

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**Diseño de un dispositivo para supresión de temblores de flexión-  
extensión en la mano**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE  
INGENIERO MECATRÓNICO**

**AUTOR:**

Jhedmar Jhonatan Callupe Luna

**ASESOR:**

Dante Angel Elias Giordano

Lima, setiembre, 2019

## RESUMEN

El temblor corporal es uno de los síntomas más comunes en enfermedades neurológicas, siendo el temblor de manos y brazos los que más se presentan en la mayoría de casos. Este tipo de síntomas generalmente no producen dolor al paciente, sin embargo, debido a que por naturaleza los miembros más usados por una persona son las manos, pueden impedir al paciente de realizar sus actividades cotidianas con normalidad.

Las enfermedades más comunes que causan los temblores de mano son el temblor esencial y el Parkinson. Así mismo, el tipo de movimiento más común en ser afectado es la flexión y extensión de la mano. Por otro lado, diversas investigaciones se han desarrollado a lo largo de los años con el objetivo de mitigar este tipo de síntomas, tales como el tratamiento mediante fármacos, cirugías cerebrales o el uso de órtesis mecánicas. Sin embargo, estos no han resultado ser muy amigables debido a los efectos secundarios presentados o a las incomodidades generadas al paciente.

Así, la presente tesis desarrolla el diseño de un dispositivo no invasivo para la supresión de temblores en flexión y extensión de la mano, el cual sea portable, ligero y de bajo costo. Así mismo, con el fin de evitar alguna incomodidad al usuario, el dispositivo se desarrolló con elementos flexibles.

En el presente documento, se presenta el diseño mecánico del dispositivo amortiguador encargado de mitigar los temblores. Además, se diseña el sistema de control, el cual contiene todos los componentes necesarios para el control automático del amortiguador flexible. Así mismo, con el objetivo de demostrar su efectividad, se realiza el modelamiento de los temblores de mano y el amortiguador, llegando a amortiguamientos de más del 70% de la amplitud inicial. Finalmente, el costo de fabricación resulta ser menor a S/. 1,500 soles, lo cual brinda expectativas de que el producto pueda ser mejorado y llevado a la comercialización.



Agradezco a Dios por haberme dado la oportunidad de estudiar esta carrera profesional y permitirme finalizarla el día de hoy con el desarrollo de esta tesis. A mi familia, por el apoyo, los consejos y el amor incondicional que me brindaron durante todo este tiempo. Al Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica por haberme guiado en este proceso, en especial a los profesores Dante Elías y Victoria Abarca, quienes con mucha paciencia me ayudaron en lo académico y en lo personal.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	i
ÍNDICE DE TABLAS .....	v
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vi
INTRODUCCIÓN .....	1
I. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE .....	4
1.1 TEMBLORES DE MANO .....	4
1.1.1 Clasificación de los temblores de mano.....	5
1.1.2 Principales enfermedades relacionadas.....	6
1.2 DISPOSITIVOS DE SUPRESIÓN DE TEMBLORES DE MANO.....	8
1.2.1 Dispositivos en desarrollo académico.....	9
1.2.1.1 Proyecto <i>Viscous Beam</i> .....	9
1.2.1.2 Proyecto exoesqueleto WOTAS .....	10
1.2.1.3 Supresión de temblores usando estimulación eléctrica.....	11
1.2.1.4 Supresión de temblores usando amortiguadores magnetoreo .....	12
1.2.2 Productos en desarrollo comercial .....	12
1.2.2.1 Proyecto GRACE.....	12
1.2.2.2 Proyecto EMMA de Microsoft.....	13
1.2.3 Productos comerciales.....	14
1.2.3.1 Órtesis anti-temblores <i>Readi-Steady</i> .....	14
1.2.3.2 Órtesis de amortiguamiento de temblores <i>Steadywear</i> .....	15
1.3 TECNOLOGÍA FLEXIBLE: <i>SOFT ROBOTICS</i> .....	17
1.3.1 Sensores en <i>Soft robotics</i> .....	18
1.3.1.1 Sensor de flexión resistivo .....	18
1.3.1.2 Sensor magnético .....	20
1.3.1.3 Sensor optoelectrónico .....	20
1.3.1.4 Sensores inerciales .....	21
1.3.2 Actuadores en <i>Soft robotics</i> .....	21
1.3.2.1 Polímero electroactivo .....	22
1.3.2.2 Aleaciones con memoria de forma.....	22
1.3.2.3 Actuadores neumáticos .....	23
1.3.2.4 Tecnología de atasco por partículas y por capas.....	24
II. DISEÑO CONCEPTUAL.....	26
2.1 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA .....	26
2.2 ESTRUCTURA DE FUNCIONES.....	33
2.3 MATRIZ MORFOLÓGICA Y EVALUACIÓN TÉCNICA-ECONÓMICA .....	35
2.4 CONCEPTO DE SOLUCIÓN ÓPTIMO.....	35
III. DISEÑO MECÁNICO DEL DISPOSITIVO .....	37
3.1 ANÁLISIS MATEMÁTICO DEL <i>LAYER JAMMING</i> .....	37
3.1.1 Caracterización de la tecnología <i>layer jamming</i> .....	38
3.1.2 Modelamiento empírico del <i>layer jamming</i> .....	40
3.1.3 Aproximación del sistema como amortiguador de fricción.....	44
3.1.4 Estimación y verificación de la fuerza de transición .....	45
3.1.5 Equivalencia del sistema como amortiguador viscoso.....	50

3.2	MODELAMIENTO DEL DISPOSITIVO AMORTIGUADOR SOBRE LA MANO.....	53
3.2.1	Modelamiento de la flexión-extensión de la mano .....	53
3.2.2	Modelamiento de los temblores musculares .....	56
3.2.3	Modelamiento de la mano con el amortiguador.....	58
3.3	DISEÑO DEL DISPOSITIVO AMORTIGUADOR DE TEMBLORES.....	60
3.3.1	Elemento de sujeción a la mano.....	60
3.3.2	Dimensionamiento y análisis computacional del amortiguador .....	63
3.3.3	Diseño mecánico de la cubierta del amortiguador .....	67
3.3.3.1	Cubierta de capas y sensor .....	68
3.3.3.2	Tapa de hermetización y conexión de vacío .....	68
3.3.3.3	Tapa de encaje del sensor.....	70
3.3.3.4	Ensamble final del amortiguador .....	70
3.4	SELECCIÓN DEL GENERADOR DE PRESIÓN DE VACÍO.....	71
IV.	DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL.....	73
4.1	LÓGICA DE FUNCIONAMIENTO GENERAL DEL DISPOSITIVO .....	73
4.2	SISTEMA DE CONTROL DEL DISPOSITIVO.....	74
4.2.1	Arquitectura de control .....	75
4.2.2	Diagrama de flujo del sistema.....	75
4.3	SELECCIÓN DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS .....	77
4.3.1	Requerimientos electrónicos para el control.....	77
4.3.2	Driver de activación de mini bomba de vacío.....	78
4.3.3	Sensor de flexión y extensión .....	79
4.3.4	Controlador del sistema.....	81
4.3.5	Almacenamiento de energía.....	82
4.3.6	Cargador, acondicionamiento de voltaje y detección de batería baja ....	84
4.3.7	Diagrama con componentes seleccionados.....	86
4.4	DISEÑO ELECTRÓNICO EN TARJETA IMPRESA.....	86
4.5	DISEÑO DE LA CARCASA DE PROTECCIÓN .....	88
4.5.1	Carcasa base .....	88
4.5.2	Cubierta de batería .....	89
4.5.3	Carcasa superior .....	89
4.5.4	Ensamble de la carcasa de componentes.....	90
4.6	SUJECIÓN DE LA CARCASA AL BRAZO DEL PACIENTE.....	91
V.	DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS .....	92
5.1	INTEGRACIÓN COMPLETA DEL SISTEMA.....	92
5.2	PLANOS .....	93
5.3	ESTIMACIÓN DE COSTOS .....	94
5.3.1	Costo de diseño .....	94
5.3.2	Costo de componentes.....	94
5.3.3	Costo de fabricación.....	95
5.3.4	Costo de integración y pruebas .....	96
5.3.5	Costo total del sistema .....	96
	CONCLUSIONES .....	97
	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....	98
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	99
	ANEXOS .....	101

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Comparación entre temblor esencial y el parkinson .....	8
Tabla 1.2: Características de patente de steadewear .....	16
Tabla 2.1: Resumen de los requerimientos del sistema.....	33
Tabla 3.1: Coeficientes de modelado propuesto .....	43
Tabla 3.2: Parámetros de diseño de prototipo experimental .....	49
Tabla 3.3: Resultados de fuerzas de transición a diferentes valores de presión.....	50
Tabla 3.4: Masa de la mano y radio de giro en el plano sagital .....	55
Tabla 3.5: Parámetros para el modelo dinámico de la mano.....	56
Tabla 3.6: Principales características de la muñequera branson bra-144.....	62
Tabla 3.7: Parámetros utilizados en el diseño del amortiguador.....	65
Tabla 3.8: Características del tubo neumático seleccionado.....	69
Tabla 3.9: Generadores de vacío propuestos.....	72
Tabla 4.1: Mosfets propuestos para la activación del generador .....	78
Tabla 4.2: Principales características del módulo lsm9ds1 .....	80
Tabla 4.3: Microcontroladores propuestos para el sistema .....	81
Tabla 4.4: Análisis de energía requerida en la batería .....	83
Tabla 5.1: Relación de planos de despiece y ensamble.....	94
Tabla 5.2: Costo de componentes.....	95
Tabla 5.3: Costo de fabricación.....	96
Tabla 5.4: Costo total del sistema .....	96

## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Clasificación de los temblores según su activación .....	5
Figura 1.2: Proyecto <i>viscous beam</i> .....	10
Figura 1.3: Órtesis activa wotas.....	10
Figura 1.4: Diagrama de supresión de temblores mediante estimulación eléc.....	11
Figura 1.5: Prototipo del amortiguador magnetoreológico.....	12
Figura 1.6: Proyecto de emprendimiento grace.....	13
Figura 1.7: Proyecto emma de microsoft.....	14
Figura 1.8: Órtesis anti-temblores <i>readi-steady</i> .....	15
Figura 1.9: Órtesis de amortiguamiento <i>steadewear</i> .....	16
Figura 1.10: Mecanismo patentado de <i>steadewear</i> . Patente us20170290698a1 .....	16
Figura 1.11: Robot flexible <i>octobot</i> .....	17
Figura 1.12: Sensor de flexión.....	19
Figura 1.13: Sobreimpulso en sensor de flexión .....	19
Figura 1.14: Ensamblaje del sensor magnético como flexómetro.....	20
Figura 1.15: Fibra óptica perforada .....	20
Figura 1.16: Sensor inercial mpu-6050 .....	21
Figura 1.17: Principio de funcionamiento de los polímeros electroactivos.....	22
Figura 1.18: Comportamiento de las aleaciones con memoria de forma .....	23
Figura 1.19: Actuador neumático mckibben .....	23
Figura 1.20: Actuadores neumáticos de silicona. ....	24
Figura 1.21: Dispositivos de atasco desactivados y activados . ....	25
Figura 1.22: Efecto de la cantidad de capas, vacío y fricción en atasco por capa..	25
Figura 2.1: Estructura de funciones .....	34
Figura 2.2: Concepto de solución óptimo – dispositivo amortiguador.....	36
Figura 2.3: Concepto de solución óptimo – sujeción de componentes elec .....	36
Figura 3.1: Tecnología de atasco por capas o <i>layer jamming</i> .....	38
Figura 3.2: Dispositivos desactivados (izquierda) y activados (derecha).....	38
Figura 3.3: Curva característica del mecanismo <i>layer jamming</i> .....	39
Figura 3.4: Efecto de la cantidad de capas, vacío y fricción en atasco por capa..	40
Figura 3.5: Ensayo mecánico de flexión.....	40
Figura 3.6: Esquema representativo del fenómeno de atasco por capas.....	41
Figura 3.7: Curva característica y modelado del dispositivo.....	41

Figura 3.8:	Resultados de los ensayos mecánicos .....	43
Figura 3.9:	Aproximación del <i>layer jamming</i> .....	44
Figura 3.10:	Fuerzas actuantes en el dispositivo .....	46
Figura 3.11:	Fuerza cortante y momento flector actuante en el dispositivo.....	46
Figura 3.12:	Propiedad complementaria de la fuerza cortante .....	47
Figura 3.13:	Dimensiones del dispositivo como capas apiladas .....	48
Figura 3.14:	Verificación de análisis matemático en gráfica experimental.....	49
Figura 3.15:	Equivalencia en amortiguador viscoso.....	52
Figura 3.16:	Esquema en lazo abierto del sistema.....	53
Figura 3.17:	Posiciones y mediciones relativas de la mano .....	55
Figura 3.18:	Modelamiento del sistema completo.....	58
Figura 3.19:	Muñequera bilateral marca branson – vista superior .....	61
Figura 3.20:	Muñequera bilateral marca branson – vista lateral .....	61
Figura 3.21:	Muñequera bilateral marca branson – vista inferior .....	61
Figura 3.22:	Muñequera branson extendida .....	62
Figura 3.23:	Gráfica amortiguamiento vs presión de vacío para $f= 4,7$ y $10$ hz ....	64
Figura 3.24:	Gráfica amortiguamiento vs frecuencia de temblor .....	66
Figura 3.25:	Amortiguamiento de temblores para frecuencia de $4$ hz.....	67
Figura 3.26:	Cubierta de capas y sensor inercial .....	68
Figura 3.27:	Tubería de polietileno de baja densidad de grado alimentario.....	69
Figura 3.28:	Tapa de hermetización y conexión a vacío .....	70
Figura 3.29:	Tapa del sensor inercial.....	70
Figura 3.30:	Ensamble del amortiguador.....	71
Figura 4.1:	Esquema de funcionamiento del dispositivo.....	74
Figura 4.2:	Arquitectura de control del sistema.....	75
Figura 4.3:	Diagrama de flujo del sistema.....	76
Figura 4.4:	Diagrama de bloques del sistema con funciones electrónicas .....	77
Figura 4.5:	Módulo para sensor lsm9ds1 de sparkfun .....	80
Figura 4.6:	Batería ión-litio $3.7v$ $1200mah$ .....	84
Figura 4.7:	Powerboost $1000c$ adafruit.....	85
Figura 4.8:	Adaptador ac/dc $5v$ $2.5a$ de adafruit .....	85
Figura 4.9:	Diagrama de bloques del sistema con componentes electrónicos.....	86
Figura 4.10:	Conexión entre pistas de la tarjeta electrónica.....	87
Figura 4.11:	Representación gráfica de la tarjeta electrónica.....	87
Figura 4.12:	Carcasa base .....	88

Figura 4.13:	Cubierta de batería .....	89
Figura 4.14:	Carcasa superior .....	89
Figura 4.15:	Ensamble por unión atornillada .....	90
Figura 4.16:	Vista interior del ensamble.....	90
Figura 4.17:	Carcasa de componentes electrónicos.....	91
Figura 4.18:	Sistema de adhesión por velcro.....	91
Figura 5.1:	Sistema de amortiguamiento sobre el paciente .....	93
Figura 5.2:	Integración final de los componentes.....	93



## INTRODUCCIÓN

El temblor corporal es uno de los síntomas más comunes en enfermedades neurológicas, siendo el temblor de manos y brazos los que más se presentan en la mayoría de casos (90%) [Zeuner, 2012]. Los temblores son definidos por la IPMDS<sup>1</sup> como movimientos involuntarios, rítmicos y oscilatorios de una parte del cuerpo [Bhatia, 2018]. Tales movimientos involuntarios, aunque normalmente no generan dolor, pueden representar un gran obstáculo para el paciente al realizar labores básicas como alimentarse, vestirse, cepillarse los dientes, escribir, hablar o caminar, arrebatándole su autonomía y generándole una preocupación a él y a su familia.

Los temblores suelen manifestarse con mayor frecuencia en personas de la segunda y, principalmente, de la tercera edad. Las principales enfermedades causantes de estos tipos de síntomas son el temblor esencial y el Parkinson. El temblor esencial tiene una prevalencia estimada en más del 10% de la población perteneciente a la tercera edad, siendo así la enfermedad más común en temblores. Por otro lado, el Parkinson afecta a alrededor de 1.6% de la misma población mencionada. Ambas enfermedades pueden generar temblores con variadas características, sin embargo, el tipo de movimiento más común es la flexión y extensión de la mano [Jankovic, 2008; Rana, 2014].

Diversas investigaciones han sido realizadas a lo largo de los años encontrando diversos procedimientos para la mitigación de temblores, los cuales se pueden clasificar en tratamientos invasivos y el uso de dispositivos no invasivos. En el caso de los tratamientos invasivos, se puede destacar el consumo de medicamentos y las cirugías cerebrales; sin embargo, tales tratamientos no han resultado ser muy efectivos debido a que, en caso de los medicamentos, estos son propensos a causar efectos secundarios o, en caso de las cirugías, representan intrínsecamente un grave riesgo para la persona [Zeuner, 2012]. Por otro lado, los diversos dispositivos no invasivos buscan amortiguar el temblor mediante dispositivos electromecánicos, los cuales son

---

<sup>1</sup> International Parkinson and Movement Disorder Society

colocados sobre el brazo o mano del paciente a fin de aplicar cargas dinámicas que mitiguen el temblor; sin embargo, estos dispositivos no han resultado ser agradables para el paciente debido al uso de elementos rígidos en su construcción mecánica, influyendo en el peso, tamaño y falta de ergonomía del sistema. [Case, 2013]. Además, debido al alto costo de dichas soluciones, no todas las personas pueden tener acceso a ellos, siendo el precio un factor muy importante, el cual debe ser considerado en el desarrollo de nuevas soluciones.

Por lo tanto, se propone diseñar un dispositivo no invasivo para supresión de temblores de mano en flexión y extensión, el cual sea portable, ligero y de bajo costo. Además, debido a que estos dispositivos interactúan directamente con personas, su construcción estará basada en elementos flexibles, presentes en la tecnología *Soft robotics*<sup>2</sup>. Se espera que el dispositivo pueda ser usado en pacientes con temblor esencial, Parkinson, u otras enfermedades que presenten este tipo de síntoma.

Este trabajo comprende un estudio de los temblores de mano, dispositivos previos usados en la supresión de temblores y las tecnologías basadas en elementos flexibles. Además, se presentará la lista de requerimientos del sistema, a partir del cual, se desarrollará el diseño conceptual óptimo basado en los lineamientos de la norma alemana VDI2206<sup>3</sup>. Seguidamente, se realizará la ingeniería de detalle para la obtención del diseño del dispositivo amortiguador, así mismo, se diseñará el sistema electrónico con su respectiva carcasa de protección. Finalmente, se realizarán los planos del dispositivo y se estimarán los costos de diseño y fabricación,

Al finalizar la presente tesis se obtendrá un documento que contenga el diseño mecatrónico de un dispositivo de amortiguamiento para temblores de mano en flexión y extensión, y el sistema electrónico para su adecuado control con su respectiva cubierta de protección. Además, se obtendrán los costos estimados para su fabricación.

---

<sup>2</sup> Rama de la robótica cuyo diseño está basado en elementos flexibles.

<sup>3</sup> Metodología de diseño para sistemas mecatrónicos

Gracias a este trabajo se habrá desarrollado la investigación y diseño de un nuevo dispositivo para temblores de mano de flexión y extensión. Entonces, con la fabricación del dispositivo, personas de la segunda y tercera edad que padecen este tipo de temblores, comúnmente temblor esencial y Parkinson, podrían usar este dispositivo y así recuperarían la autonomía en sus labores diarias, brindándoles una mayor satisfacción y felicidad para sus vidas. Además, este dispositivo podría ser mejorado adicionando, además de flexión y extensión, la posibilidad de suprimir temblores de supinación y pronación, con lo cual ya podría aplicarse a pacientes con temblores de mano severos los cuales son más complejos.

La presente tesis será estructurada de la siguiente manera. El primer capítulo presentará los antecedentes y el estado del arte de los dispositivos de supresión de temblores. A continuación, en el segundo capítulo, se desarrollará el diseño conceptual enfatizando los requerimientos de la problemática y seleccionando la mejor propuesta de solución. En el tercer capítulo, el diseño del dispositivo de amortiguamiento será desarrollado; posteriormente, en el cuarto capítulo, se presentará el diseño electrónico necesario para el control del amortiguador. En el quinto capítulo, se listan los planos de diseño y la estimación de costos del producto. Finalmente, las observaciones, recomendaciones y conclusiones son presentadas.

## **CAPÍTULO 1**

### **ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE**

El presente capítulo presentará una revisión del estado del arte de temas seleccionados a fin de encontrar la mejor solución a la problemática planteada. De esta manera, se presentará como primer punto, los temblores mano, su clasificación y las principales enfermedades relacionadas. Posteriormente, se mostrarán los diversos dispositivos de supresión de temblores desarrollados como antecedentes académicos, productos comerciales y patentes con el propósito de compararlos y usar dicha información en el diseño. Finalmente, se estudiarán los diversos mecanismos de flexibilidad variable con el objetivo de seleccionar la tecnología adecuada para el dispositivo a diseñar.

#### **1.1 Temblores de mano**

El temblor es uno de los síntomas más comunes referente a enfermedades neurológicas, constituyendo el temblor de manos y brazos más del 90% de los casos [Zeuner, 2012]. Por otro lado, los temblores son definidos por la *International Parkinson and Movement Disorder Society* (IPMDS) como movimientos involuntarios, rítmicos y oscilatorios de una parte del cuerpo [Bhatia, 2018]. A continuación, se tratará la forma en que estos son clasificados y las principales enfermedades relacionadas: Temblor esencial y Parkinson.

### 1.1.1 Clasificación de los temblores de mano

Los temblores son clasificados básicamente mediante 2 ejes. El primero, mediante características clínicas o síndromes. En esta clasificación se puede diferenciar a la enfermedad por características históricas, características del temblor, signos asociados y resultados según pruebas de laboratorios. Por otro lado, la segunda clasificación está dada por la etiología<sup>4</sup>. Aquí, la clasificación es por enfermedad adquirida, genéticamente definida o idiopática<sup>5</sup>. Sin embargo, a pesar de tener estructurado dichos ejes, es necesario enfatizar que diversas características clínicas, o síndromes, pueden tener múltiples etiologías, así mismo, varios tipos de etiología pueden producir diversos tipos de síndromes [Bhatia, 2018].

Entonces, con el fin de describir los temblores de una manera convencional, se usará un subgrupo de las características del temblor, el cual es muy común entre los investigadores y es perteneciente al eje de características clínicas, denominado condiciones de activación del temblor. Dentro de este subgrupo, existe una clasificación de los temblores basado en los movimientos o condiciones que lo activan. A continuación, en la Figura 1.1, se observa la clasificación de temblores según su activación.

