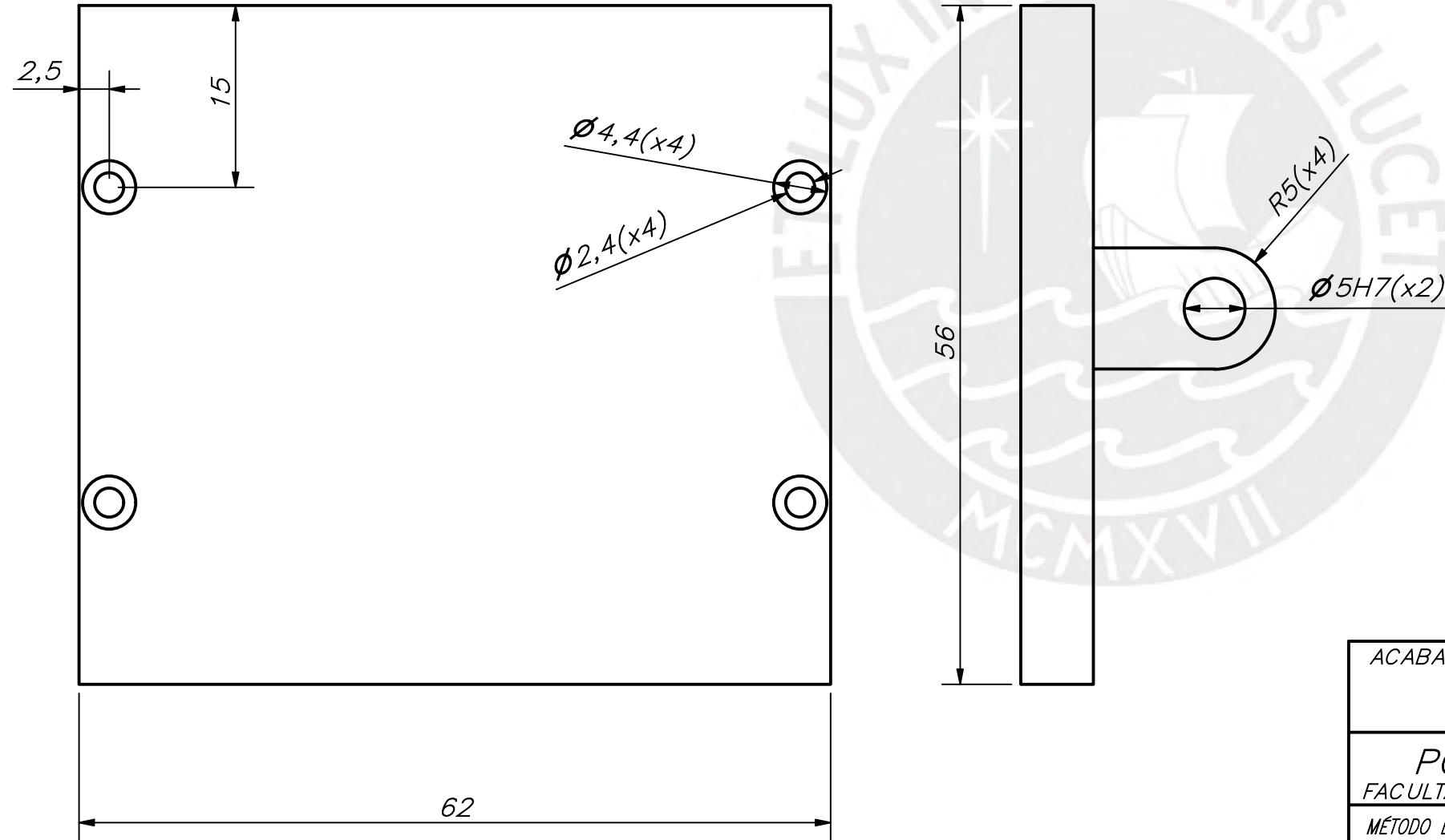
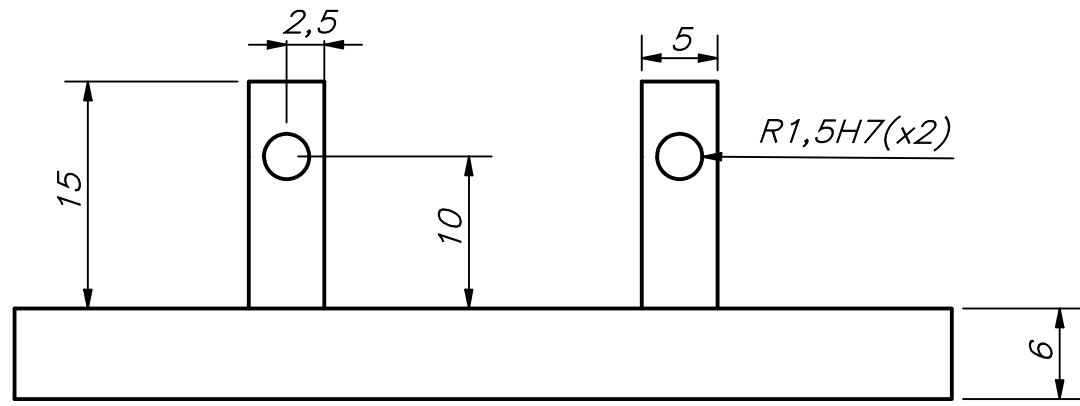
5k6	5,009	5,001
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



PARÁMETROS DE IMPRESIÓN PARA TODOS LOS ÍTEMS:
 ALTURA DE CAPA: 0,2 mm
 PORCENTAJE DE RELLENO: 60%
 NÚMERO DE CAPAS INTERNAS: 4

5H7	5,012	5,00
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
N9/	ISO 2768 MEDIA	FILAMANETO PETG
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – ESPECIALIDAD DE INGENIERIA MECÁNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UNA ORTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON	ESCALA
	CARCASA PROTECTORA	1:1
20170940	AQUISE LEIVA, CHRISTIAN NOEL JR	FECHA: 2024.09.19
		PLANO: 06-A2-D05



PARÁMETROS DE IMPRESIÓN PARA TODOS LOS ITEMS:
 ALTURA DE CAPA: 0,2 mm
 PORCENTAJE DE RELLENO: 60%
 NÚMERO DE CAPAS INTERNAS: 4

5 H7	5,012	5,00
1,5 H7	1,51	1,50
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

ACABADO SUPERFICIAL N9/ ✓	TOLERANCIA GENERAL ISO 2768 MEDIA	MATERIAL FILAMANETO PETG
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – ESPECIALIDAD DE INGENIERIA MECÁNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UNA ORTESIS QUE COMPENSE LAS VIBRACIONES DEL CONJUNTO MUÑECA-MANO EN PACIENTES CON PARKINSON TAPA POSTERIOR	ESCALA 2:1
20170940	AQUISE LEIVA, CHRISTIAN NOEL JR	FECHA: 2024.09.19
		PLANO: 07-A3-D06