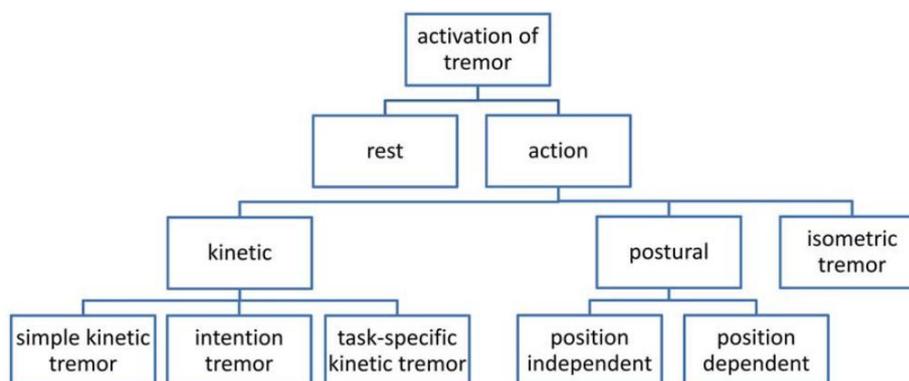


Figura 1.1: Clasificación de los temblores según su activación [Bhatia, 2018]

<sup>4</sup> Causa u origen de la enfermedad.

<sup>5</sup> De causa desconocida.

A partir de la organización mostrada en la Figura 1.1, es posible describir las principales características de diversas enfermedades causantes de temblor. Por esta razón, tener en claro su descripción será de gran importancia en el proyecto.

Como primera diferenciación es necesario denotar al temblor proveniente de reposo y al proveniente de una acción. En el caso del temblor proveniente del reposo, éste es causado cuando el cuerpo se encuentra en reposo o descanso. Así mismo, la intensidad disminuirá o desaparecerá cuando la persona comienza un movimiento voluntario. En el caso del temblor proveniente de una acción, éste temblor proviene de mantener una postura voluntaria o de algún movimiento deseado. Análogamente al caso opuesto, el temblor desaparecerá o disminuirá cuando la persona entre a reposo.

Seguidamente, tal y como se pudo observar en la Figura 1.1, los temblores provenientes de una **acción** pueden subdividirse en:

- a) Temblor cinético: El temblor ocurre cuando el paciente realiza un movimiento voluntario con el miembro afectado.
  - Cinético simple: El temblor es de similar magnitud y frecuencia durante el movimiento.
  - Temblor intencional: La intensidad del temblor aumenta cuando el cuerpo afectado se acerca a su objetivo.
  - Temblor de tarea específica: El temblor sólo ocurre cuando el paciente realiza una tarea en especial, por ejemplo, escribir.
- b) Temblor postural: El temblor comienza cuando la persona se encuentra en una postura o posición específica.
- c) Temblor isométrico: El temblor se presenta cuando el músculo se contrae (ejercicios de fuerza).

### 1.1.2 Principales enfermedades relacionadas

Las principales enfermedades relacionadas a los temblores corporales son el temblor esencial y el Parkinson. Entre ambas enfermedades, el temblor esencial es el más común, sin embargo, muchas veces es confundido como Parkinson debido a que este

último resulta traer más complicaciones propias de la enfermedad como rigidez de los miembros del cuerpo, lentitud motriz o inestabilidad al caminar [Rana, 2014].

**A. Temblor esencial:** El temblor esencial es el trastorno de movimiento más prevalente alrededor del mundo. Respecto a la población en general, se estima que un 0.4% lo padece; sin embargo, dicha proporción se incrementa de manera exponencial en personas de la tercera edad, llegando a una proporción de entre 4.6 a 14.3% [Labiano, 2012]. Tal enfermedad, ha sido considerada benigna por muchos años, sin embargo, un criterio a tener en consideración es que dicha enfermedad es progresiva a través del tiempo. Usualmente, conforme pasan los años, la frecuencia del temblor va disminuyendo, con la desventaja de que su amplitud se incrementa. Además, una característica principal de dicha enfermedad es que los temblores son normalmente ocasionados por activación cinética, y en casos severos, alrededor de 20 % de los casos, también podría darse en reposo [Pulst, 2002; Rana, 2014].

**B. Parkinson:** El Parkinson es una enfermedad neurodegenerativa descrita por James Parkinson en 1817 y tiene una prevalencia de 1.6% en personas de la tercera edad. El Parkinson deriva en diversos síntomas y puede muchas veces generar temblor en diversos miembros del cuerpo (especialmente manos), sin embargo, en alrededor del 11% de los casos, no se genera temblor, sino que se presenta mediante sus otros síntomas los cuales son: Rigidez, caracterizado por el incremento de resistencia en ciertas partes del cuerpo, lentitud en los movimientos, pérdida de la estabilidad o equilibrio e incluso síntomas que no involucran actividad motora como desordenes cognitivos, anormalidades al dormir y disfunción autonómica. Por otro lado, el temblor en los pacientes con Parkinson es normalmente ocasionado por activación de reposo y en casos severos, alrededor del 40% de los casos, también podría activarse por una acción o postura [Jankovic, 2008; Rana, 2014].

Como ya se describió en los puntos anteriores, ambas enfermedades poseen diversas características peculiares o incluso pueden solaparse en cuanto a síntomas u otras cualidades. Por esta razón, en la Tabla 1.1, se realizará una comparación entre ambas enfermedades, de tal manera que se pueda tener en claro sus características principales y la relación entre ambos.

Tabla 1.1: Comparación entre temblor esencial y el Parkinson<sup>6</sup>

Característica	Temblor esencial	Parkinson
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
Simetría	Bilateral y simétrico	Unilateral/Bilateral y asimétrico
Efecto de reposo	Disminuye	Incrementa
Efecto de realizar una acción	Aumenta	Disminuye
Concentración mental	Incrementa	Disminuye
Evolución	Progresivo	Progresivo

Los datos mostrados en la Tabla 1.1 pertenecen a una caracterización básica de cada enfermedad, pues, como ya se mencionó anteriormente para casos severos, los síntomas de una enfermedad pueden extenderse y tomar características de la otra. Esta es una de las razones por la cual el diagnóstico de alguna de estas enfermedades requiere de una inspección general de diversos factores a fin de identificarla correctamente.

## 1.2 Dispositivos de supresión de temblores de mano

A través de los años, diversos tratamientos han sido desarrollados con el propósito de suprimir los temblores de mano. Estos pueden subdividirse en tratamientos invasivos y no invasivos. Los tratamientos invasivos son aquellos en los que el paciente es afectado por algún tipo de medicamento o es intervenido mediante aparatos que ingresan al cuerpo. Estos procedimientos han mostrado buenos resultados en muchos pacientes; sin embargo, también se ha evidenciado muchos efectos secundarios causados por medicamentos, así como el gran riesgo que corre el paciente durante una intervención quirúrgica en el cerebro. Por esta razón, diversas opciones no invasivas

<sup>6</sup> Adaptado de (Jankovic, 2008; Rana & Hedera, 2014)

han sido desarrolladas a través del tiempo, llegando a resultados muy satisfactorios, aunque con algunas deficiencias.

Entonces, con el objetivo de comprender el funcionamiento de estos productos no invasivos y proponer un diseño que pueda resolver sus inconvenientes, se presentará, a continuación, los diversos dispositivos no invasivos en desarrollo y comerciales.

### **1.2.1 Dispositivos en desarrollo académico**

Existen diversos dispositivos no invasivos que han buscado mitigar el temblor en el cuerpo. A continuación, se presentarán los más relevantes proyectos publicados por centros de investigación en el mundo.

#### **1.2.1.1 Proyecto *Viscous Beam***

El proyecto de la viga viscosa o más conocido como *Viscous Beam*, diseñado por la Universidad de California Davis [Kotovsky, 1998] es un dispositivo usado para amortiguar temblores de flexión-extensión en la muñeca. Para lograr ello, el dispositivo cuenta con un mecanismo que transforma el movimiento angular de la muñeca a traslación lineal, entonces este movimiento es llevado a una cámara viscosa donde se aplicará resistencia dependiendo de la velocidad de la mano. Esto a su vez, intrínsecamente, resulta ser un dispositivo que diferenciará el temblor de un movimiento normal, debido a que la resistencia será mayor cuando la frecuencia del movimiento sea mayor, lo cual es característico de los temblores de mano. Sin embargo, debido a que el dispositivo es de amortiguamiento fijo, los resultados entre pacientes y tipos de temblor no serían los adecuados. A continuación, en la Figura 1.2 se muestra el dispositivo *Viscous Beam* colocado en la mano de un paciente.

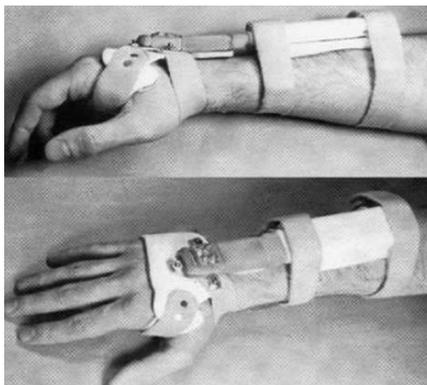


Figura 1.2: Proyecto *Viscous Beam* [Kotovskyy, 1998]

### 1.2.1.2 Proyecto exoesqueleto WOTAS

El proyecto WOTAS es uno de los proyectos con mejores resultados en mitigar los temblores de brazo, brindando excelentes resultados de más de 90% en supresión de temblores. Fue diseñado por entidades multidisciplinarias de España y Bélgica, como parte del proyecto DRIFTS<sup>7</sup> financiado por la Comisión Europea [Rocon, 2007]. El presente exoesqueleto posee un potente sistema de control capaz de diferenciar el movimiento voluntario y el temblor, para posteriormente aplicar parámetros de viscosidad e inercia hacia las articulaciones mediante motores. Sin embargo, a pesar de poseer muy buenos resultados, tal exoesqueleto resulta ser muy grande, costoso, pesado y poco ergonómico para el paciente, el cual es mostrado en la Figura 1.3.

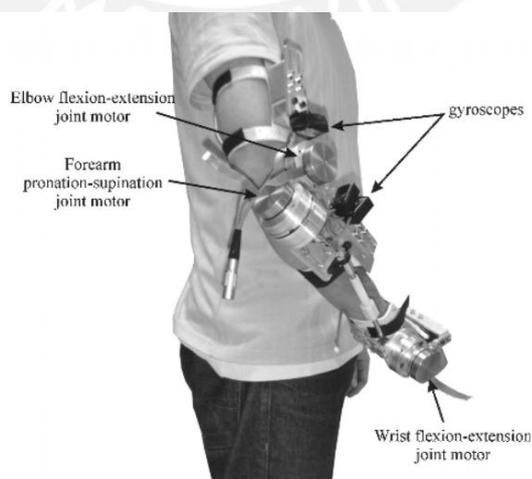


Figura 1.3: Órtesis activa WOTAS [Rocon, 2007].

<sup>7</sup> DRIFTS: Dynamically Responsive Interventions for Tremor Suppression

### 1.2.1.3 Supresión de temblores usando estimulación eléctrica

Otro tipo de dispositivo de supresión de temblores, son aquellos que usan estimulación eléctrica sobre los músculos del brazo, de tal manera que contrarrestan las oscilaciones del temblor mediante el tipo de señal, el cual es modulado mediante el controlador principal. En la Figura 1.4 se muestra el diagrama de flujo de un dispositivo bajo este enfoque, el cual tiene como propuesta enfocarse en las fibras sensoriales en vez que las motoras (músculos), con el fin de usar señales de bajo nivel eléctrico [Rocon, 2014]. Este diagrama representa la forma básica de cómo funciona este tipo de dispositivos sobre el temblor.

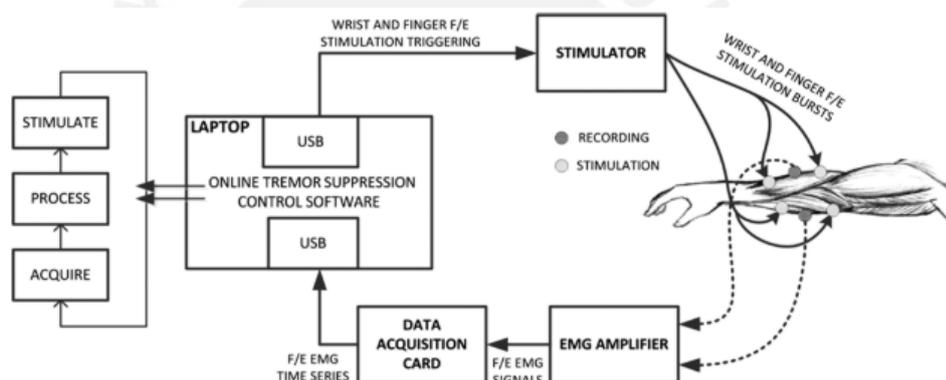


Figura 1.4: Diagrama de supresión de temblores mediante estimulación eléctrica [Rocon, 2014]

El porcentaje de mejora en los dispositivos que usan estimulación eléctrica es de 43.81%. Algunos de ellos han mostrado buenos resultados, sin embargo, tienen la gran desventaja de causar fatiga muscular debido a la larga exposición o producir contracciones musculares. Además, resulta ser bastante difícil tener una respuesta satisfactoria en todos los pacientes debido a que es necesario desarrollar diversas configuraciones iniciales por cada uno de ellos, las cuales resultan ser bastante complicadas [Barroso, 2019].

#### 1.2.1.4 Supresión de temblores usando amortiguadores magnetoreológicos

Con el objetivo de suprimir los temblores mediante amortiguamiento electromecánico controlado, un equipo de investigadores de la universidad de Dallas [Case, 2013] desarrolló un amortiguador a pequeña escala, similar al proyecto *Viscous Beam*, con la mejora de que el fluido tiene la capacidad de cambiar sus propiedades viscoelásticas mediante la aplicación de campo magnético el cual es controlado. El dispositivo, mostrado en la Figura 1.5, pesa 204 gramos, llegando a ser una gran opción en el diseño de una órtesis para supresión de temblores, sin embargo, la principal desventaja es que el mecanismo diseñado es rígido en casi su totalidad, pudiendo representar una molestia para la persona en su uso.

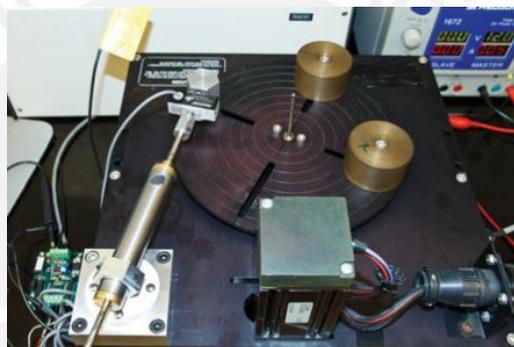


Figura 1.5: Prototipo del amortiguador magnetoreológico [Case, 2013]

### 1.2.2 Productos en desarrollo comercial

Basados en las tecnologías vistas en el apartado anterior, diversos proyectos alrededor del mundo se encuentran en desarrollo con el objetivo de ser lanzados al mercado para su comercialización.

#### 1.2.2.1 Proyecto GRACE

El proyecto GRACE, liderado por Felipe Nagel, es un dispositivo biomédico diseñado para controlar los temblores causados por temblor esencial o Parkinson. Fue diseñado por un grupo de estudiantes de la Universidad Adolfo Ibáñez en Chile habiendo

demostrado buenos resultados en las pruebas preliminares. Está basado en la estimulación eléctrica en los músculos del brazo, siendo inducido mediante electrodos posicionados en puntos estratégicos a fin de mitigar el temblor.

GRACE ha obtenido fondos de inversionistas privados por un monto de 20 millones de dólares. Además, actualmente, el dispositivo cuenta con una patente en revisión en los Estados Unidos. La fecha de lanzamiento es a mediados del 2019 con un precio estimado de 1000 dólares, ingresando inicialmente a mercados de Estados Unidos y Chile. Pruebas del proyecto en una paciente es mostrado en la Figura 1.6.



Figura 1.6: Proyecto de emprendimiento GRACE<sup>8</sup>

### 1.2.2.2 Proyecto EMMA de Microsoft

El proyecto EMMA fue desarrollado por investigadores de la empresa Microsoft, siendo liderados por Haiyan Zhang, directora de innovación. Este dispositivo está basado en la inducción de vibración rítmica mediante pequeños motores alrededor de la muñeca, y tiene como principio básico compensar los errores sensoriales del músculo, los cuales son causa principal de los temblores. Además, debido a que inicialmente el proyecto fue concebido con el objetivo de ayudar a la diseñadora, y directora creativa, Emma Lawton, el proyecto ha adoptado su nombre. Ver Figura 1.7.

---

<sup>8</sup> Proyecto GRACE: <http://www.getgrace.net/>. Revisado el 29 de marzo de 2019.



Figura 1.7: Proyecto EMMA de Microsoft<sup>9</sup>

### 1.2.3 Productos comerciales

Los temblores de mano son síntomas con muchos años de investigación con múltiples propuestas para su supresión. Respecto a ello, muchos productos ya están en el mercado y son comercializados hacia casi todo el mundo, así mismo, muchos de ellos ya poseen contratos con aseguradoras, brindando a las personas de la tercera edad un acceso más confiable a su uso.

#### 1.2.3.1 Órtesis anti-temblores *Readi-Steady*

*Readi-Steady* es una órtesis pasiva para temblores de mano, fue diseñada por la terapeuta ocupacional Krista Madere y actualmente es distribuida a todo el mundo desde el estado de Luisiana en Estados Unidos desde el 2015. El sistema de supresión de temblores está basado en la aplicación de pesos en zonas estratégicas de la mano, acorde a un estudio previo de los temblores característicos del paciente, y que son envueltos en un guante a fin de que sea portable. La órtesis tiene un peso no mayor a una libra (454 gramos aproximadamente) y un costo de 300 dólares. Ver Figura 1.8.

---

<sup>9</sup> Proyecto EMMA: <https://www.microsoft.com/en-us/research/project/project-emma/>. Revisado el 29 de marzo de 2019.



Figura 1.8: Órtesis anti-temblores *Readi-Steady*<sup>10</sup>

### 1.2.3.2 Órtesis de amortiguamiento de temblores *Steadywear*

*Steadywear* fue creado por Mark Elías en Toronto, Canada, lugar donde actualmente se encuentra su principal laboratorio y centro de distribución. Es una órtesis pasiva de amortiguamiento de temblores basado principalmente en dos principios. Primero, la activación de la órtesis es mediante una unión esférica la cual está rodeada por un fluido no-newtoniano; de esta manera, el sistema responderá con alta resistencia cuando la persona realice movimientos de alta frecuencia, lo cual es característico de los temblores, y responderá con baja resistencia cuando la persona realice movimientos cotidianos, los cuales son normalmente de baja frecuencia. Segundo, además del anterior mecanismo, el dispositivo cuenta con un sistema TDM<sup>11</sup> o amortiguador de masas sintonizado, el cual es usado como sistema de seguridad en los rascacielos y que ha sido miniaturizado para adaptarse a la órtesis. Este producto, mostrado en la Figura 1.9, ha sido clasificado como dispositivo médico de clase I por la institución Health Canada y tiene un costo de 649 dólares.

---

<sup>10</sup> Read-Steady, Anti-tremor orthotic glove system: <https://www.readi-steady.com/>. Revisado 28 de marzo del 2019.

<sup>11</sup> TMD: Tuned Mass Damper



Figura 1.9: Órtesis de amortiguamiento *Steadiwear*<sup>12</sup>

Además, este dispositivo ha sido patentado en los Estados Unidos con los detalles mostrados en la Tabla 1.2, asimismo, el bosquejo principal de esta patente se presenta en la Figura 1.10.

Tabla 1.2: Características de patente de Steadiwear

Características	Descripción
Código de Patente	US20170290698A1
Inventores	Mark Elias, Swapnil Patel, Emile Maamary, Leonardo Araneta y Numaira Obaid.
Titular	Steadiwear Inc.
Fecha de ingreso	15 de marzo de 2017

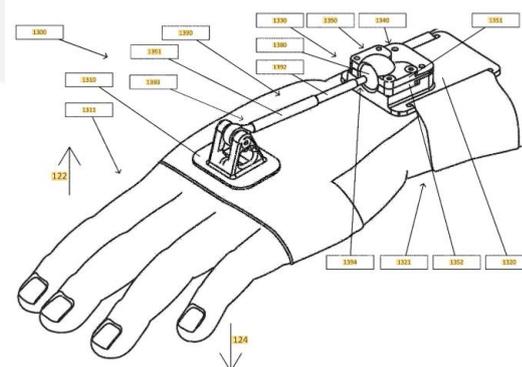


Figura 1.10: Mecanismo patentado de *Steadiwear*. Patente US20170290698A1.

<sup>12</sup> Órtesis de amortiguamiento Steadiwear: <https://steadiwear.com/>. Revisado el 28 de marzo de 2019.

### 1.3 Tecnología flexible: *Soft robotics*

En el reto por diseñar robots y dispositivos cada vez más complejos, un nuevo paradigma ha ido surgiendo en los últimos años, el cual sugiere la creación de robots completamente flexibles capaces de desarrollar funcionalidades que serían muy complejas con la mecánica clásica. El nombre de esta tecnología es *Soft robotics* y se diferencia del diseño tradicional en que los elementos usados no son rígidos, sino que son elementos flexibles tanto en actuación, sensado y el mismo mecanismo a controlar. Como era de esperar, estos dispositivos en *Soft robotics* no son tan precisos como los mecanismos clásicos, debido a su propia naturaleza; sin embargo, desde el 2009 se han realizado estudios donde este enfoque es capaz de permitir funcionalidades complejas con pocos grados de libertad, e incluso, con métodos de control sencillos. Además, debido a los avances en sensores, también flexibles, nuevos proyectos muestran resultados en precisión muy aceptables abriendo así una puerta al diseño de proyectos en esta tecnología [Laschi , 2016; Manti, 2016; Onal, 2017].



Figura 1.11: Robot flexible *Octobot* [Laschi , 2016]

En la Figura 1.11 es posible observar al primer robot completamente flexible llamado *Octobot*. Este robot fue completamente construido a base de elastómeros flexibles en el cual compuertas lógicas fueron impresas mediante litografía, de tal manera que se pudo construir una lógica sencilla capaz de controlar los brazos del robot de manera cíclica, así mismo, la energía del sistema proviene de reacciones químicas desarrolladas en el centro del robot.

Por otro lado, debido a su característica flexible, este tipo de dispositivos resulta ser ideal para equipos en contacto con el ser humano dado que el riesgo de daño por golpe, exceso de fuerza o mala ergonomía sería intrínsecamente evitado por los componentes flexibles de este nuevo tipo de robots.

Por esta razón, el presente proyecto a diseñar será basado en tecnología *Soft robotics*, a fin de brindar a la persona un dispositivo ligero, ergonómico y seguro cumpliendo así con parte de los requerimientos de la presente tesis.

Entonces, a continuación, se presentarán los diversos sensores y actuadores usados en el diseño de robots flexibles, de tal manera que se puedan seleccionar los dispositivos adecuados, a fin de poder usarlos para la detección de los temblores de mano y para su amortiguamiento.

### **1.3.1 Sensores en *Soft robotics***

El presente proyecto requiere la detección de los temblores de mano con el objetivo de activar el sistema de amortiguamiento y mitigar el temblor. Entonces, debido a que se usará elementos de tecnología *Soft robotics*, se realizará una revisión de los diversos sensores usados con esta tecnología en la detección movimiento y deformación.

#### **1.3.1.1 Sensor de flexión resistivo**

El sensor de flexión resistivo es un dispositivo plano, flexible y barato (ver Figura 1.12), el cual funciona bajo el principio de variación de conductividad según la flexión aplicada al componente. Entonces, debido a dichas características, este sensor puede ser introducido en diversos mecanismos con la gran ventaja de no ocupar mucho espacio, siendo casi imperceptible [Onal, 2017].

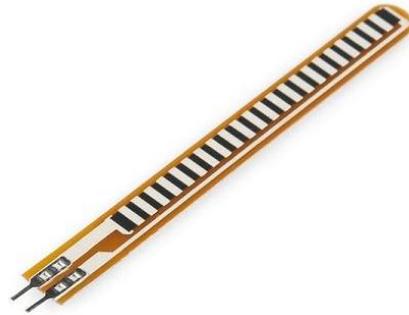


Figura 1.12: Sensor de flexión<sup>13</sup>

Sin embargo, la desventaja de dicho sensor es que presenta comportamientos no lineales, bajo tiempo de respuesta y sobre impulsos en movimientos rápidos [Ozel, 2016].

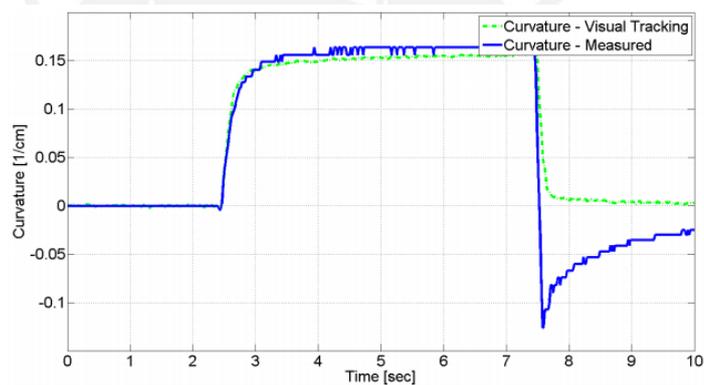


Figura 1.13: Sobreimpulso en sensor de flexión [Ozel, 2016]

En la Figura 1.13, se puede visualizar los sobre impulsos ocurrentes en el sensor de flexión cuando es sometido a movimientos dinámicos. Por esta razón, debido a que los temblores de mano son movimientos de alta frecuencia, este tipo de sensor no brindaría una realimentación adecuada.

<sup>13</sup> Sensor de flexión: <https://www.330ohms.com/products/sensor-de-flexion-2-2>. Revisado 30 de marzo de 2019.

### 1.3.1.2 Sensor magnético

El uso de sensores magnéticos brinda diversas ventajas como buena respuesta a alta frecuencia y características lineales. Este tipo de sensor funciona bajo el principio de la detección de campo magnético mediante su acercamiento a una fuente emisora por esta razón, son localizados adecuadamente para detectar indirectamente la flexión del dispositivo que lo porta (Ver Figura 1.14). Buenos resultados del uso de este tipo de sensores han sido registrados, sin embargo, las principales desventajas son su difícil diseño, calibración inicial y la afectación del efecto gravitatorio [Ozel, 2016].

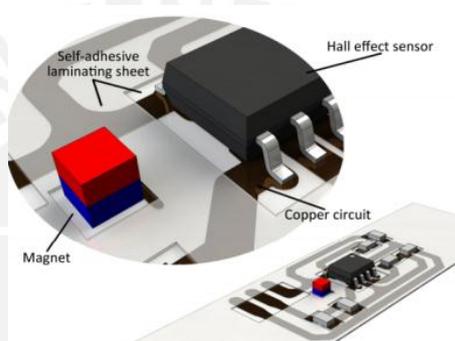


Figura 1.14: Ensamblaje del sensor magnético como flexómetro [Ozel, 2016]

### 1.3.1.3 Sensor optoelectrónico

Otro enfoque usado en la detección de flexión en *Soft robotics* es el uso de luz a través de fibra óptica. Entonces, la fibra óptica es curvada y perforada por partes con el fin de que cuando éste dispositivo sea flexado, la luz que escapa por las perforaciones sea diferente, brindando así una respuesta indirecta del movimiento [Wong, 2015]. Ver Figura 1.15.

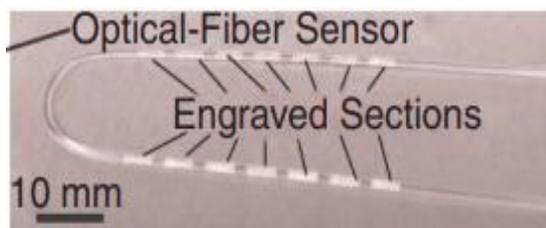


Figura 1.15: Fibra óptica perforada [Wong, 2015]

El presente sensor demostró buenos resultados, sin embargo, la variabilidad en su construcción podría traer baja repetitividad entre un diseño y otro, generando así la necesidad de una calibración inicial, el cual acomplejaría el sistema.

#### 1.3.1.4 Sensores inerciales

A pesar de que los sensores inerciales no son dispositivos flexibles, estos han sido considerados en muchas investigaciones de *Soft robotics* debido a que según el modelo del sensor estos pueden ser muy pequeños, llegando a acoplarse de manera satisfactoria y sin generar algún obstáculo en un dispositivo flexible como los de esta tecnología [Xu, 2019]. Ver Figura 1.16.



Figura 1.16: Sensor inercial MPU-6050<sup>14</sup>

#### 1.3.2 Actuadores en *Soft robotics*

A la actualidad, existen diversos actuadores usados en *Soft robotics*, los cuales han demostrado alta confiabilidad en diversas aplicaciones de la robótica como dispositivos terapéuticos de rehabilitación, mecanismos *pick and place*<sup>15</sup>, etc. [Onal, 2017]. Entonces, debido a que la principal función de la órtesis a diseñar es amortiguar los temblores, se realizará una revisión de los actuadores de esta tecnología a fin de seleccionar el que resulte mejor y así encontrar la solución óptima.

<sup>14</sup> Sensor MPU-6050. Descargado de <https://makerselectronics.com/product/imu-mpu-6050>. Revisado 1 de abril de 2019.

<sup>15</sup> Mecanismos encargados de sujetar y posicionar componentes

### 1.3.2.1 Polímero electroactivo

Diversos actuadores han sido diseñados basados en elementos flexibles, uno de ellos es el uso de polímeros electroactivos como músculos humanos, el cual tiene como principio de funcionamiento la deformación del polímero mediante la aplicación de energía eléctrica, tal y como se muestra en la Figura 1.17. Este actuador podría usarse para contrarrestar los temblores en tiempo real debido a su bajo tiempo de respuesta, sin embargo, la principal desventaja es que requiere altísimos valores de voltaje (en el rango de kilovoltios) lo cual significaría un gran peligro para la persona al usar este tipo de tecnología en su cuerpo [Bar-Cohen, 2000].

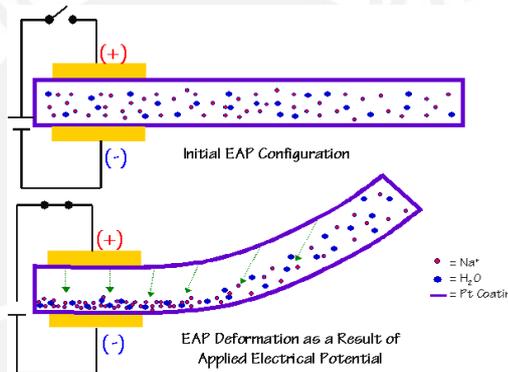


Figura 1.17: Principio de funcionamiento de los polímeros electroactivos<sup>16</sup>

### 1.3.2.2 Aleaciones con memoria de forma

Las aleaciones con memoria de forma, o más comúnmente conocidos como SMA<sup>17</sup>, por sus siglas en inglés, son componentes flexibles y deformables, los cuales tienen la capacidad de retornar a su forma original al elevar su temperatura, ya sea mediante flujo de calor o efecto joule.

<sup>16</sup> Polímeros electroactivos: <http://www.hizook.com/blog/2009/12/28/electroactive-polymers-eap-artificial-muscles-epam-robot-applications>. Revisado el 2 de abril de 2019.

<sup>17</sup> SMA: Shape Memory Alloys

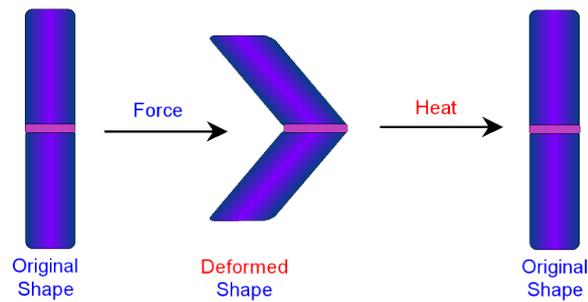


Figura 1.18: Comportamiento de las aleaciones con memoria de forma<sup>18</sup>

Tiene la gran ventaja de ser ligero y fuerte, sin embargo, su principal desventaja es que pueden requerir altos valores de temperatura lo cual podría representar un peligro para el usuario [Habib, 2013].

### 1.3.2.3 Actuadores neumáticos

Uno de los actuadores neumáticos más conocidos en *Soft robotics* es el actuador Mckibben, mostrado en la Figura 1.19. Este tipo de actuadores tiene la capacidad de extenderse y contraerse bajo el principio de presión neumática. Ha sido usado como músculo artificial y es usada por grandes compañías como Festo [Onal, 2017]. Asimismo, se han diseñado múltiples actuadores basados en el moldeo de silicona, basando su movimiento acorde al diseño en forma del dispositivo.



Figura 1.19: Actuador neumático Mckibben<sup>19</sup>

<sup>18</sup> Aleaciones con memoria de forma: Descargado de <http://www.gcscience.com/ex38.htm>. Revisado 1 de abril de 2019.

<sup>19</sup> Actuador Mckibben: <https://www.pinterest.com/pin/375346950164746789/?autologin=true>. Revisado 2 de abril de 2019.

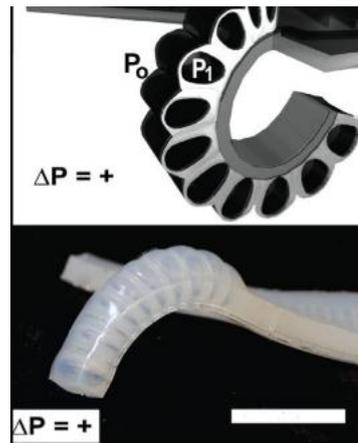


Figura 1.20: Actuadores neumáticos de silicona [Onal, 2017].

En la Figura 1.20 es posible visualizar el diseño de un actuador de silicona, el cual, debido a su condición geométrica, sigue una trayectoria definida cuando presión neumática es aplicada a su entrada.

#### 1.3.2.4 Tecnología de atasco por partículas y por capas<sup>20</sup>

Esta tecnología tiene la principal característica de cambiar su flexibilidad cuando es sometida a presión de vacío. Pueden dividirse en dos tipos principales: atasco por partículas y atasco por capas. En la tecnología de atasco por partículas, es común usar granos de arroz, polímeros, granos de café, etc. Por otro lado, en la tecnología de atasco por capas (*layer jamming*), es posible usar láminas de papel, kapton, polietileno y otros.

Diversas investigaciones se han realizado con el objetivo de comparar su eficiencia, siendo una de las investigaciones más importantes la realizada por la universidad de Berlín en Alemania [Wall, 2015]. Ver Figura 1.21.

<sup>20</sup> Proviene del inglés *Particle jamming* y *layer jamming*

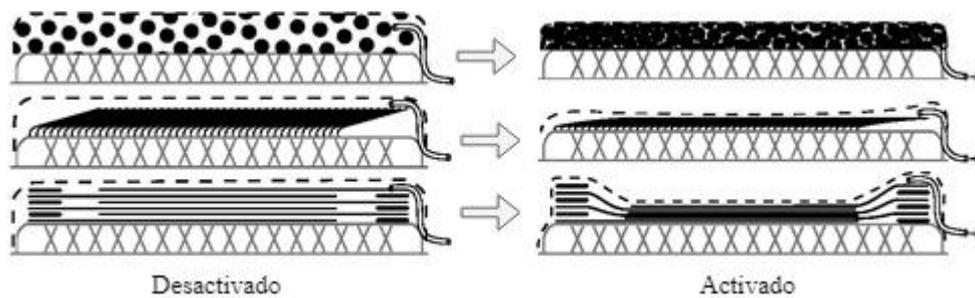


Figura 1.21: Dispositivos de atasco desactivados y activados [Wall, 2015].

Los resultados demostraron que para mecanismos pequeños la tecnología con mayor eficiencia era la de atasco por capas o láminas. Resaltando como mejor arreglo, las láminas intercaladas de manera longitudinal.

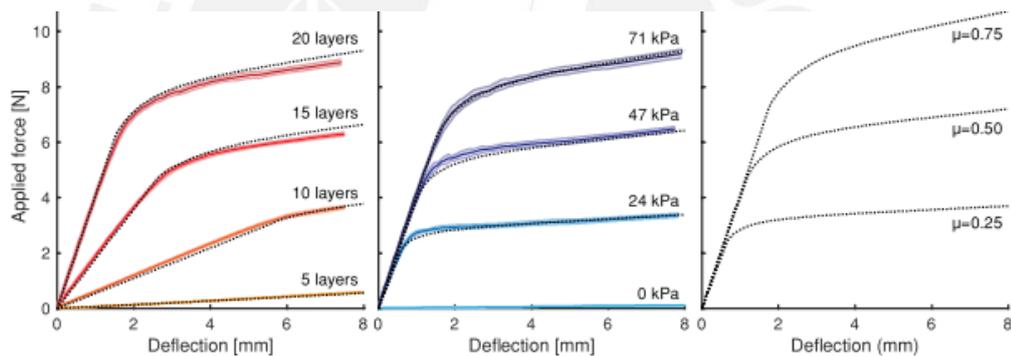


Figura 1.22: Efecto de la cantidad de capas, vacío y fricción en atasco por capas [Narang, 2018]

Además, una reciente investigación demostró la capacidad de modificar la respuesta de los mecanismos de atasco por capas mediante la cantidad de capas, presión de vacío y el coeficiente de fricción de dichas láminas, ver Figura 1.22. Es entendido que una vez construido la cantidad de capas y la fricción ya no serían variables posibles de modificar, sin embargo, sí sería posible variar la presión de vacío, por lo tanto, la presente tecnología podría ser usada como dispositivo de flexibilidad variable y controlable [Narang, 2018].

## **CAPÍTULO 2**

### **DISEÑO CONCEPTUAL**

En el siguiente capítulo se presenta los requerimientos del sistema de amortiguamiento de temblores. Así mismo, se presenta la estructura de funciones con el objetivo de segmentar adecuadamente los subprocesos del dispositivo y, así, desarrollar la matriz morfológica, a partir del cual se proponen los conceptos de solución. Finalmente, se selecciona la solución óptima mediante una evaluación técnica y económica. Para el desarrollo del diseño presentado, se emplea la norma alemana VDI2206.

#### **2.1 Requerimientos del sistema**

Como ya se mencionó anteriormente, los pacientes de temblor esencial y Parkinson tienen como síntoma principal el temblor de manos en flexión y extensión, sin embargo, los tratamientos y dispositivos existentes no brindan la comodidad necesaria para su uso cotidiano. Por esta razón, el presente proyecto busca diseñar un dispositivo que amortigüe los temblores de mano en flexión y extensión, el cual sea capaz de lidiar con tales deficiencias encontradas.

Entonces, teniendo en cuenta dicho enfoque, el paciente necesita que el dispositivo a diseñar amortigüe los temblores de mano en flexión y extensión manteniendo la comodidad del dispositivo, ya sea en peso, tamaño o por el material, además, deberá ser de fácil uso debido a que será usado por personas de la tercera edad que podrían no conocer mucho de tecnología y que buscan la autonomía en sus labores diarias.

A continuación, se describe los requerimientos técnicos del sistema con el objetivo de que el dispositivo propuesto pueda cumplir satisfactoriamente las expectativas del paciente. Así mismo, se muestra una tabla con el resumen de estos.

a) Función principal

La función principal del dispositivo será amortiguar los temblores de mano en flexión y extensión. Asimismo, con el objetivo de presentar un producto capaz de competir con los dispositivos actuales, el diseño deberá ser capaz de reducir los temblores en al menos 70%, siendo esto probado mediante los modelos matemáticos del dispositivo y la mano.

b) Geometría

El sistema de supresión de temblores será un dispositivo no invasivo para el paciente, en ese sentido, se plantea que el dispositivo se acople a la mano externamente. Así mismo, con el objetivo de hacer el sistema lo más cómodo posible en cuanto a la mano, éste se separará en dos partes principales: El dispositivo de amortiguamiento, el cual irá sobre la mano del paciente, y el sistema electrónico, el cual contendrá todos los elementos que no requieran estar directamente en la mano.

Entonces, el dispositivo de amortiguamiento, el cual se acopla a la mano, no deberá tener algún componente que sobrepase de 2 centímetros por encima de la piel. De esta manera, se evitará alguna incomodidad sobre la mano, permitiendo, además, que el paciente pueda acostumbrarse rápidamente al uso del dispositivo.

Por otro lado, el sistema electrónico, incluyendo su carcasa de protección, podrá colocarse en alguna parte del cuerpo de tal manera que no sea una molestia. Por esta razón, su tamaño no deberá ser mayor de 4cm x 12cm x 15cm.

Además, teniendo en cuenta la diferencia respecto al tamaño de brazo de una persona a otra, se tomará como base la medida promedio de una persona adulta según la norma NASA-STD-3000. Entonces, ambos dispositivos deberán poder ajustarse, para así adaptarse a las medidas de una persona con características diferentes.

Las características antropométricas a tomar en cuenta serán basadas en la Norma ISO 8559:1989 “*Garment construction and anthropometric surveys*”, la cual brinda las sugerencias adecuadas respecto a las partes del cuerpo que deberían ser medidas cuando se desea diseñar una prenda o, en este caso, un dispositivo que estará adherido al cuerpo del paciente.

Así mismo, habiendo reconocido las medidas corporales requeridas mediante la norma antes mencionada, estas serán obtenidas por el estándar NASA-STD-3000 proporcionado por la NASA “*National Aeronautics and Space Administration*”, el cual pone a disposición medidas del cuerpo humano, posturas, movimientos y superficies, los cuales servirán como referencia en el diseño del dispositivo.

c) Ergonomía

El dispositivo a diseñar, deberá permitir al paciente realizar sus labores en el hogar y en el trabajo con normalidad. Por esta razón, el dispositivo deberá cumplir con los lineamientos de ergonomía propuestos en la “Norma básica de ergonomía y procedimiento de evaluación de riesgo disergonómico” el cual fue publicado por el Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo<sup>21</sup> en el 2008. Así, se tiene como lineamientos principales que el dispositivo se ajustará a la mano, podrá ser utilizado en una postura cómoda de trabajo y no causará presión de contacto dañino.

d) Materiales

Todos los materiales que estarán en contacto con la piel del paciente, o que estarán expuestos al medio ambiente, no deberán representar un peligro para el usuario. Por esta razón, se verificará que tales materiales cumplan con el reglamento N° 1272/2008

---

<sup>21</sup> Institución encargada de las regulaciones concernientes al ámbito laboral en el Perú.

provisto por el Parlamento Europeo<sup>22</sup> en el año 2008, el cual clasifica a las sustancias y mezclas según el peligro que generan, dentro de los cuales se contempla la influencia del material en la salud de la persona cuando interactúan directa o indirectamente. Así, se tendrá como principales consideraciones que el material no sea tóxico vía oral, cutánea o por inhalación.

Cabe resaltar, que la presente norma fue elegida debido a las grandes oportunidades que brindaría cuando se desee importar productos desde Europa o la exportación del producto hacia ese territorio. Así mismo, contribuyendo con la ergonomía respecto al calor, al cual es sometido el usuario, todo material en contacto deberá mantener la temperatura de la piel en su valor habitual<sup>23</sup> (33°C), a fin de no generar sudoración en el paciente.

e) Cinemática

Los movimientos de la muñeca: supinación-pronación, flexión-extensión y abducción-aducción serán permitidos en todo momento, ya sea que el dispositivo este activado o desactivado.

Además, siempre que el dispositivo no se encuentre activado, la resistencia ejercida por el mecanismo será prácticamente nula, razón por la cual, se evitará el uso de componentes complejos a fin de evitar alguna obstrucción.

f) Dinámica

El sistema de supresión estará basado en la aplicación de carga sobre la mano con el objetivo de mitigar el temblor. Sin embargo, dicha carga aplicada no deberá representar un obstáculo para la persona cuando desee realizar una acción. Por esta razón, se verificará que el torque máximo ejercido por el sistema para la mitigación de temblores, no sea mayor al torque máximo que puede ejercer una persona adulta con la muñeca, siendo este valor de 5N.m en promedio, según investigaciones en la Universidad de California [Lehman, 1990].

---

<sup>22</sup> Institución de la Unión Europea que ejerce funciones de legislación.

<sup>23</sup> Temperatura de la piel: <https://hypertextbook.com/facts/2001/AbantyFarzana.shtml>. Revisado 22 de agosto de 2019.

Entonces, considerando que los usuarios son personas de la tercera edad y buscando la menor incomodidad al paciente, el sistema aplicará un máximo torque de 2N.m, siendo este limitado por las características de diseño del dispositivo amortiguador.

g) Energía

La energía suministrada al sistema deberá ser portable y recargable debido a que el paciente debe tener la completa libertad de usar la órtesis en cualquier lugar, sin la necesidad de estar conectada directamente a alguna fuente de energía eléctrica fija. Además, deberá tener la capacidad suficiente para funcionar continuamente durante 4 horas, considerando detección de temblor constante. Finalmente, el método de recarga será mediante un cargador de 220VAC – 60Hz monofásico, debido a que es la toma de energía más común alrededor del mundo presente en los hogares.

h) Control

El sistema será capaz de diferenciar un movimiento cotidiano del temblor en la mano, para esto, se tomará en cuenta las frecuencias en el rango de 4 - 10 Hz, los cuales son característicos de los temblores producidos por las dos enfermedades más comunes, el temblor esencial y el Parkinson [Jankovic, 2008; Rana, 2014].

Entonces, habiendo detectado la ocurrencia del temblor, el sistema se activará con el objetivo de amortiguarlo y se desactivará cuando el temblor ya no se encuentre presente en la mano del paciente. Los aspectos del temblor que se tomarán en cuenta para el control serán su amplitud y frecuencia.

i) Instrumentación

A partir de las necesidades de control, el dispositivo requerirá un sensor de movimiento con el objetivo de detectar el temblor y, determinar su amplitud y frecuencia. Además, requerirá un actuador que active el amortiguador. Finalmente, será necesario el uso de un dispositivo de control que efectúe todas las tareas de manera automática.

j) Señales

El dispositivo requerirá una señal de activación, la cual será brindada por el paciente con el objetivo de seleccionar si el dispositivo estará activo o inactivo. Por otro lado, también contará con tres señales de estado, los cuales servirán de aviso al paciente de

los estados del sistema, siendo estos: señal de estado general del sistema, el cual indicará si el dispositivo está habilitado para ser usado; señal de nivel de batería, el cual indicará que el nivel de la batería es bajo a fin de cargarlo oportunamente; y señal de detección de temblor, el cual se activará cuando el dispositivo detecte temblor en la mano del paciente.

k) Seguridad

Debido a que el dispositivo a desarrollar se encuentra en contacto con la persona, será necesario tomar en cuenta medidas de seguridad a fin de evitar algún daño al paciente o al propio dispositivo. Entonces, debido a que el sistema propuesto es una órtesis, y dado que el dispositivo no reemplaza una función o parte del cuerpo humano, sino que lo ayuda, se usará como referencia de seguridad lo estipulado en la norma ISO/TC 168 “*Prosthetics and Orthotics*”, la cual estipula diversas medidas respecto a seguridad, factores ambientales y desempeño.

Por otro lado, el dispositivo tendrá en consideración todos los componentes electrónicos a fin de protegerlos de golpes por algún factor externo o de sufrir cortocircuitos por el movimiento excesivo de algún cable u otro componente. Así mismo, el diseño de los componentes no tendrá componentes con bordes filosos o en punta que puedan lastimar al paciente cuando realice sus actividades.

l) Fabricación

Debido a que el sistema a diseñar está sujeto a futuras mejoras, la construcción será basada principalmente en máquinas y procesos de prototipado rápido como impresión 3D, moldeo de silicona y costura de materiales.

m) Montaje

El montaje del dispositivo a la persona deberá ser bastante fácil, permitiendo al paciente poder colocarse la órtesis por su propia cuenta sin alguna dificultad. Por esta razón, se aplicará el método *Poka-Yoke*<sup>24</sup>, el cual establece una serie de recomendaciones

---

<sup>24</sup> Término japonés que significa “evitar equivocaciones”.

para reducir al mínimo los errores al realizar una tarea de acoplamiento, en el diseño de los elementos de montaje de la órtesis.

n) Operación

La manipulación y operación de la órtesis deberá ser lo suficientemente sencilla de tal manera que pueda ser utilizado por adultos mayores. Entonces, bastará con que la persona se coloque la órtesis y la encienda para que todo el sistema pueda funcionar automáticamente. Posteriormente, cuando la persona desee no usar la órtesis, sólo realizará las acciones de manera inversa para lograr su objetivo.

Además, para el correcto funcionamiento del dispositivo, este no deberá estar sometido a condiciones ambientales extremas como temperaturas por encima de 40°C, sumergimiento en agua o excesiva concentración de partículas en el aire.

o) Mantenimiento

Los elementos usados en la construcción del dispositivo serán posibles de encontrar en el mercado local. De esta manera, los costos en cuanto a reparación o reemplazo de algún componente serán mínimos. Así mismo, el dispositivo sólo requerirá de limpieza externa usando una franela húmeda, la cual será aplicada en caso de presentarse suciedad.

p) Costo

Debido a que el dispositivo debería ser accesible para todo usuario, se propone un costo máximo de 1500 soles. Según lo señalado en el estado del arte, este valor resulta menor comparado con las órtesis de buen desempeño en el mercado actual, presentando una propuesta económica y, a la vez, eficaz.

Entonces, habiendo descrito los requerimientos del sistema, en la Tabla 2.1 se presenta un resumen de estos requerimientos.

Tabla 2.1: Resumen de los requerimientos del sistema

Concepto	Requerimiento
Función principal	- Amortiguar como mínimo un 70% los temblores de mano en flexión y extensión.
Geometría	- El amortiguador acoplado a la mano no sobrepasará de 2 cm por encima de la piel. - El tamaño de la carcasa del sistema electrónico no será mayor a 4 cm x 12 cm x 15 cm. - La órtesis podrá ajustarse a la mano del paciente. - Las características antropométricas serán basadas en la Norma ISO 8559:1989 y sus medidas por el estándar NASA-STD-3000.
Ergonomía	- Se cumplirá con los lineamientos de la "Norma básica de ergonomía y procedimiento de evaluación de riesgo disergonómico".
Materiales	- Materiales de acuerdo al reglamento N° 1272/2008 del Parlamento Europeo.
Cinemática	- El dispositivo permitirá los 3 movimientos de rotación de la muñeca. Estos son: supinación-pronación, flexión-extensión y abducción-aducción.
Dinámica	- El sistema aplicará un máximo torque de 2 Nm.
Energía	- Se usarán baterías portables y recargables. - Funcionamiento continuo de 4 horas. - Recarga con 220VAC – 60 Hz monofásico.
Control	- Detección de temblores de mano entre 4 y 10 Hz. - Algoritmo de control para la amplitud y frecuencia del temblor.
Instrumentación	- Sensor de movimiento - Actuador para la amortiguación - Dispositivo de control
Señales	Señales de entrada: Señal de activación Señales de salida: Señal de estado, nivel de carga de batería y señal de detección de temblor.
Seguridad	- La seguridad del paciente y del dispositivo se basarán en la norma ISO/TC 168 "Prosthetics and Orthotics". - No se tendrá componentes con bordes filosos o en punta.
Fabricación	- Fabricación basada en máquinas o procesos de prototipado rápido.
Montaje	- Se aplicará el método <i>Poka-Yoke</i> en los elementos de montaje.
Operación	- Solo se requerirá activar el sistema mediante un contactor. - No deberá someterse a temperaturas mayores a 40°C, sumergimiento en agua o excesiva concentración de partículas en el aire.
Mantenimiento	- Los componentes serán posibles de encontrar en el mercado local. - Se limpiará usando una franela húmeda cuando presente suciedad.
Costo	- El costo estimado será menor a 1500 soles.

## 2.2 Estructura de funciones

Luego de haber definido los requerimientos del dispositivo supresor de temblores, es posible definir las funciones y sub funciones que el sistema tendrá para cumplir su funcionamiento completo. El diagrama de la Figura 2.1 muestra de forma clara la interacción de todos los factores que intervienen cuando el dispositivo entra en funcionamiento, los cuales son: Energía, información, material y procesos.



### 2.3 Matriz morfológica y evaluación técnica-económica

Habiendo definido las funciones del sistema completo y siguiendo la metodología alemana VDI2206, se desarrollan las matrices morfológicas del sistema. Este procedimiento es un método para resolver las necesidades de cada función individualmente, las cuales son entrelazadas para formar 3 posibles soluciones al problema planteado. Entonces, estas soluciones, denominadas conceptos de solución, son descritas y bosquejadas para su respectivo análisis. Finalmente, se procede a evaluar estas soluciones según sus características técnicas y económicas, a fin de seleccionar el concepto de solución óptimo del sistema. El desarrollo de este procedimiento se encuentra en el Anexo A de la presente tesis.

### 2.4 Concepto de solución óptimo

El concepto de solución óptimo, el cual obtuvo el mejor resultado en la evaluación técnica- económica, será usado como base en el diseño del producto final. La tecnología usada en este concepto es el atasco por capas o *layer jamming*. Esta tecnología tiene la gran ventaja de ser muy liviano, debido a que puede ser construido con delgadas láminas de papel. Además, es capaz de variar su flexibilidad<sup>25</sup> dependiendo de la presión de vacío aplicada al sistema. Por esta razón, utilizará una mini bomba de vacío para manipular esta variable. Por otro lado, con el objetivo de minimizar las cargas en la mano, se propone el uso de una muñequera liviana basada en tejido con ajuste por velcro para albergar al amortiguador *layer jamming*. Además, los componentes electrónicos utilizados serán contenidos en una caja de protección y colocados en el brazo por medio de un sujetador tejido con ajuste por velcro. Por otro lado, se propone usar un giroscopio como sensor de movimiento debido a su pequeño tamaño y a que podría ser colocado también mediante velcros. Así mismo, a pesar de que este sensor no brinda directamente la posición angular, esta será obtenida mediante la integración matemática de la velocidad angular, cuya data sí es proporcionada. Finalmente, se propone usar componentes electrónicos de propósito general como el

---

<sup>25</sup> Definición según diccionario IFToMM: Inversa de rigidez. También es definido como la habilidad de un material para exhibir deformación, debido a la acción de fuerzas externas.

arduino nano para el control, un dispositivo elevador de voltaje y un módulo cargador de baterías de litio, dado que ésta fue el tipo de almacenamiento de energía escogido. Ver Figura 2.2 y 2.3.

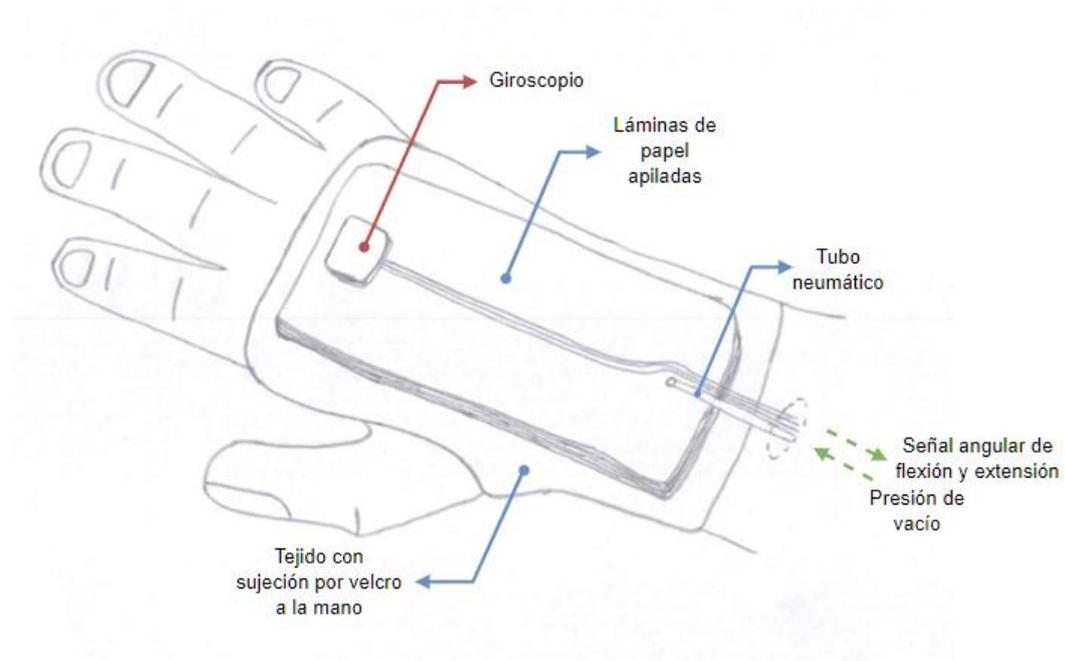


Figura 2.2: Concepto de solución óptimo – dispositivo amortiguador

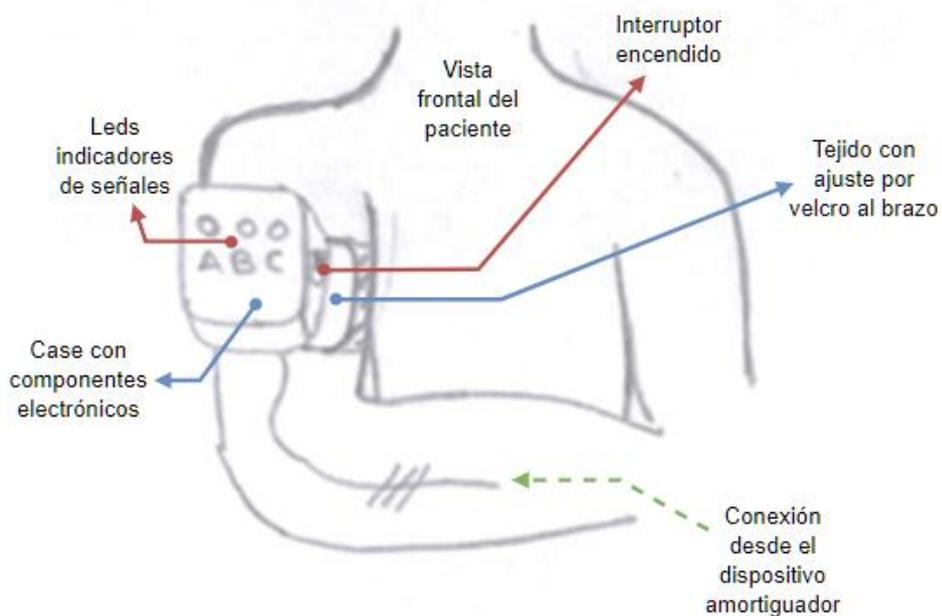


Figura 2.3: Concepto de solución óptimo – sujeción de componentes electrónicos

## CAPÍTULO 3

### DISEÑO MECÁNICO DEL DISPOSITIVO

En el presente capítulo, se expone todos los cálculos involucrados en el diseño mecánico del dispositivo amortiguador de temblores. Primero, se expone el análisis matemático de la tecnología de atasco por capas o *layer jamming*. Luego, se desarrolla el diseño del amortiguador de temblores basado en esta tecnología, evaluando su desempeño mediante el modelamiento de los temblores de mano. Finalmente, se presenta el diseño de la cubierta del dispositivo amortiguador y la selección de la mini bomba de vacío.

#### 3.1 Análisis matemático del *layer jamming*

La tecnología propuesta para lograr la compensación de fuerza del temblor de mano es el *layer jamming*. Esta tecnología será analizada matemáticamente y verificada mediante la comparación con los ensayos empíricos provenientes de la literatura. Además, se buscará simplificar el sistema con el objetivo de linealizar su comportamiento y, posteriormente, según la teoría de vibraciones, usar esta aproximación para diseñar el amortiguador de temblores.

### 3.1.1 Caracterización de la tecnología *layer jamming*

Tal y como se comentó en el estado del arte, la tecnología de atasco por capas o *layer jamming* está basada principalmente en el apilamiento de láminas que podrían ser de papel, polietileno, poliésteres, kapton, mylar, etc. [Choi, 2017]. Entonces, el sistema en conjunto, tiene la capacidad de variar su flexibilidad dependiendo del valor de presión de vacío debido a las interacciones entre las capas. Ver Figura 3.1.

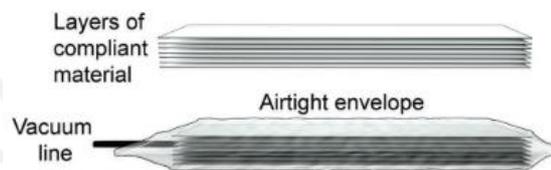


Figura 3.1: Tecnología de atasco por capas o *layer jamming* [Narang, 2018].

Dentro de esta tecnología, es posible notar la capacidad de acomodar las capas de manera vertical, apilándolas como las escamas de pescado, o de manera completamente horizontal. Respecto a ello, investigadores de la universidad de Berlín en Alemania realizaron una serie de prototipos con el fin de comparar el desempeño en cuanto a mayor capacidad en al aumento de rigidez. A continuación, en la Figura 3.2, es posible visualizar dos prototipos con las configuraciones antes mencionadas, en vertical (en la parte superior) y horizontal (en la parte inferior), los cuales son mostrados, antes y después de ser activados [Wall, 2015].

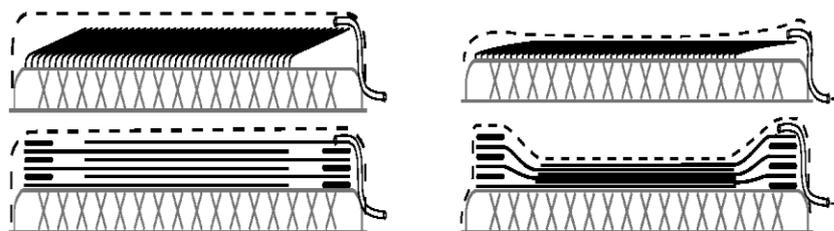


Figura 3.2: Dispositivos desactivados (izquierda) y activados (derecha) [Wall, 2015].

Los resultados demostraron que la tecnología con mayor eficiencia era el *layer jamming* en posición horizontal, resultando ser superior a la otra configuración por hasta 3 veces en cuanto a desempeño en la capacidad de rigidizarse. Cabe resaltar que dichos resultados fueron validados para fuerzas ortogonales a la base del dispositivo aplicadas a un extremo, y en caso la fuerza sea aplicada a los lados, el desempeño no sería el mismo debido a que no se aprovecharía el principio de fricción de la tecnología.

Posteriormente, en la Universidad de Harvard, los profesores Y. Narang y J. Vlassak, analizaron esta tecnología realizando variaciones en sus principales parámetros involucrados: Presión de vacío aplicado, cantidad de capas usadas y coeficiente de fricción entre capas.

El método de análisis utilizado, por los profesores de Harvard, para el *layer jamming*, fue mediante ensayos mecánicos usando una máquina de ensayos de la marca Illinois (*Instron 556 Illinois Tool Works*). Los resultados demostraron que cuando el dispositivo está activado, presenta un comportamiento elasto-plástico muy similar a la curva característica de los aceros, ver Figura 3.3.

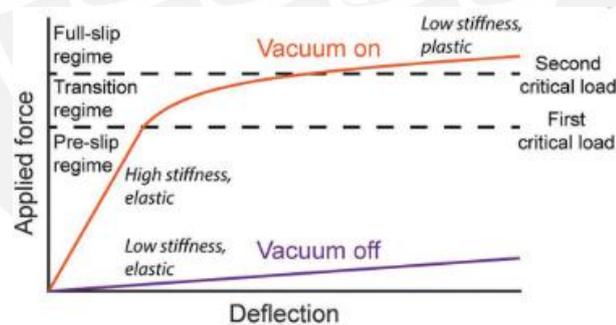


Figura 3.3: Curva característica del mecanismo *layer jamming*[Narang, 2018]

Posteriormente, se realizó una comparación entre las curvas características variando los principales parámetros de la tecnología *layer jamming*. Estos son mostrados en la Figura 3.4 de la siguiente manera: Diagrama 1, efecto del número de capas a una presión constante de 71 kPa y fricción entre capas de 0.65; diagrama 2, efecto de la presión de vacío con 20 capas y coeficiente de fricción de 0.65; y diagrama 3, efecto del coeficiente de fricción con 20 capas y presión de vacío constante de 71 kPa, los cuales se encuentran ordenados de izquierda a derecha.

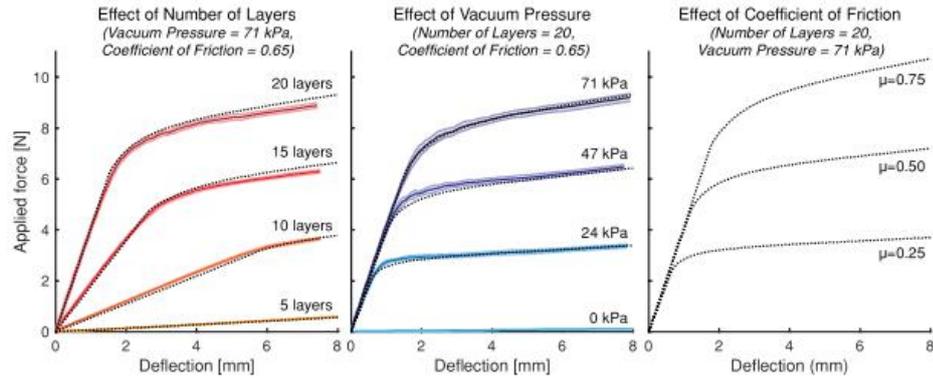


Figura 3.4: Efecto de la cantidad de capas, vacío y fricción en atasco por capas [Narang, 2018]

A partir de los diagramas mostrados, es posible concluir que existe una relación cuasi lineal de los parámetros que afectan el sistema y su comportamiento. Así mismo, es entendido que una vez construido el dispositivo, la cantidad de capas y la fricción ya no serían variables posibles de modificar, sin embargo, sí sería posible variar la presión de vacío; por lo tanto, la presente tecnología podría ser usada como dispositivo de flexibilidad variable y controlable a través de la presión de vacío aplicada.

### 3.1.2 Modelamiento empírico del *layer jamming*

Una primera aproximación basada en datos empíricos fue realizada recientemente por la Universidad de Harvard [Narang, 2018]. En este enfoque, se fabrica un dispositivo *layer jamming*, el cual es sometido a un ensayo mecánico de flexión configurado para 3 puntos de apoyo, tal y como muestra en la Figura 3.5 y 3.6.

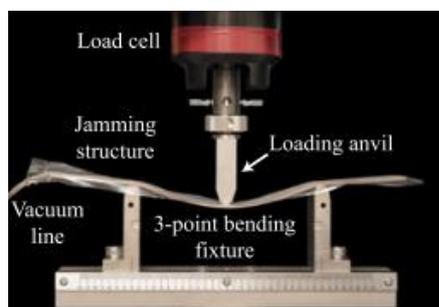


Figura 3.5: Ensayo mecánico de flexión [Narang, 2018]

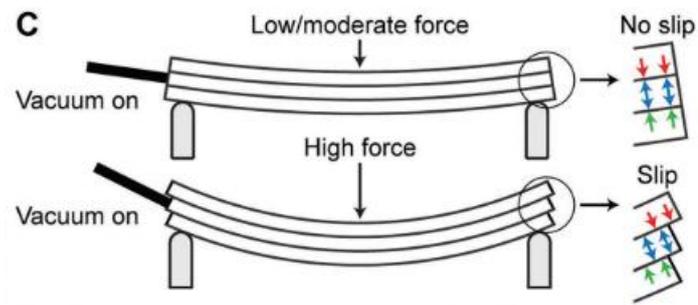


Figura 3.6: Esquema representativo del fenómeno de atasco por capas [Narang, 2018]

Entonces, a partir de los resultados del ensayo mecánico, fue posible caracterizar matemáticamente el mecanismo *layer jamming*. Tal y como se mencionó en la sección anterior, el comportamiento del sistema puede ser caracterizado como una curva característica de un elemento elasto-plástico. Entonces, a partir de la fase elástica y plástica se propone usar elementos pasivos para su representación matemática. Esta analogía mencionada es posible observarse en la Figura 3.7.

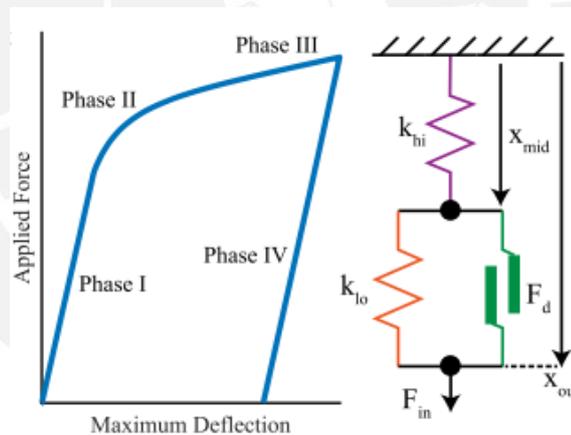


Figura 3.7: Curva característica y modelado del dispositivo [Narang, 2018]

Durante la **fase elástica** (*Phase I*), la presión de vacío aplicada al sistema, hace que las láminas de papel se adhieran una con otra. Así, en éste régimen, ninguna capa ha deslizado respecto a otra, sino solo se presenta una deformación elástica el cual es proveniente de la deformación intrínseca del material en conjunto. A partir de ello, es posible afirmar que el dispositivo se comporta como un resorte, pudiéndolo aproximar como el resorte de color morado con constante de rigidez  $k_{hi}$  mostrado en la configuración del esquema mostrado en la Figura 3.7 (lado derecho).

Luego, durante la **fase de transición** (*Phase II*), las láminas de papel han comenzado a deslizarse, debido a que la fuerza aplicada ha superado la fuerza de fricción entre las capas, tal y como puede visualizarse en la Figura 3.6, en el cual los bordes ya no se encuentran alineados. A partir de ello, es posible afirmar que esta fase marca la transición de la fase elástica a la fase plástica.

Durante la **fase plástica** (*Phase III*), el comportamiento del sistema cambia y se empiezan a generar grandes cambios de deflexión para pocos incrementos de fuerza. Por esta razón, este nuevo comportamiento, puede ser representado por un amortiguador de fricción seca, o coulomb, con constante de amortiguamiento  $F_d$  mostrado también en el esquema de la Figura 3.7. Así mismo, es importante reconocer que en esta fase, el resorte  $k_{hi}$  ya no se moverá, sino que el amortiguador de fricción será quien realice todo el movimiento una vez que se haya superado el valor de  $F_d$ . Sin embargo, en esta misma fase, es posible observar un ligero incremento proveniente del comportamiento no lineal presente en el material, por esta razón, con el objetivo de caracterizar dicha pendiente, se agrega un resorte con constante de rigidez  $k_{lo}$  en paralelo al amortiguador. Finalmente, es importante resaltar, que a partir de esta fase toda deformación será conservada y la energía realizada será liberada por medio de la fricción entre las capas.

Finalmente, durante la **fase terminal** (*Phase IV*), la fuerza aplicada es retirada, liberando al dispositivo. Así, es posible observar que el dispositivo presenta principalmente una deformación permanente, pues sólo recupera una pequeña parte de su deformación, la cual corresponde a la energía almacenada en la fase elástica. Así mismo, es posible decir que en grandes cambios de desplazamiento, esta fase elástica podría ser obviada ya que sólo actúa en los primeros instantes y no influye una vez pasada la fase elástica debido a la activación del amortiguador.

Por otro lado, con el objetivo de obtener el modelamiento de un dispositivo ya construido, Narang y su equipo desarrollaron un prototipo, el cual consistía de una estructura de 20 capas de papel de copia de dimensiones 50 mm x 250 mm. Estos, luego de ser apilados, fueron envueltos por una delgada capa de elastómero (tipo termoplástico) de 0.076 mm de espesor. Cabe resaltar, que el efecto de la cubierta no afecta significativamente al sistema, por esta razón, éste es ignorado de los cálculos y

aproximaciones. El prototipo *layer jamming* fue analizado según la prueba de ensayos mecánicos descrita anteriormente, obteniendo los resultados que se muestran en la Figura 3.8.

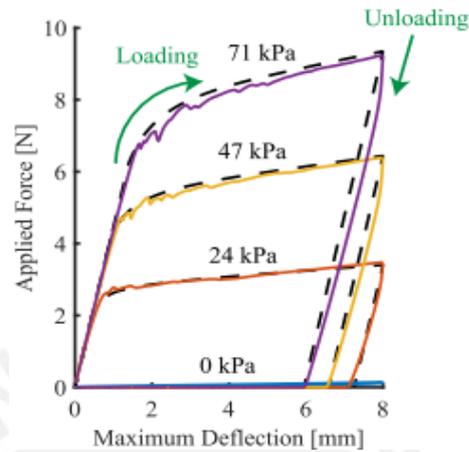


Figura 3.8: Resultados de los ensayos mecánicos [Narang, 2018]

Así mismo, habiendo obtenido las gráficas de los ensayos mecánicos, se procedió a determinar las constantes del modelo antes descrito. Los resultados de tal modelamiento son mostrados en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Coeficientes de modelado propuesto [Narang, 2018]

Pressure [kPa]	Coefficient		
	$k_{hi} [\frac{N}{mm}]$	$k_{lo} [\frac{N}{mm}]$	$F_d [N]$
0	N/A	0.0112	0
24	4.48	0.0192	2.99
47	4.46	0.0345	5.71
71	4.46	0.0432	8.24

Sin embargo, para fines de diseño en la presente tesis, el método empírico no resultaría ser una opción óptima, debido a que habría la necesidad de ir ensayando diversos prototipos y evaluarlos empíricamente. Por esta razón, se realizará su modelamiento matemático, a fin de usar esta representación en conjunto con el modelo de la mano y los temblores en flexión-extensión, y así, predecir su comportamiento como un dispositivo amortiguador de temblores.

### 3.1.3 Aproximación del sistema como amortiguador de fricción

Es posible observar que el modelo proporcionado en la sección anterior resulta ser altamente no lineal, debido principalmente a las 3 fases que presenta (Fase I, II y III) cuando es afectado por una fuerza externa. Debido a esto, la utilización de su modelo sería aplicable usando herramientas de simulación en software, dado que analizarlo matemáticamente resultaría altamente complicado, e incluso, incluirlo a otros sistemas, como el modelo de la mano con temblores en esta tesis, podría resultar en una serie de ecuaciones de difícil análisis. Por esta razón, en la presente tesis, se propone reducir el sistema elasto-plástico a uno puramente plástico, tal y como puede apreciarse en la Figura 3.9. De esta manera, se estaría ignorando los resortes del modelo de la Figura 3.7, y dejando únicamente el amortiguador de fricción seca, el cual idealmente es representado por una constante en la gráfica fuerza – deflexión.

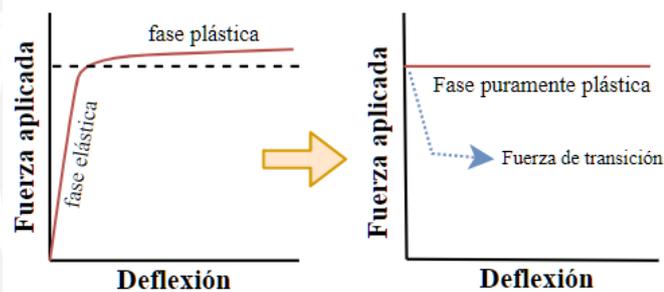


Figura 3.9: Aproximación del *layer jamming*

Así, el primer resorte  $k_{hi}$  (ver Figura 3.7) es despreciado debido a que sólo actúa en los primeros instantes de movimiento. Esto sucede, debido a que cuando el amortiguador de fricción seca es activado, este resorte dejará de moverse y, por ende, su fuerza restauradora no aumentará, quedando inactivo el tiempo restante. Esto puede ser verificado en la Figura 3.8, en la cual se puede observar que el sistema se ha encontrado en el régimen elástico durante menos de 2 milímetros de su movimiento, entonces, durante el tiempo restante, quedará principalmente gobernado por el régimen plástico, el cual sí será tomado en cuenta por medio de la disipación de energía proveniente del amortiguador de fricción seca.

Por otro lado, el resorte  $k_{lo}$  (ver Figura 3.7) presentado en paralelo al amortiguador de fricción seca, sí actúa durante el régimen plástico y es movida en conjunto con el

amortiguador, sin embargo, la fuerza que este resorte efectúa es despreciada debido a que no genera fuerzas considerables por su baja constante de rigidez. Esto puede ser verificado en la Tabla 3.1, en la cual se puede observar que el valor de su constante se encuentra en el orden de las milésimas.

Así, en esta primera versión del dispositivo, el sistema ha sido aproximado a uno puramente plástico. Sin embargo, como un trabajo a futuro, se tomará en consideración todo el sistema, y así, se podrá corroborar en términos de ingeniería la exactitud de esta aproximación. Pese a ello, en los cálculos de amortiguamiento de temblores de esta tesis, se aplicará un factor de seguridad de 10% con el objetivo de subsanar las aproximaciones realizadas.

#### **3.1.4 Estimación y verificación de la fuerza de transición**

A partir de la aproximación realizada en la sección anterior, se realizará el análisis matemático a fin de calcular la constante del amortiguador de fricción, el cual será igual a la fuerza de transición entre el estado elástico y el estado plástico. Así, tal y como se mencionó en la caracterización del *layer jamming*, el momento en el cual el sistema pasa a la fase plástica se da cuando la fuerza de fricción entre capas ha sido sobrepasada. Basado en ello, se propone analizar el sistema como vigas apiladas, las cuales se comportan como una sola viga, dado que están pegadas una con otra por la fricción existente, pero que habiéndose superado la fuerza de transición, estas comienzan a deslizarse.

Entonces, tomando como referencia la Figura 3.6, y llevando el diagrama a un modelo mecánico, se propone calcular la fuerza cortante transversal que actúa en el sistema en conjunto, debido a que esta fuerza será quien ocasione el deslizamiento [Hibbeler, 2011]. Además, se tomará como referencia el análisis brindado por el portal web *soft robotics toolkit* de la Universidad de Harvard, el cual es detallado a continuación.

Primero, con el objetivo de realizar la verificación de los resultados matemáticos con los resultados experimentales descritos en la sección anterior, se modelará el dispositivo *layer jamming* como una viga apoyada en los extremos, al cual se le

aplicará una fuerza al centro, tal y como se puede observar en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 3.10. De esta manera, se representará las fuerzas ejercidas en el ensayo de flexión realizado.

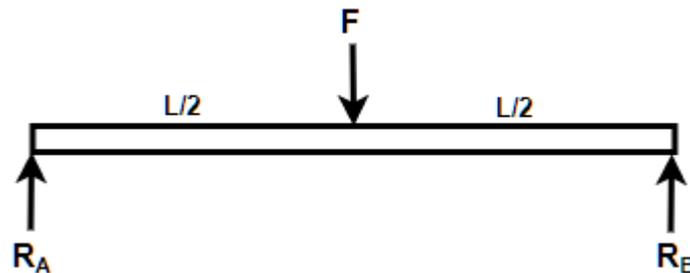


Figura 3.10: Fuerzas actuantes en el dispositivo

Entonces, se procede a analizar las fuerzas actuantes al interior del dispositivo con el objetivo de ubicar el esfuerzo máximo que podría soportar y así determinar la fuerza crítica de falla. A continuación, en la Figura 3.11, se puede visualizar las gráficas de fuerza cortante y momento flector actuantes a lo largo del dispositivo.

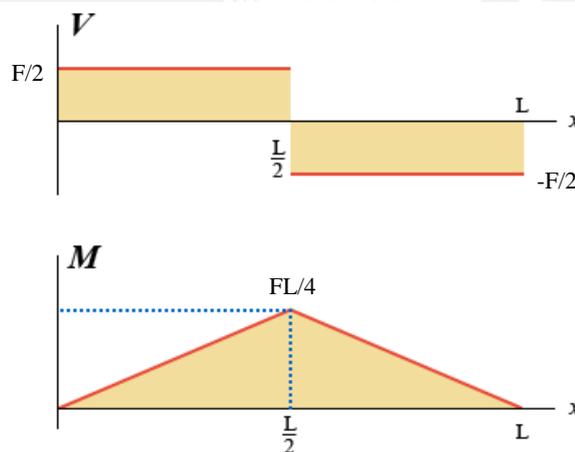


Figura 3.11: Fuerza cortante y momento flector actuante en el dispositivo<sup>26</sup>

Asimismo, tal y como se describió anteriormente, debido a que el sistema está basado en la apilación de capas, la transición entre el estado elástico y plástico, se dará cuando el esfuerzo cortante longitudinal supere el esfuerzo de fricción máximo entre capa y

<sup>26</sup> Fuerzas internas. [http://cv.udl.cat/cursos/101606gea/continguts/modul1\\_nou/tema5.htm](http://cv.udl.cat/cursos/101606gea/continguts/modul1_nou/tema5.htm). Revisado 29 de abril de 2019.

capa. Entonces, teniendo en cuenta este concepto, se procederá a desarrollar las fórmulas de ambos valores a fin de compararlos y lograr una ecuación general que identifique la fuerza crítica o fuerza de transición.

Es importante recordar que, “según la propiedad complementaria de la fuerza cortante, el esfuerzo cortante transversal ( $V$ ) creará los esfuerzos longitudinales correspondientes que actuarán a lo largo de la viga” (Hibbeler, 2011, p.359). Ver Figura 3.12.

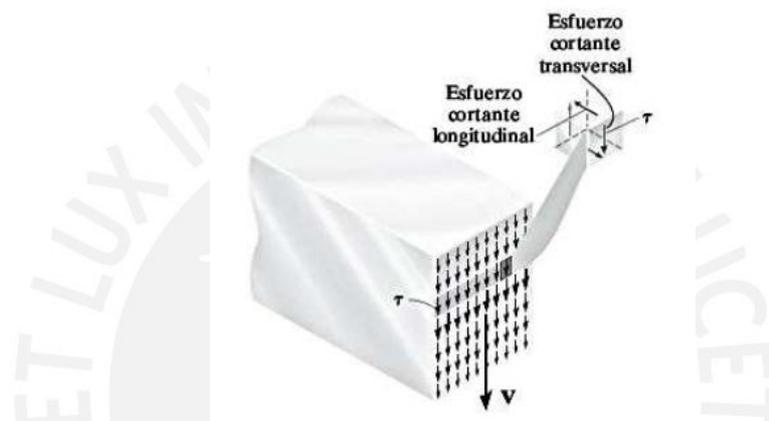


Figura 3.12: Propiedad complementaria de la fuerza cortante [Hibbeler, 2011]

Debido a esta propiedad, se puede decir que analizar el esfuerzo cortante longitudinal será equivalente a analizar el esfuerzo cortante transversal, el cual ha sido representado en el diagrama de fuerzas de la Figura 3.11. Entonces, a partir de mencionado diagrama, es posible deducir la Ecuación 3.1. Luego, habiendo ya determinado la fuerza cortante máxima ( $V_{max}$ ), se procede a calcular el **esfuerzo cortante máximo**. Entonces, debido a que el dispositivo amortiguador es representado como una viga rectangular, la ecuación para determinar dicho esfuerzo cortante se da mediante la Ecuación 3.2.

$$V_{max} = \frac{F}{2} \quad , \quad (3.1)$$

$$\tau_{cortante} = \frac{3V_{max}}{2A} \quad , \quad (3.2)$$

donde  $V_{max}$  es la fuerza cortante máxima (N) y  $A$  es el área de sección transversal del amortiguador ( $mm^2$ ). Además, el área solicitada se puede obtener de las características de construcción del mecanismo, tal y como lo detalla la Figura 3.13. A partir del cual, se puede deducir la Ecuación 3.3, mostrada a continuación.

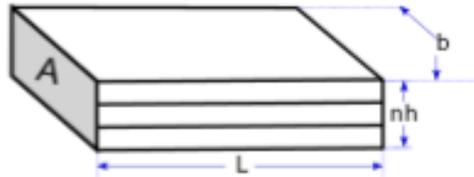


Figura 3.13: Dimensiones del dispositivo como capas apiladas

$$A = nhb \quad , \quad (3.3)$$

donde  $n$  es la cantidad de capas,  $h$  es el espesor de capa (mm) y  $b$  el ancho del mecanismo (mm).

Por otro lado, la presión de vacío aplicada genera fuerzas perpendiculares al plano de las láminas, las cuales, debido a la fricción, generan fuerzas longitudinales entre cada capa que evitan su deslizamiento, manteniéndolas unidas entre sí. Así, el **esfuerzo de fricción máximo** que el mecanismo puede soportar antes de su deslizamiento, será la componente longitudinal del valor de presión aplicado al dispositivo, el cual puede expresarse según la Ecuación 3.4.

$$\tau_{fricción} = \mu P \quad , \quad (3.4)$$

donde  $\mu$  es el coeficiente de fricción y  $P$  es la presión de vacío (Pa) aplicado al sistema.

Finalmente, con el objetivo de determinar la fuerza de transición, se igualan las ecuaciones del máximo esfuerzo cortante, Ecuación 3.2, y el esfuerzo de fricción máximo, Ecuación 3.4. Además, incluyendo los parámetros del área transversal, Ecuación 3.3, y la fuerza actuante sobre el sistema, Ecuación 3.1, se determina que la fuerza de transición ( $F$ ) del mecanismo amortiguador es la mostrada a continuación en la ecuación 3.5.

$$F = \frac{4}{3} \mu P n h b \quad , \quad (3.5)$$

entonces, se ha deducido la fuerza de transición en la cual un dispositivo basado en la tecnología *layer jamming* pasará del estado elástico a plástico.

Luego, con el objetivo de verificar la ecuación planteada, se usará los datos del prototipo desarrollado por Narang, ver Tabla 3.2, de tal manera que, usando la ecuación matemática planteada, se pueda llegar al valor obtenido experimentalmente.

Tabla 3.2: Parámetros de diseño de prototipo experimental

Nombre del parámetro	Valor
Fricción del material ( $\mu$ )	0.65
Cantidad de capas ( $n$ )	20
Espesor de capa ( $h$ )	0.12 mm
Ancho del mecanismo ( $b$ )	50 mm

Entonces, reemplazando los valores de la Tabla 3.2 en la Ecuación 3.5, para distintos valores de presión de vacío, es posible determinar las fuerzas de transición entre la fase elástica y plástica, las cuales son mostradas en la Tabla 3.3 y verificadas con el gráfico experimental de Narang en la Figura 3.14.

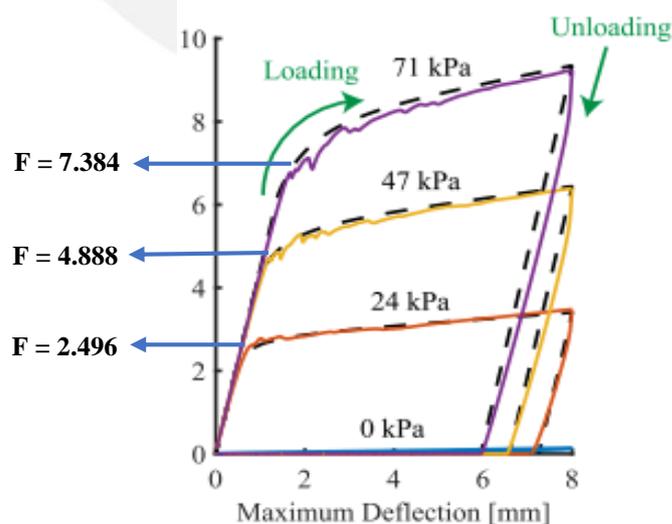


Figura 3.14: Verificación de análisis matemático en gráfica experimental [Narang, 2018]

Tabla 3.3: Resultados de fuerzas de transición a diferentes valores de presión

Presión de vacío aplicado (kPa)	Fuerza de transición
0	0
24	2.496
47	4.888
71	7.384

Por último, a partir del análisis mostrado, es posible concluir, que el análisis matemático mostrado resulta válido y podrá ser usado para ubicar con bastante exactitud la fuerza de transición del dispositivo *layer jamming*, el cual representará la constante del amortiguador de fricción seca para futuros análisis.

### 3.1.5 Equivalencia del sistema como amortiguador viscoso

Es importante reconocer que, aun habiendo realizado la aproximación del sistema como amortiguador de fricción, este no presenta un comportamiento lineal, dado que mientras la fuerza no haya sobrepasado la fuerza de transición, éste no presentará movimiento. Por esta razón, se buscará obtener una equivalencia entre el amortiguador de fricción seca a un amortiguador viscoso, el cual sí brinda un comportamiento lineal, adecuado para su análisis matemático [Singiresu, 2010].

Ambos tipos de amortiguadores, aunque con diferente comportamiento, disipan energía en un sistema vibratorio. Entonces, con el objetivo de calcular la equivalencia entre ambos, se pondrá atención a la energía disipada a partir del trabajo realizado, la cual tiene como descripción matemática la Ecuación 3.6.

$$E_d = \int F_d dx = \int F_d \frac{dx}{dt} dt = \int F_d \dot{x} dt \quad . \quad (3.6)$$

Así, a continuación, se realizará el análisis de energía disipada para ambos amortiguadores, con el fin de compararlos y obtener una equivalencia que pueda convertir el sistema en lineal [Balachandran, 2009].

### Análisis de energía para el amortiguador viscoso

Primero, se tendrá en cuenta que la fuerza en el amortiguador viscoso lineal es según la Ecuación 3.7.

$$F_d = c\dot{x}(t) \quad , \quad (3.7)$$

donde,  $F_d$  es la fuerza de amortiguamiento (N) en función del tiempo (t),  $c$  es la constante de amortiguamiento (Ns/m) y  $\dot{x}$  la velocidad del componente (m/s).

Luego, sustituyendo la fuerza planteada en la ecuación de energía, Ecuación 3.6, y analizando para 1 ciclo de oscilación forzada por medio de una fuerza con constante de amortiguamiento  $c$  y una trayectoria senoidal de amplitud  $X_o$ , y frecuencia constante ( $\omega$ ), se puede determinar la energía del amortiguador viscoso ( $E_{viscoso}$ ) según la Ecuación 3.8.

$$E_{viscoso} = c\pi\omega X_o^2 \quad . \quad (3.8)$$

### Análisis de energía para el amortiguador de fricción seca

Así mismo, podemos definir la fuerza de un amortiguador de fricción seca según la Ecuación 3.9.

$$F_d = \mu F_N \operatorname{sgn}(\dot{x}) \quad , \quad (3.9)$$

donde,  $F_d$  es la fuerza de amortiguamiento (N),  $\mu$  el coeficiente de fricción del mecanismo,  $F_N$  la fuerza normal aplicada en el mecanismo (N), los cuales dependerán del signo de la velocidad.

Entonces, reemplazando la fuerza planteada en la Ecuación 3.6, y analizando para 1 ciclo de oscilación forzada por medio de una fuerza seno con amplitud ( $X_o$ ) y frecuencia constantes ( $\omega$ ) se puede determinar la energía del amortiguador de fricción seca ( $E_{fricción\ seca}$ ) según la Ecuación 3.10.

$$E_{fricción\ seca} = 4\mu F_N X_o \quad . \quad (3.10)$$

### Amortiguamiento viscoso equivalente

Finalmente, comparando las energías disipadas en un ciclo de operación es posible determinar la constante de amortiguamiento viscoso equivalente, el cual representará al amortiguador de fricción seca, convirtiendo así la ecuación en lineal.

Entonces, comparando la Ecuación 3.8 con la 3.10, es posible deducir la Ecuación 3.11 para determinar la constante equivalente de amortiguamiento ( $C_{equivalente}$ ).

$$C_{equivalente} = \frac{4\mu F_N}{\pi\omega X_o} \quad , \quad (3.11)$$

finalmente, incluyendo la fuerza crítica de la Ecuación 3.5, la cual representará el valor de la fuerza de fricción, se obtiene la Ecuación 3.12.

$$C_{equivalente} = \frac{16\mu Pnhb}{3\pi\omega X_o} \quad . \quad (3.12)$$

Así, esta constante equivalente podrá ser usada en cálculos posteriores en representación al amortiguador de fricción seca. De esta manera se obtuvo un modelo lineal del dispositivo *layer jamming*, el cual será de mucha ayuda en el modelamiento general del dispositivo. Asimismo, es importante reconocer que la ecuación propuesta, Ecuación 3.12, es útil en el análisis de la respuesta en el estado estable y no podría usarse para la respuesta transitoria, debido a que el análisis fue dado para un ciclo entero y uniforme de oscilación. Una representación de lo resuelto se muestra en la Figura 3.15.



Figura 3.15: Equivalencia en amortiguador viscoso

### 3.2 Modelamiento del dispositivo amortiguador sobre la mano

En la presente sección se presentará el modelamiento general del sistema analizado desde el enfoque de control, con el objetivo de que analizando las respuestas del sistema se pueda lograr conclusiones para el diseño mecánico y para el control en lazo cerrado. El planteamiento propuesto tiene como componentes principales a la mano del paciente, la cual representará la planta de nuestro sistema de control; los temblores de mano, los cuales serán la perturbación no deseada, serán representados según datos de investigaciones previas a fin de buscar una representación cercana a lo real; y el mecanismo amortiguador, el cual fue modelado en la sección anterior y que ahora ejerce un papel de actuador del sistema a fin de amortiguar los temblores de mano. A continuación, en la Figura 3.16, se muestra un esquema del sistema en lazo abierto el cual será usado para el modelamiento del sistema.

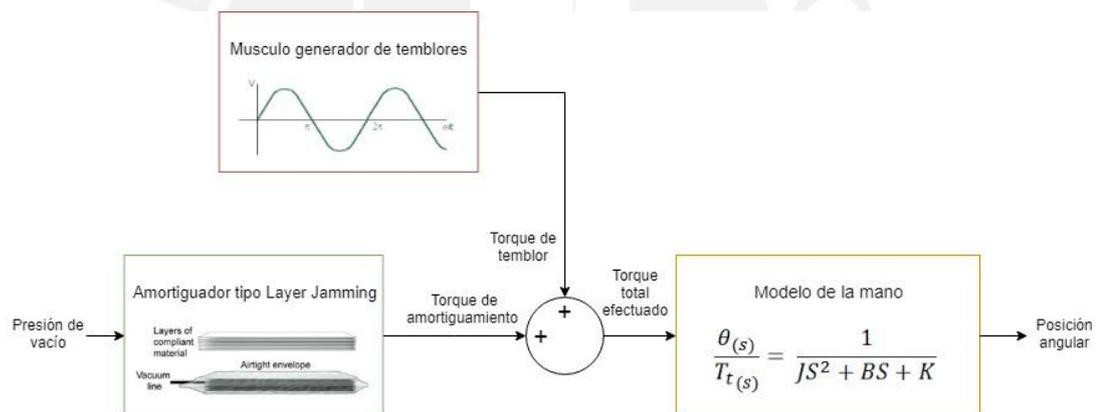


Figura 3.16: Esquema en lazo abierto del sistema

#### 3.2.1 Modelamiento de la flexión-extensión de la mano

En el campo de la biomecánica es muy importante realizar un adecuado modelamiento de las partes del cuerpo a fin de obtener una buena representación, es decir lo más cercano posible al comportamiento humano real. Por esta razón, se buscó determinar un modelo de mano, con respecto a flexión y extensión, con buena aceptación en el campo biomecánico [Kelley, 2018; Rose, 2018] siendo el modelo seleccionado un

sistema de segundo orden [Charles, 2011], el cual es mostrado a continuación en la Ecuación 3.13

$$\frac{\theta_{(s)}}{T_{t(s)}} = \frac{1}{JS^2 + BS + K} \quad , \quad (3.13)$$

donde  $\theta_{(s)}$  (rad) es la posición angular de la mano con respecto a la articulación central de la muñeca, vista en el plano sagital;  $T_{t(s)}$  (Nm) es el torque total que recibe la mano, el cual puede dividirse en torques externos (amortiguador sobre la mano u otro componente que aplique alguna fuerza sobre la mano) o torques internos (torques voluntarios provenientes de los músculos ante el deseo de una acción o torques involuntarios como el caso de los temblores);  $J$  ( $kg.m^2$ ) la inercia de la mano con respecto a la articulación central de la muñeca sobre el plano sagital;  $B$  (Nm s/rad) el coeficiente de amortiguamiento o de viscosidad angular de la mano en flexión y extensión y;  $K$  (Nm/rad) la rigidez pasiva de la mano en flexión y extensión.

El presente modelo planteado por Charles [Charles, 2011] fue la primera investigación que demostró que los movimientos de muñeca son influidos casi enteramente por los componentes viscoelásticos en vez que la inercia. Lo cual es diferente a resultados anteriores planteados por Lehman y Calhoun, quienes concluían que la mano era principalmente afectada por la inercia, y que podía ser modelado como un sólido rígido [Lehman, 1990].

Los resultados numéricos para el coeficiente de amortiguamiento ( $B$ ) y la rigidez pasiva ( $K$ ) son obtenidos del trabajo de Charles.

El valor del momento de inercia para la mano, en flexión-extensión, se determina usando los datos de las tablas de Paolo de Leva [De Leva, 1995], quién ajustó estos datos usando los que figuran en las tablas de Zatsiorsky y Seluyanov. Las tablas de Paolo de Leva son muy usadas actualmente por diferentes investigadores en análisis biomecánico [Kaichi, 2018; Wang, 2019; Charles, 2011]. En estas tablas se obtienen datos para la mano (dimensiones, masa, radios de giro, etc.) los que están en proporción a medidas totales del cuerpo humano.

Entonces, se procede a calcular el momento de inercia de la mano, para el movimiento de flexión y extensión, usando el valor de la masa y el radio de giro de la tabla de Paolo de Leva. Así mismo, para obtener estos valores, es necesario reconocer los puntos de referencia que se muestran en la Figura 3.17.

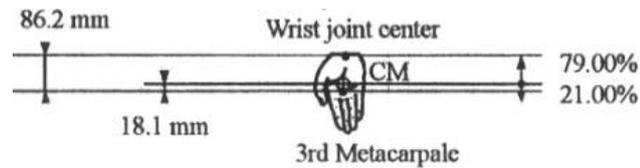


Figura 3.17: Posiciones y mediciones relativas de la mano [Leva, 1995]

Entonces, teniendo como referencia los puntos de la articulación central de la muñeca (WJC) y el tercer metacarpiano (MET3), se procede con estos datos a revisar las tablas y buscar los valores necesarios para el cálculo de la inercia, los cuales serían la masa de la mano y el radio de giro sagital respecto al centro de la articulación de la muñeca. Los valores de la masa y del radio de giro para una persona de 73kg con longitud de mano de 86,2 mm, según las tablas de Paolo de Leva, son mostrados en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4: Masa de la mano y radio de giro en el plano sagital

Segmento de Mano - Puntos de referencia WJC – MET3				
Datos tomados		Resultados		
Masa de la persona (varón)	73.0 kg	Masa de la mano	0.61% de la masa total de la persona	<b>0.4453kg</b>
Longitud de la mano	86.2 mm	Radio de giro en el plano sagital	62.8% de la longitud total de la mano	<b>0.054134m</b>

Finalmente, a partir de los datos determinados en la Tabla 3.4, es posible obtener el momento de inercia en flexión y extensión ( $I = masa \times (radio\ giro)^2$ ). Entonces, habiendo calculado el dato de inercia faltante, ya se poseen todos los valores del modelo de la mano según el sistema de segundo orden expresado en la Ecuación 3.13. Los datos finales del sistema son mostrados en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5: Parámetros para el modelo dinámico de la mano

Nombre del parámetro	Valor
Inercia (J)	$1.305 \cdot 10^{-3} \text{ kg.m}^2$
Viscosidad (B)	0.03 Nm s/rad
Rigidez pasiva (K)	1.42 Nm/rad

### 3.2.2 Modelamiento de los temblores musculares

Los temblores musculares son caracterizados como movimientos involuntarios y oscilatorios de una parte del cuerpo. Estos pueden afectar a diversas partes del cuerpo, siendo comúnmente afectadas las manos, especialmente en flexión y extensión [Jankovic, 2008; Rana, 2014].

Diversas investigaciones se han realizado con el objetivo de obtener datos que representen los temblores, sin embargo, una de las investigaciones más importantes realizadas en este tema es el proyecto europeo DRIFTS (por sus siglas en inglés *Dynamically Responsive Intervention For Tremor Suppresion*) de abril del 2002. Uno de los prototipos desarrollados por el mencionado proyecto es la órtesis activa WOTAS (por sus siglas en inglés *Wearable Orthosis For Tremor Assessment and Suppression*), la cual ha obtenido, hasta la actualidad, el mejor resultado en cuanto a reducción de temblores, logrando amortiguamientos superiores al 90 % en casos severos de temblor [Rocon, 2007].

Así mismo, dentro del marco de investigación del proyecto WOTAS, se desarrolló la medición de temblores en las principales articulaciones del brazo, entre ellas la flexión y extensión de la muñeca, a 31 pacientes afectados por diferentes patologías de temblor [Belda-Lois, 2005]. Entonces, dado los buenos resultados obtenidos por dicho proyecto, y a que sus datos representan una herramienta en diseño de mecanismos para temblores de mano [Case, 2013], se decidió utilizar estos datos para efectos de modelamiento del presente proyecto. El análisis de estos datos y la determinación de la oscilación angular de la mano en flexión y extensión pueden ser encontrados en el Anexo B del presente documento.

Así, la Ecuación 3.14, representa la amplitud de oscilación angular de los temblores de mano en flexión y extensión, la cual fue estimada a partir de los datos del proyecto WOTAS.

$$\theta_{(t)} = \frac{306.52}{\omega^2} \sin \omega t \quad , \quad (3.14)$$

donde  $\theta_{(t)}$  es la amplitud de la mano en flexión y extensión expresada en radianes, y  $\omega$  la frecuencia angular del temblor, la cual varía desde 25 hasta 62 (rad/s).

Posteriormente, a partir de la ecuación que caracteriza el temblor de mano en amplitud, se procede a determinar el torque muscular del temblor usando el sistema de segundo orden planteado en la sección anterior. De esta manera, se puede decir que la aproximación de dicho torque está siendo ajustada sobre un modelo más reciente de la mano, usando los datos experimentales del proyecto WOTAS.

Entonces, el torque del temblor es determinado con la Ecuación 3.15, la cual representa la amplitud de salida de un sistema clásico de segundo orden ante una fuerza de entrada de frecuencia  $\omega$ .

$$X_o = \frac{F_o}{\sqrt{(k - m\omega^2)^2 + c^2\omega^2}} \quad , \quad (3.15)$$

donde  $X_o$  es la amplitud de la respuesta del sistema;  $F_o$  es la fuerza de entrada del sistema con frecuencia natural  $\omega$ ;  $m$  la masa (o inercia) del sistema;  $c$  el coeficiente de amortiguamiento o viscosidad y;  $k$  la constante de rigidez.

Finalmente, reemplazando la Ecuación 3.14 en la 3.15 se determina el torque muscular causante de los temblores según la Ecuación 3.16, el cual dependerá de la frecuencia angular del temblor

$$T_t = \frac{306.52}{\omega^2} \sqrt{(k - J\omega^2)^2 + B^2\omega^2} \sin(\omega t - \phi) \quad , \quad (3.16)$$

donde  $T_t$  (Nm) es el torque muscular causante del temblor de mano en flexión y extensión;  $\omega$  es la frecuencia angular del temblor, la cual varía desde 25 hasta 62 (rad/s);  $\emptyset$  el desfase intrínseco que proporciona el sistema de segundo orden que es despreciado dado que no resulta relevante;  $J$  ( $\text{kg}\cdot\text{m}^2$ ) la inercia,  $B$  (Nm s/rad) la viscosidad y  $k$  (Nm/rad) la rigidez pasiva, los cuales están referidos al centro de articulación de la muñeca con valores según la Tabla 3.5.

### 3.2.3 Modelamiento de la mano con el amortiguador

El modelamiento completo del sistema será usado para futuros análisis en cuanto al diseño del amortiguador y el sistema de control. Entonces, habiendo ya modelado el amortiguador *layer jamming*, los temblores de mano y la mano, como sistema de segundo orden, se procede a analizar todo el sistema, de tal manera que se obtenga una relación entre la amplitud de la oscilación de la mano y el torque de los temblores cuando el sistema haya activado el amortiguamiento.

En la Figura 3.18, es posible observar los principales componentes que intervienen en el modelamiento del sistema. Entonces, se tendrá como metodología llevar todos los momentos hacia la articulación de la mano, mostrada con un punto azul en la Figura 3.18, a fin de evaluar todos los componentes del sistema y hallar la ecuación requerida.

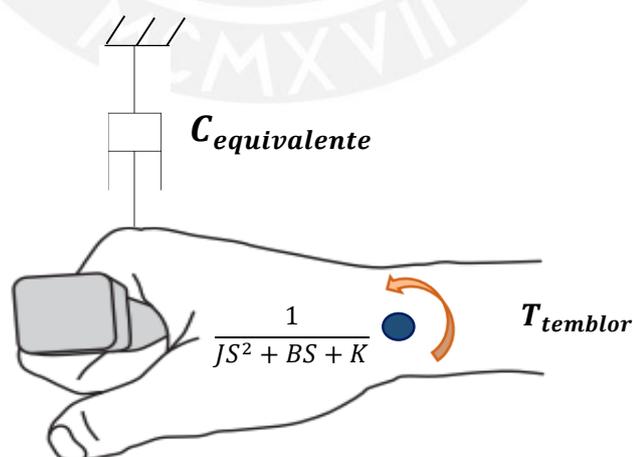


Figura 3.18: Modelamiento del sistema completo

Primero, se determina la constante equivalente siguiendo los pasos desarrollados en la sección 3.1 del presente capítulo. Es muy importante resaltar que el análisis anterior fue desarrollado para un ensayo mecánico con 3 puntos de apoyo, el cual brinda una fuerza crítica igual a la mitad de la fuerza aplicada; sin embargo, en el presente análisis, el amortiguador es fijado a la muñeca pudiendo modelarse como una viga empotrada, debido a que en esta zona el mecanismo se mantiene de manera horizontal con el antebrazo. Por esta razón, resolviendo y siguiendo los pasos de la sección 3.1, se puede determinar que la constante de amortiguamiento equivalente para la mano en flexión y extensión es caracterizada según la Ecuación 3.17.

$$C_{equivalente} = \frac{8\mu Pnhb}{3\pi\omega X_o} \quad (3.17)$$

Segundo, tal y como se planteó, se busca llevar las fuerzas ejercidas a la articulación de la muñeca. Por esta razón, es requerida la longitud efectiva del amortiguador, la cual será la longitud desde el extremo final del amortiguador hasta la articulación central de la muñeca. Entonces, multiplicando esta longitud, denominada  $l(m)$ , por la constante equivalente lineal de la Ecuación 3.17, y resolviendo los momentos en la articulación central de la mano, se determina que la nueva función de transferencia de la mano con el amortiguador es la mostrada en la Ecuación 3.18.

$$\frac{\theta(s)}{T_t(s)} = \frac{1}{JS^2 + (B + \frac{8\mu Pnhbl}{3\pi\omega\theta_o})S + K} \quad (3.18)$$

Finalmente, reemplazando el torque del temblor de mano caracterizado en la Ecuación 3.16 y aplicando la Ecuación 3.15 en el modelo de la mano con el amortiguador de la Ecuación 3.18, se determina que la amplitud angular final de la mano cuando el amortiguador es aplicado es caracterizada según la Ecuación 3.19 mostrada a continuación.

$$\theta_{(t)} = \frac{306.52}{\omega^2} \frac{\sqrt{(k - J\omega^2)^2 + B^2\omega^2}}{\sqrt{(k - J\omega^2)^2 + (B + \frac{8\mu n h b P l}{3\pi\omega\theta_o})^2\omega^2}} \sin(\omega t - \emptyset) \quad , \quad (3.19)$$

donde  $\theta_{(t)}$  (rad) es la posición angular de la mano con el mecanismo amortiguador en flexión y extensión;  $\emptyset$  el desfase intrínseco que proporciona el sistema de segundo orden que es despreciado dado que no resulta relevante;  $J, B$  y  $K$  son las constantes de la mano descritas en la Tabla 3.5;  $\mu, n, h, y b$  son parámetros del mecanismo amortiguador a diseñar descritos en la Tabla 3.2;  $l$  (m) es la longitud desde el extremo final del amortiguador hasta la articulación central de la muñeca;  $P$  (Pa) es la presión de vacío a la cual es sometida el mecanismo;  $\omega$  (rad/s) la frecuencia angular del temblor de mano y ;  $\theta_o$  (rad) la amplitud final del temblor de mano con el mecanismo amortiguador.

### 3.3 Diseño del dispositivo amortiguador de temblores

El dispositivo amortiguador es el componente principal del sistema debido a que es el encargado de ejercer una fuerza compensatoria cuando detecte temblor en la mano del paciente. En esta sección, se presenta el cálculo y diseño mecánico de dicho dispositivo. Así mismo, se evaluará su respuesta a fin de comprobar que la solución propuesta sea la más óptima posible.

#### 3.3.1 Elemento de sujeción a la mano

El elemento de sujeción es el encargado de sujetar el mecanismo amortiguador sobre la parte dorsal de la mano. Así mismo, albergará al sensor de flexión y extensión, siendo en este caso del tipo giróscopo. Por otro lado, es requerido que dicho componente pueda permitir al paciente un ajuste sencillo, y que pueda adecuarse según sea el tamaño de su mano.

Con el objetivo de disminuir el costo de fabricación de la órtesis, se propone usar un producto ya disponible en el mercado, por esta razón, se realizó un estudio de los principales productos de tipo muñequera disponibles en el mercado local o de fácil importación. A partir de dicho estudio, se determinó como mejor opción usar una muñequera de la marca Branson con código de fabricante BRA-144<sup>27</sup>, la cual es mostrada en las Figuras 3.19 a 3.21.



Figura 3.19: Muñequera bilateral marca Branson – vista superior



Figura 3.20: Muñequera bilateral marca Branson – vista lateral



Figura 3.21: Muñequera bilateral marca Branson – vista inferior

Las principales características para la selección de la muñequera son mostradas, a continuación, en la Tabla 3.6.

---

<sup>27</sup> Muñequera Bilateral. <http://www.bransonsport.com/producto/muñequera-bilateral-bra-144/> Revisado el 04 de junio de 2019.

Tabla 3.6: Principales características de la muñequera Branson Bra-144

Característica	Descripción
Facilidad de adquisición	Este tipo de muñequera fue encontrada en el mercado local peruano y, además, es posible adquirirla mediante importación debido a que la marca es muy reconocida mundialmente.
Material que previene la sudoración	A diferencia de muchas muñequeras disponibles, el material usado en su construcción es el <i>Airprene</i> o Neopreno textil perforado. Este material resulta ser superior al neopreno debido a que, además de evitar el calor, posee micro agujeros que permiten a la piel respirar normalmente, siendo así la mejor opción en cuanto a material.
Autoajustable <sup>1</sup>	Muchas muñequeras son vendidas comúnmente por tallas (S,M,L,XL), sin embargo, la muñequera seleccionada permite a la persona realizar un ajuste dependiendo del tamaño de su mano y comodidad.
Diseño que restringe solo flexión y extensión <sup>2</sup>	La muñequera seleccionada es usada con una férula metálica que puede ser colocada en ambos lados. El uso común de esta muñequera, debido a su configuración, es la inmovilización de la mano en flexión y extensión <sup>28</sup> , dado que la parte lateral es suficientemente flexible para mover la mano hacia los lados.
Bolsillo de sujeción de sensor	Debido a que la férula es extraída, es posible reemplazar la férula por el mecanismo amortiguador a diseñar, de esta manera no se requerirá un proceso adicional al ensamblar el dispositivo.

Nota (1,2): El autor de este trabajo realizó pruebas usando el producto mencionado a fin de corroborar estas características.

Entonces, habiendo seleccionado el sujetador, se procede a determinar las dimensiones máximas que podría tener el mecanismo amortiguador. Por esta razón, se realizaron mediciones en la muñequera, a fin de evaluar las dimensiones disponibles para el amortiguador. Ver Figura 3.22.

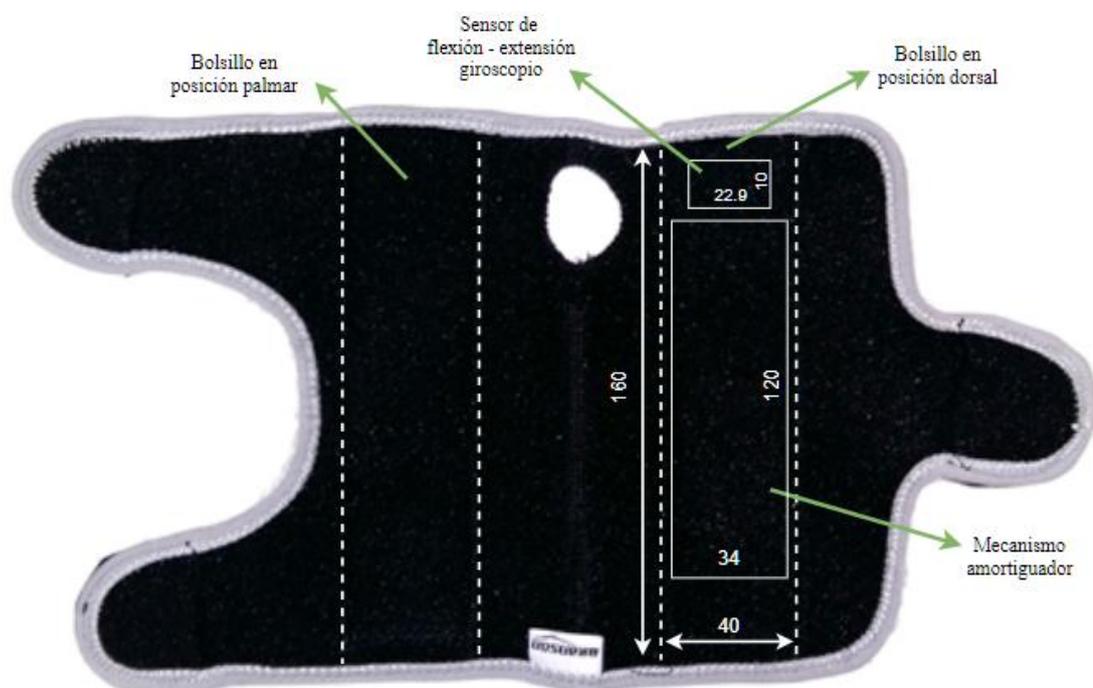


Figura 3.22: Muñequera Branson extendida

<sup>28</sup> Muñequeras. <http://www.ortoweb.com/blogortopedia/muñequeras-para-el-sindrome-del-tunel-carpiano/> Revisado el 04 de junio de 2019.

A partir de la Figura 3.22 se pudieron establecer las dimensiones límites para el amortiguador. Aquí se tuvo en consideración el sensor de flexión y extensión, cuya selección se encuentra en el Capítulo 4. Las dimensiones propuestas fueron realizadas mediante pruebas con la muñequera, buscando en todo momento el espacio necesario para el amortiguador, el sensor y las cubiertas.

### 3.3.2 Dimensionamiento y análisis computacional del amortiguador

El dimensionamiento del amortiguador estará basado directamente en el requerimiento principal de la tesis, el cual es reducir la amplitud de los temblores por encima del 70% respecto a la amplitud inicial. Por esta razón, con el objetivo de analizar dicho requerimiento y relacionarlo directamente con los parámetros de diseño, se plantea la Ecuación 3.20, definiendo la razón de amplitudes como ( $r$ ), la cual relacionará la amplitud de oscilación con el amortiguador, proveniente de la Ecuación 3.19, denominada como amplitud activa ( $A_{Ao}$ ), y la amplitud de oscilación sin el amortiguador, proveniente de la Ecuación 3.14, denominada como amplitud pasiva ( $A_{po}$ ).

$$r = \frac{A_{Ao}}{A_{po}} = \frac{\sqrt{(k - J\omega^2)^2 + B^2\omega^2}}{\sqrt{(k - J\omega^2)^2 + (B + \frac{8\mu nhbPl}{3\pi\omega A_{Ao}})^2\omega^2}} \quad (3.20)$$

Sin embargo, se puede ver que  $A_{Ao}$  se encuentra involucrado dentro de la Ecuación 3.20 y no permite realizar un análisis adecuado. Por esta razón, se reemplaza dicho valor por su equivalente  $A_{Ao} = r * A_{po}$ , resultando finalmente la razón de amplitudes según la ecuación 3.21.

$$r = \frac{A_{Ao}}{A_{po}} = \frac{\sqrt{(k - J\omega^2)^2 + B^2\omega^2}}{\sqrt{(k - J\omega^2)^2 + (B + \frac{8\mu nhb\omega Pl}{3\pi 306.52r})^2\omega^2}} \quad (3.21)$$

Luego, el porcentaje de amortiguamiento puede determinarse según la ecuación 3.22.

$$\text{Amortiguamiento}(\%) = 100 - 100r \quad . \quad (3.22)$$

Entonces, se desarrolló un programa en Matlab para mostrar gráficamente el porcentaje de amortiguamiento respecto a la presión, para frecuencias ( $f$ ) de 4, 7 y 10 Hz, los cuales pertenecen al rango de los temblores [Jankovic, 2008; Rana, 2014], y están directamente relacionados a la frecuencia angular ( $\omega$ ) del sistema. El código implementado es presentado en el Anexo C de la presente tesis. Así mismo, los resultados obtenidos se muestran en la Figura 3.23.

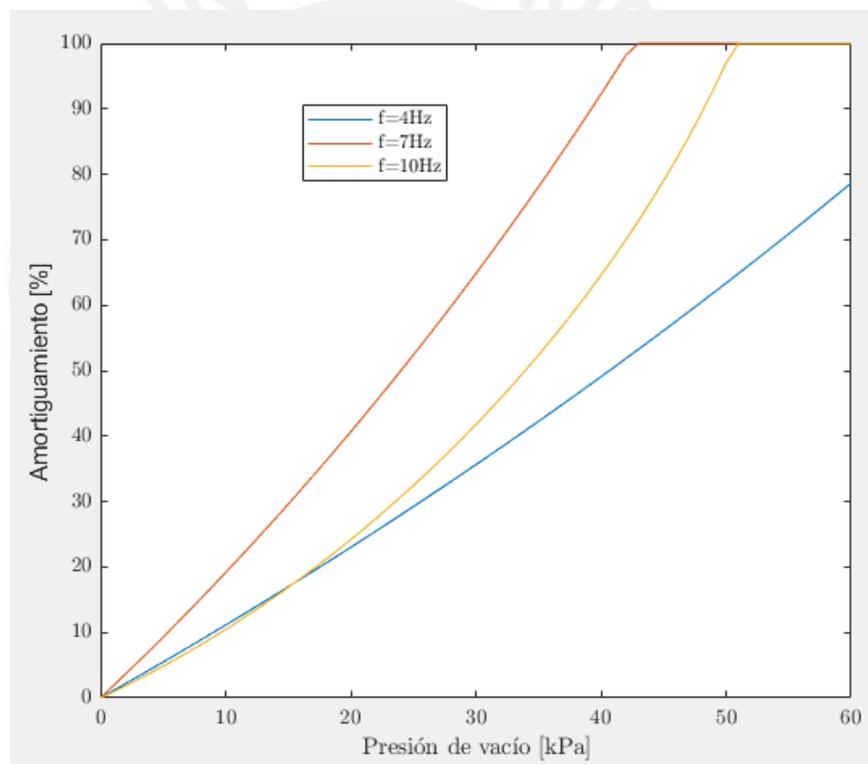


Figura 3.23: Gráfica amortiguamiento vs presión de vacío para  $f= 4,7$  y  $10$  Hz

Durante el proceso de diseño se buscó en todo momento cumplir con el requerimiento de amortiguar por encima del 70%. Respecto a ello, aplicando un factor de seguridad de 0.1, se requeriría, por lo menos, llegar al 77% de amortiguamiento para todas las frecuencias, corroborándose lo señalado en la Figura 3.23.

Las propiedades mecánicas del amortiguador dependían de sus características geométricas. Sin embargo, estos estaban limitados por las dimensiones de diseño propuestas en la sección 3.3.1, quedando como único parámetro modificable, la cantidad de capas. Entonces, usando los códigos en Matlab, se modificó este parámetro hasta lograr los requerimientos propuestos. Los criterios utilizados para la elección de los parámetros del amortiguador se encuentran detallados en la Tabla 3.7.

Por otro lado, puede evidenciarse de la Figura 3.23, que para lograr el requerimiento de amortiguamiento el rango de variación de presión estaría entre 43 y 60 kPa para diferentes frecuencias de temblor. Entonces, debido al bajo rango de variación, y a que como parte del diseño se busca optimizar el tamaño y reducir la complejidad de la electrónica, se propone para el control utilizar un control básico de tipo *On-OFF*, mediante un actuador de 60kPa. La gráfica de respuesta de amortiguamiento ante todas las frecuencias de temblores es mostrada en la Figura 3.24.

Tabla 3.7: Parámetros utilizados en el diseño del amortiguador

Parámetro	Valor	Criterio de selección
Material base	Papel bond 80 gsm	Material usado en la literatura [Narang, 2018] y de uso común en el mercado peruano.
Fricción del material (u)	0.65	Valor fijo dependiente del material [Narang, 2018].
Espesor de capa (h)	0.1 mm	Valor fijo dependiente del material <sup>29</sup> .
Ancho del mecanismo (b)	34 mm	Debido al ancho máximo del bolsillo de la muñequera seleccionada (40mm) se propuso dejar 6mm para el diseño de la conexión neumática y los cables del sensor de flexión-extensión.
Longitud efectiva de amortiguamiento (l)	74.2 mm	Este valor, en caso se usara toda la longitud posible en la muñequera, correspondería a la distancia desde el tercer metacarpiano (Posición del amortiguador en la Figura 3.18) hasta la articulación central, el cual resulta ser 86.2mm (Ver Figura 3.16). Sin embargo se deja 12 mm para posicionar el sensor, cuyo ancho es de 10mm, y el diseño de su cubierta.
Cantidad de capas (n)	46	Habiendo definido los valores anteriores en base a dimensiones disponibles, se tiene que la cantidad de capas será evaluada en función al amortiguamiento deseado (77% como mínimo para todas las frecuencias), teniendo en consideración que a mayor cantidad de capas, el amortiguamiento resulta mejor, pero a su vez, se busca el mínimo espesor para mayor comodidad.
Longitud total de capa (L)	120mm	Este valor no influye en el desempeño del amortiguador, sin embargo, es requerido debido a que la diferencia entre este valor y la longitud efectiva de amortiguamiento, será la longitud que se apoyará sobre el antebrazo a fin de asegurar su fijación.

<sup>29</sup> The thickness of printing paper. <http://www.zxprinter.com/support/paper-thickness.html> Revisado el 02 de junio de 2019.

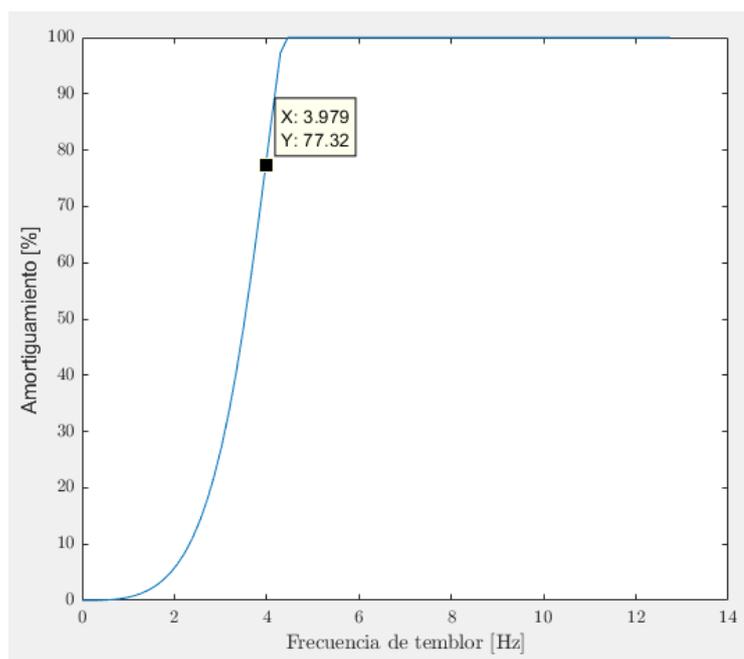


Figura 3.24: Gráfica amortiguamiento vs frecuencia de temblor

En la Figura 3.24 es posible apreciar que, para la frecuencia mínima del temblor de manos, según la literatura revisada, el amortiguamiento resultaría de 77.32%, corroborando así que el amortiguador diseñado cumplirá los requerimientos necesarios según los objetivos planteados en la presente tesis.

Finalmente, se realiza una simulación de cómo resultaría la amplitud de oscilación de la mano ante un temblor de frecuencia 4Hz, debido a que éste es la frecuencia más crítica según la Figura 3.24. Los resultados de la simulación pueden visualizarse en la Figura 3.25, siendo la amplitud inicial de la mano la gráfica de color rojo y la amplitud final de la mano, luego de haber activado el mecanismo amortiguador, la gráfica azul, ambos en grados sexagesimales medidos respecto a la articulación central de la mano.

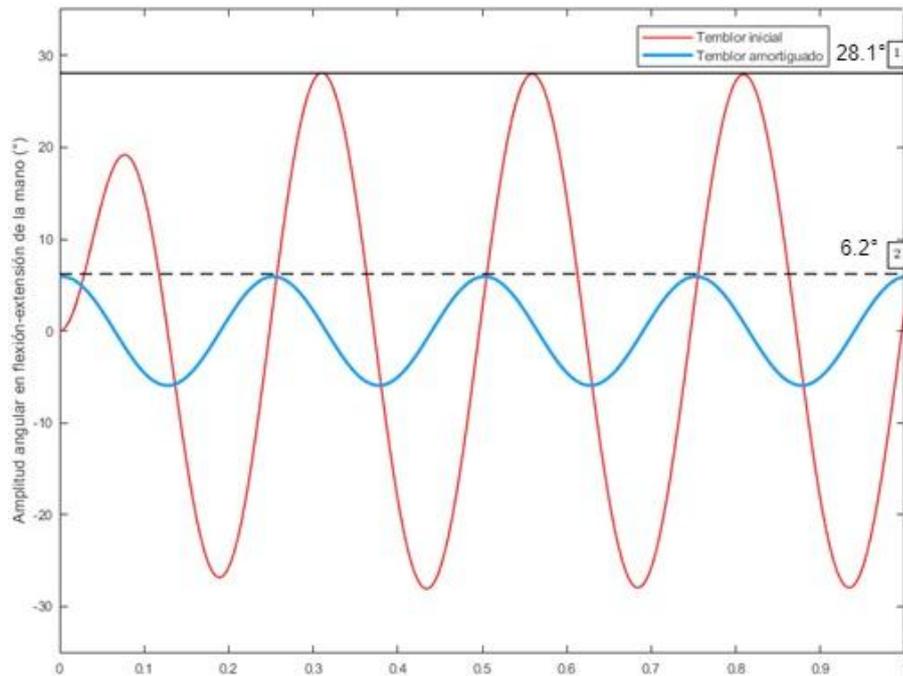


Figura 3.25: Amortiguamiento de temblores para frecuencia de 4Hz

### 3.3.3 Diseño mecánico de la cubierta del amortiguador

El amortiguador está compuesto principalmente por las capas de papel descritas en la sección anterior. Así mismo, su funcionamiento es activado mediante la aplicación de vacío sobre las capas. Por esta razón, es importante reconocer que se necesitará de una cobertura hermética, a fin de que la presión de vacío pueda presentarse sin ningún problema, y flexible, debido a que la cubierta no debe interferir en el funcionamiento del amortiguador. Además, la cubierta deberá poder albergar el sensor inercial fijándolo y protegiéndolo de daños externos.

Entonces, entendiendo las complejidades en el diseño y los requerimientos presentados para la selección del material, se determina que el material a utilizar será el filamento flexible TPU95A y será construido mediante impresión 3D, debido a las grandes facilidades que brinda esta tecnología en cuanto a diseños complejos. Los datos técnicos de este material se muestran en el Anexo E.1 del presente documento.

Por otro lado, teniendo en cuenta el proceso de manufactura del amortiguador, se propone dividir la cubierta en 3 elementos. Planos respectivos en Anexo G.

### 3.3.3.1 Cubierta de capas y sensor

El presente diseño, mostrado en la Figura 3.26, es el encargado de cubrir las capas de papel y de albergar el sensor inercial. Las capas de papel son envueltas por una pared de 0.4mm de espesor, la cual resulta ser tan flexible como una hoja de papel, pero muy resistente debido a las propiedades mecánicas del TPU. Así mismo, el sensor inercial será introducido a un extremo del amortiguador por medio de una guía que lo fijará hacia su base a fin de mantener una buena medición del ángulo, además de ser protegido por la cubierta superior.

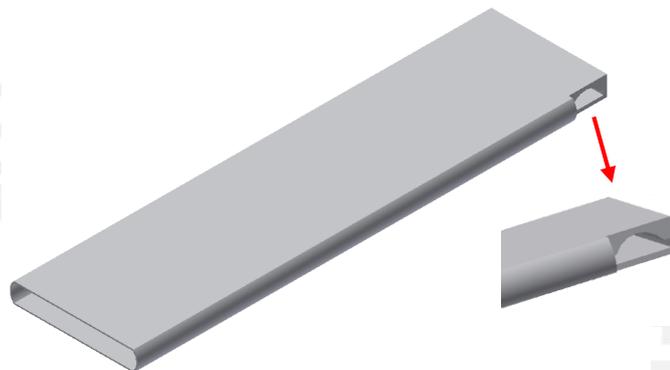


Figura 3.26: Cubierta de capas y sensor inercial

### 3.3.3.2 Tapa de hermetización y conexión de vacío

Luego de haberse construido la cubierta de capas, se procede a colocar en su interior las láminas de papel dimensionadas en la sección anterior. Entonces, habiendo finalizado ello, se requerirá cubrir la abertura por donde se introdujeron las capas y hermetizarlo a fin de garantizar el buen funcionamiento del amortiguador. Por esta razón, la segunda parte del diseño, corresponde a la tapa de hermetización. Este componente encaja adecuadamente hasta 3 milímetros de profundidad dentro de la cubierta de capas debido al desnivel que tiene. Entonces, se aprovecha este desnivel para que mediante calor se pueda fundir la cubierta de capa posicionada con la tapa a fin de garantizar un buen sellado. Además, este componente permitirá conectarse al tubo neumático cuyas principales características son mostradas en la Tabla 3.8.

Tabla 3.8: Características del tubo neumático seleccionado

Fabricante y código	Diámetro exterior	Diámetro interior	Peso	Características de material	Aplicación
Mebraplastik TPLLD2.5X4 <sup>30</sup>	4 mm	2.5 mm	7.2 g/m	Hecho de materiales no contaminantes, sin olor ni sabor.	Equipos para alimentos y dispositivos médicos.

La selección del tubo neumático fue basada principalmente en las dimensiones disponibles según el espesor del amortiguador y las dimensiones disponibles del fabricante, además se verificó que tales dimensiones son comunes en el mercado. Así mismo, debido a que el equipo será usado para un objetivo de rehabilitación, dentro del campo médico, se tuvo como requisito que los materiales no sean derivados de combustibles, sino que sean de compuestos no contaminantes. En la Figura 3.27 es posible visualizar la tubería seleccionada, además, los datos técnicos detallados del producto se encuentran en el Anexo E.2.



Figura 3.27: Tubería de polietileno de baja densidad de grado alimentario o farmacéutico

La fijación del tubo neumático es mediante encaje a presión o apriete, permitiendo así que la presión de vacío proveniente de la bomba ingrese al amortiguador de manera correcta. Las imágenes del diseño de la tapa se muestran en la Figura 3.28.

<sup>30</sup> Mebraplastik. <https://www.mebraplastik.com/en/products/polyethylene/pe-tubing-en/linear-low-density-polyethylene>  
Revisado el 11 de junio del 2019.

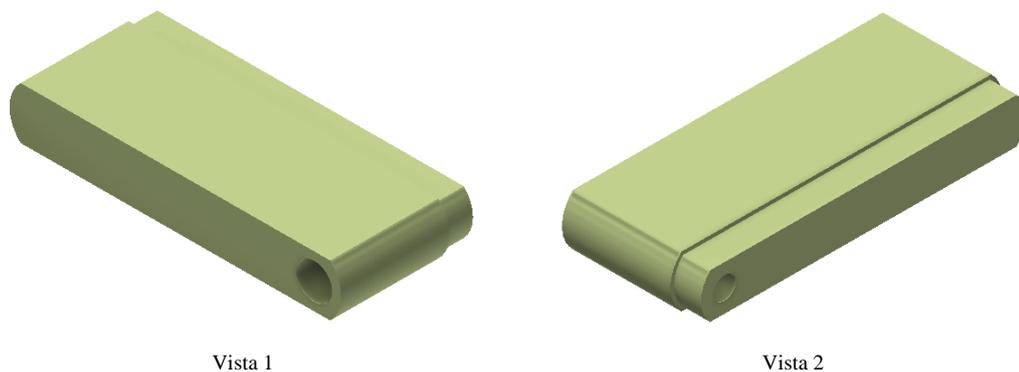


Figura 3.28: Tapa de hermetización y conexión a vacío

### 3.3.3.3 Tapa de encaje del sensor

Por último, habiendo fijado el amortiguador, se procede a diseñar el componente que cubrirá la entrada del sensor inercial. Este reproduce la forma del encaje y se introduce a presión, sellando así al sensor e inmovilizándolo de su lugar (Figura 3.29). Además, posee una abertura de diámetro 3.2 mm, el cual corresponde al diámetro del cable multifilar, que conectará al sensor con el circuito electrónico, cuya selección se encuentra en el Anexo D.

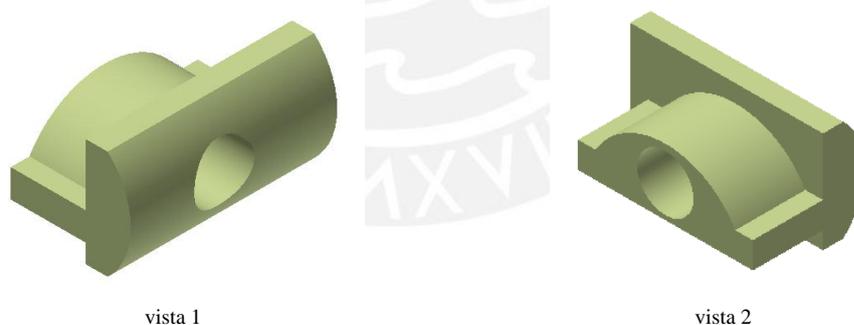


Figura 3.29: Tapa del sensor inercial

### 3.3.3.4 Ensamble final del amortiguador

Finalmente, habiendo culminado la hermetización de las láminas y la inserción del sensor inercial, el amortiguador resulta como el mostrado en la Figura 3.30.

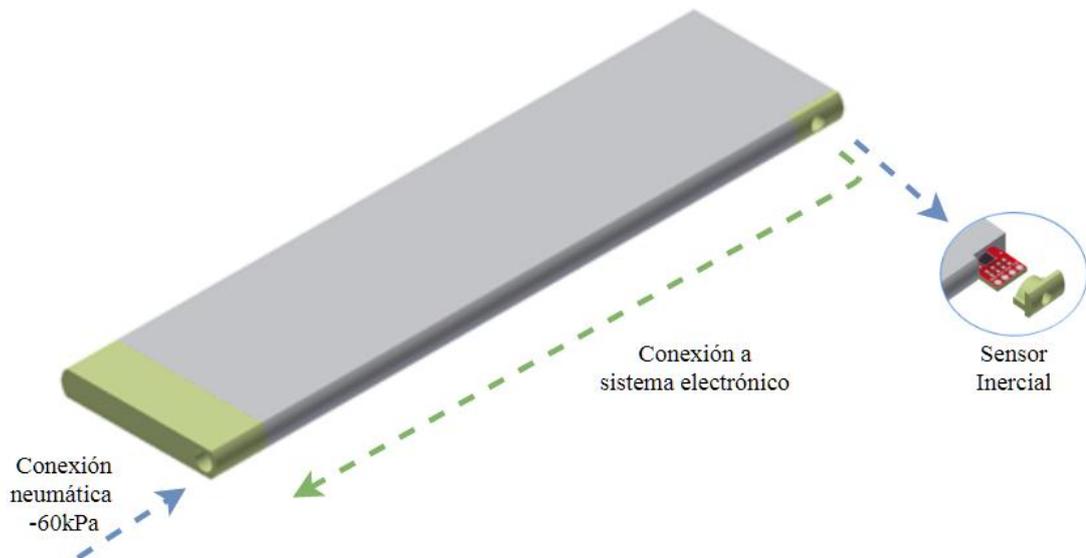


Figura 3.30: Ensamble del amortiguador

Tal y como se puede apreciar en la Figura 3.30, el ensamble final del amortiguador, (Dimensiones: 5.8 mm x 36.8 mm x 149 mm), fue adecuado para quedar como una figura delgada con el objetivo de que pueda ser introducido en el elemento de sujeción con facilidad y pueda cumplir la función de amortiguar los temblores cuando éstos sean detectados. Los dos orificios apreciados, corresponden a la conexión neumática y al cableado el sensor, los cuales van hacia la tarjeta electrónica.

### 3.4 Selección del generador de presión de vacío

El amortiguador, el cual es el principal componente del sistema, requiere una presión de 60kPa para funcionar adecuadamente sobre el rango de frecuencias de los temblores de mano. Por esta razón, el principal requisito del generador de vacío es que pueda llegar a este valor de presión de vacío. Además, es importante reconocer, que una de las características principales de este tipo de actuadores es la capacidad de fluido que pueden transportar, flujo, el cual varía directamente proporcional con la corriente y potencia requerida del actuador. Sin embargo, este valor no resulta relevante para el mecanismo amortiguador diseñado, debido a que no se está transportando flujo continuamente, sino que solo se extrae el poco aire encontrado en la cámara hasta llegar a la presión requerida. A continuación, en la Tabla 3.9 se muestran las 3 opciones presentadas en la elección de la bomba de vacío.

Tabla 3.9: Generadores de vacío propuestos

Parámetro	Generador 1	Generador 2	Generador 3
Imagen de referencia			
Fabricante y Código de referencia	Schwarzer Precision 270 EC <sup>31</sup>	TCS Electrical Motor JQB2438274 <sup>32</sup>	JH12-65 <sup>33</sup>
Principales características	Voltaje: 5VDC Corriente: 100mA Presión de vacío: -60kPa Flujo: 400mL/min Peso: 30.3g Tamaño: 38.3 x 16 x 25.3 mm Precio: 350 soles	Voltaje: 5VDC Corriente: 400mA Presión de vacío: -60kPa Flujo: 3.2L/min Peso: 62g Tamaño: 30 x 25 x 64.5 mm Precio: 30 soles	Voltaje: 12VDC Corriente: 500mA Presión de vacío: -65kPa Flujo: 5L/min Tamaño: 75x 60 x 90 mm Precio: 63 soles

Las opciones propuestas en la Tabla 3.9 fueron basadas principalmente en el requerimiento principal de vacío (-60kPa) y la fácil adquisición que se tendría para su adquisición. Sin embargo, se selecciona el Generador 1 de la marca *Schwarzer Precision* con código 270EC debido a su tamaño reducido y a su bajo consumo de corriente, y aunque es el de mayor costo con respecto a las otras opciones, este valor sería justificado por sus buenas características en desempeño. Así mismo, un generador de similares características ya ha sido utilizado en una investigación reciente [Hauser, 2017] siendo una buena opción en cuanto a dispositivos portables y de alta eficiencia. Los datos técnicos de este generador pueden ser encontrados en el Anexo E.3.

<sup>31</sup> 270EC [https://www.schwarzer.com/pages\\_en/produkt.php?id=77](https://www.schwarzer.com/pages_en/produkt.php?id=77). Revisado el 11 de junio del 2019

<sup>32</sup> Mini vacuum pump. <https://ebay.to/2IdkFy9>. Revisado el 8 de junio del 2019

<sup>33</sup> DC12V Mini bomba de vacío. <https://ebay.to/2KHdCze>. Revisado el 8 de junio del 2019.

## **CAPÍTULO 4**

### **DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL**

En el presente capítulo, se presenta la lógica de funcionamiento general del dispositivo. Así mismo, se detalla el sistema de control, presentando su arquitectura y el diagrama de flujo correspondiente. Entonces, a partir de las características del diseño mecánico del amortiguador y los requerimientos de funcionamiento de control, se presenta el diseño del sistema electrónico, detallando los criterios de selección y principales características de los componentes necesarios para el control del dispositivo. Además, se presenta el diseño de la tarjeta electrónica y su carcasa de protección.

#### **4.1 Lógica de funcionamiento general del dispositivo**

La función principal del dispositivo es amortiguar los temblores de mano en flexión y extensión cuando éstos se manifiesten en un paciente. Es así, que el dispositivo amortiguador, además de su diseño mecánico, tiene un sistema electrónico encargado de controlar el amortiguador de manera automática. Primero, el dispositivo tendrá un interruptor principal, el cual tiene la función de permitir el paso de corriente hacia todo el sistema, siendo, así, el componente que activará o desactivará al dispositivo. Luego, habiéndose activado el sistema, el algoritmo de control programado en el microcontrolador principal estará encargado de monitorear en todo momento la señal

de posición angular de la mano brindada por un sensor giroscópico. Entonces, cuando el controlador detecte que la mano no se está comportando de manera común, sino que ha empezado a temblar, el sistema electrónico activará, mediante un driver, la mini bomba de vacío, la cual se encargará de activar el amortiguador y disminuir las oscilaciones no deseadas. Por otro lado, el sistema mostrará 3 señales al paciente, una señal que confirme al paciente de que el sistema está activado, una señal que indique que el temblor ha sido detectado y una señal que indique que la batería esta baja y es requerido cargar el sistema. Finalmente, cuando el usuario no desee usar el dispositivo, bastará con desactivar el sistema con el interruptor principal anteriormente mencionado. En la Figura 4.1 se presenta el esquema de funcionamiento del dispositivo amortiguador con el sistema electrónico de control.

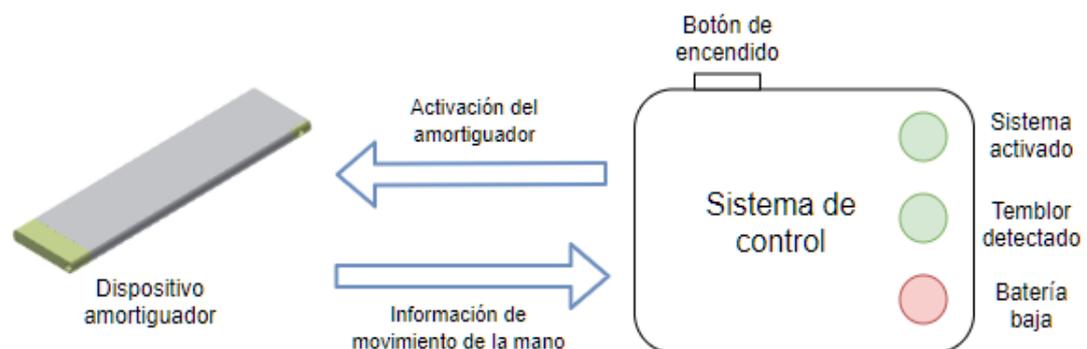


Figura 4.1: Esquema de funcionamiento del dispositivo

## 4.2 Sistema de control del dispositivo

El sistema de control tiene como función ejecutar los algoritmos correctos a fin de controlar adecuadamente el dispositivo amortiguador, así como mostrar las señales adecuadamente. Entonces, con el objetivo de plantear adecuadamente estos algoritmos, se desarrolla, a continuación, la arquitectura de control y el diagrama de flujo que gobernará el sistema de control.

### 4.2.1 Arquitectura de control

La arquitectura de control presenta, a modo de diagrama de bloques, la interacción de los componentes del sistema enfatizando principalmente la forma en que se realizará el control automático del amortiguador. De esta manera, mediante la Figura 4.2, se plantea una adecuada conceptualización del control a fin de asegurar el correcto funcionamiento del sistema.

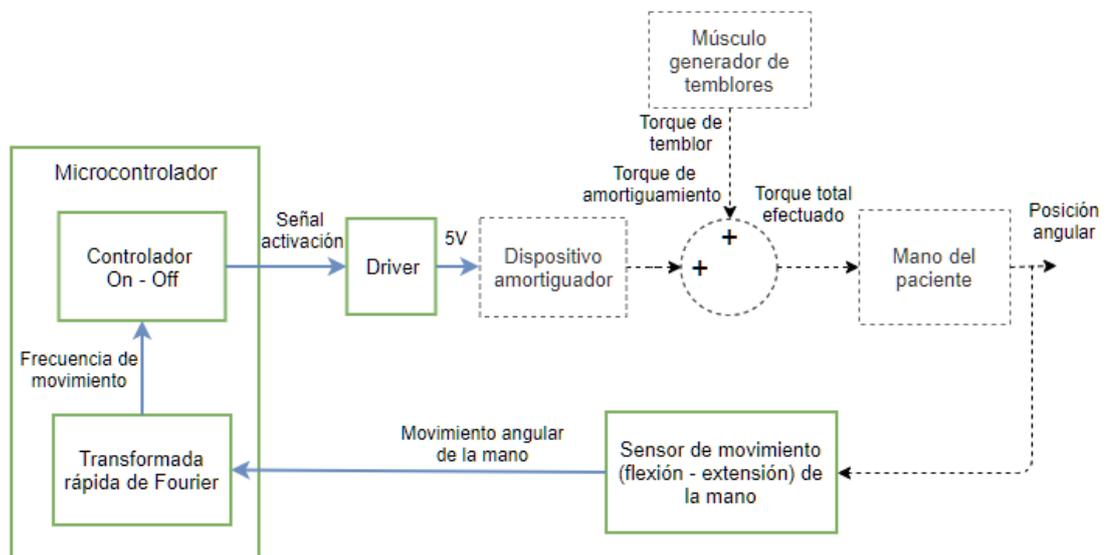


Figura 4.2: Arquitectura de control del sistema

### 4.2.2 Diagrama de flujo del sistema

El programa principal del dispositivo se compone del algoritmo encargado del control automático del dispositivo de amortiguamiento, el cual ha sido detallado en la Figura 4.2, y el envío de señales que mostrarán al paciente los estados del sistema, tal y como puede observarse en la Figura 4.1. Entonces, con el objetivo de planificar una adecuada programación se presenta, en la Figura 4.3, el diagrama de flujo del sistema.

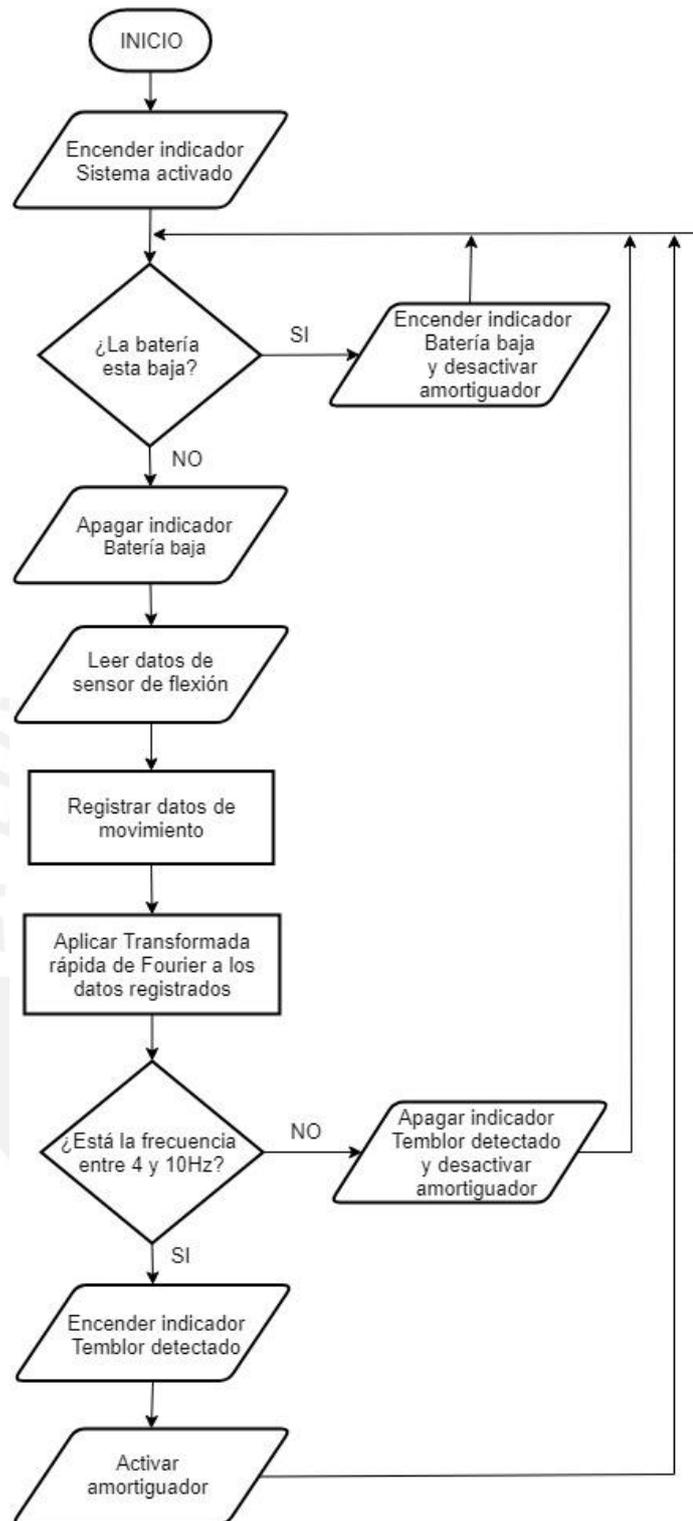


Figura 4.3: Diagrama de flujo del sistema

El diagrama de flujo del sistema será la base cuando se desee implementar el sistema en el microcontrolador, debido a que presenta de manera simplificada los pasos que se deberían de seguir para el adecuado control del dispositivo y de su interfaz mediante los indicadores correspondientes.

### 4.3 Selección de componentes electrónicos

En esta sección, se describirá el proceso realizado para la selección de los componentes electrónicos del sistema de control.

#### 4.3.1 Requerimientos electrónicos para el control

A partir de los requerimientos del sistema, detallados en el capítulo 2 de esta tesis, y de la lógica de funcionamiento general, se proponen diversas funciones electrónicas a fin de determinar los componentes electrónicos correspondientes a cada función. Así, en la Figura 4.4, se puede apreciar el diagrama de bloques del sistema con las funciones electrónicas propuestas y su interacción con el dispositivo amortiguador.

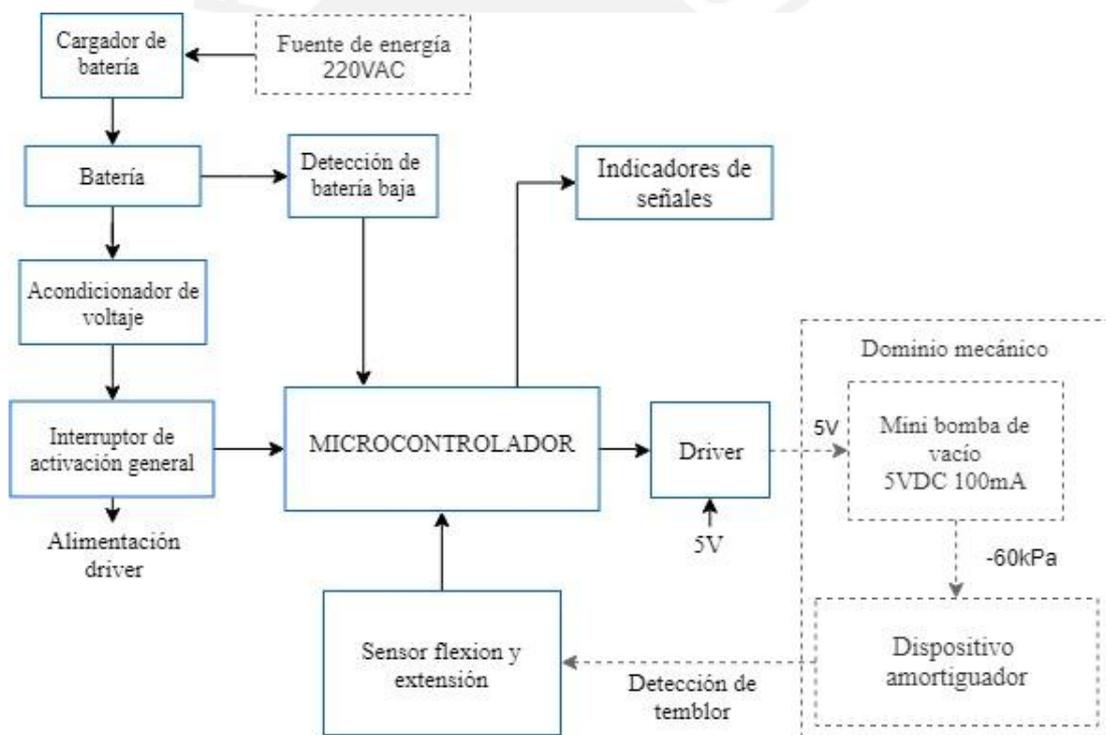


Figura 4.4: Diagrama de bloques del sistema con funciones electrónicas propuestas

Entonces, a partir del diagrama presentado en la Figura 4.4, se presenta a continuación la selección de los principales componentes electrónicos requeridos para cada función, presentando los criterios utilizados, así como las características técnicas más relevantes de cada uno. Así mismo, la selección de los componentes considerados básicos, tales como resistencias o leds, se encuentran en el Anexo D del presente

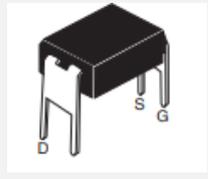
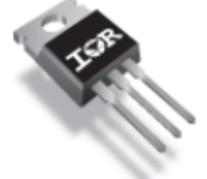
documento. Los datos técnicos detallados de todos los componentes pueden encontrarse en el Anexo E.

### 4.3.2 Driver de activación de mini bomba de vacío

La activación del generador de vacío se realiza mediante el transistor de efecto de campo o más conocido como MOSFET debido a sus ventajas en diseño electrónico con respecto a otros tipos de transistores como el bajo consumo de corriente para su activación (aproximadamente cero) y la rápida velocidad de conmutación<sup>34</sup>.

Así mismo, la selección de este componente se realiza según los requerimientos en cuanto a corriente nominal que requiere el generador de vacío (100mA), el voltaje de activación del Mosfet y por el tipo de empaquetado. A continuación, en la Tabla 4.1, se muestra los tipos de Mosfet propuestos en su selección.

Tabla 4.1: Mosfets propuestos para la activación del generador

Parámetro	Mosfet 1	Mosfet 2	Mosfet 3
Imagen de referencia			
Fabricante y Código de referencia	Diodes incorporated ZVN4310A <sup>35</sup>	Vishay IRLD110 <sup>36</sup>	International Rectifier JH12-65 <sup>37</sup>
Principales características	Corriente continua en drenador(Ids): 1A Voltaje activación Gate-surtidor (VGS) : 5V Voltaje activación Drenador-surtidor (VDS): 100V Tipo : Canal N Empaquetado: TO-92	Corriente continua en drenador(Ids): 1A Voltaje activación Gate-surtidor (VGS) : 5V Voltaje activación Drenador-surtidor (VDS): 100V Tipo : Canal N Empaquetado: HVMDIP	Corriente continua en drenador(Ids): 33A Voltaje activación Gate-surtidor (VGS) : 5V Voltaje activación Drenador-surtidor (VDS): 100V Tipo : Canal N Empaquetado: TO-220

34 Ventajas del Mosfet. <http://es.scienceaq.com/Electronics/100313976.html> Revisado el 11 de junio del 2019

35 ZVN4310A <https://www.mouser.pe/datasheet/2/115/ZVN4310A-92835.pdf>. Revisado el 11 de junio del 2019

36 IRLD110 <http://www.vishay.com/docs/91309/sihld110.pdf> Revisado el 8 de junio del 2019

37 IRF540 <https://www.infineon.com/dgdl/irf540npbf.pdf?fileId=5546d462533600a4015355e39f0d19a1> Revisado el 8 de junio del 2019.

A partir de la Tabla 4.1, es posible decir que los 3 tipos de Mosfet seleccionados pueden ser capaces de comandar el generador de vacío debido a que la corriente que soportan sobrepasa hasta en 10 veces la corriente nominal de dicho generador. Así mismo, los 3 Mosfet son activados con 5V, lo cual facilitaría el circuito dado que podría ser conectado directamente a la salida digital de un microcontrolador. Sin embargo, analizando el criterio de tipo de empaquetado, es posible notar que el Mosfet 1 y Mosfet 3 ocuparían un mayor campo en el espacio debido a su forma alargada, y aún si se adecuara el componente para que sea doblado, éste seguiría ocupando mayor campo en la placa, por esta razón se elige el Mosfet 2 debido a su tamaño compacto y a que podrá trabajar eficientemente con el generador de vacío.

### 4.3.3 Sensor de flexión y extensión

El tipo de sensor propuesto para medir la posición angular de la mano fue el giroscopio debido a su reducido tamaño y a la sencillez para el montaje y operación. Actualmente, debido al gran avance de la tecnología respecto nanotecnología, este tipo de dispositivos ha reducido su tamaño dando la posibilidad a que un mismo chip no sólo presente un giroscopio para un eje, sino para los tres ejes e incluso muchos chips albergan giroscopios, acelerómetros y magnetómetros en tamaños muy reducidos de hasta 4 x 4 mm. Por esta razón, muchos giroscopios que venían en un único chip y módulo ya han sido discontinuados por sus fabricantes<sup>38</sup>. Entonces, teniendo en cuenta que el sensor debería ocupar el mínimo espacio posible, a fin de permitir al mecanismo amortiguador trabajar con mayor eficiencia, se tomó como principal requerimiento encontrar el módulo que tenga el menor ancho posible. El sensor seleccionado es el LSM9DS1 proveído en un módulo con un ancho de 10 mm por la empresa Sparkfun Electronics, el cual se muestra en la Figura 4.5.

---

38 Módulo discontinuado Gy-35rc. <https://www.amazon.com/KNACRO-GY-35-RC-single-axis-gyroscope-ENC-03RC/dp/B01HXBQFHA>. Revisado el 05 de junio del 2019

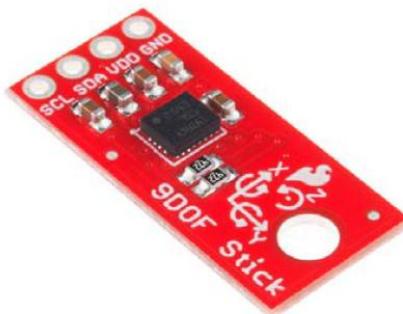


Figura 4.5: Módulo para sensor LSM9DS1 de Sparkfun

El módulo seleccionado, además de poseer giroscopios en los 3 ejes, posee acelerómetros y magnetómetros también para los 3 ejes, sin embargo, estos serán ignorados en la programación debido a que no son requeridos para esta aplicación. A continuación, la Tabla 4.2, muestra las principales características del sensor seleccionado.

Tabla 4.2: Principales características del módulo LSM9DS1

Parámetro	Descripción
Fabricante y nombre de referencia	SparkFun Electronics 9DoF Sensor Stick <sup>39</sup>
Voltaje alimentación	3.3VDC
Mediciones	Acceleración en 3 ejes: 2, 4, 8, 16 g Velocidad angular en 3 ejes: 245, 500, 2000 dps Campo magnético en 3 ejes: 4, 8, 12, 16 gauss
Interfaz	Comunicación serial I2C

Así mismo, debido a que el sensor se encuentra ubicado sobre la mano, dentro del dispositivo amortiguador, y el sistema de control se encuentra en la caja electrónica, la cual será posicionada en el brazo del paciente, es necesario realizar un cableado entre ambos componentes. El producto seleccionado es el cable de señal UI2547 de 4 núcleos blindado 28AWG. La selección del tipo de cable para esta conexión se realizó según la corriente requerida por el dispositivo, la cual está dentro del límite de corriente que soporta el cable según su denominación AWG (*American Wire Gauge*). Así mismo, se tuvo en cuenta el aislamiento contra ruido electromagnético, facilidad de uso y adquisición. La descripción de esta selección se encuentra en el Anexo D.

<sup>39</sup> 9DoF Sensor Stick. <https://www.sparkfun.com/products/13944> Revisado el 10 de junio del 2019.

#### 4.3.4 Controlador del sistema

El controlador es el principal componente del sistema encargado de recibir señales, procesarlas y generar las salidas correspondientes. Así, se tiene como requerimientos del sistema la posibilidad de conectarse mediante comunicación I2C debido a que el sensor de flexión seleccionado usa este tipo de comunicación. Asimismo, se requiere de 4 salidas digitales (3 leds indicadores y 1 señal de activación para la mini bomba) y 1 entrada digital por parte del circuito que alertará cuando la batería esta baja. Además, con el objetivo de permitir una rápida implementación del sistema se prefiere que el controlador sea de uso común con librerías disponibles en análisis complejos (Fourier y comunicación con sensor I2C). Finalmente, se requiere que el controlador sea lo más pequeño posible a fin de evitar grandes construcciones en el sistema de control. Así, la Tabla 4.3 presenta los 3 microcontroladores posibles a fin de seleccionar el más adecuado para esta tesis.

Tabla 4.3: Microcontroladores propuestos para el sistema

Parámetro	Arduino Pro Mini <sup>40</sup>	Arduino Micro <sup>41</sup>	Arduino Nano <sup>42</sup>
Imagen de referencia			
Microcontrolador	ATmega328	ATmega32U4	ATmega328
Velocidad del reloj	16 MHz	16 MHz	16 MHz
SRAM	2 KB	2.5 KB	2 KB
Pines digitales I/O	14	20	22
Comunicación serial	UART, SPI e I2C	UART, SPI e I2C	UART, SPI e I2C
Voltajes adicionales	-	3.3VDC	-
Tamaño	18 x 33 mm	18 x 48 mm	18 x 45 mm
Proceso de programación	Requiere circuito externo para grabar un programa	Conexión directa a computadora por puerto micro USB	Conexión directa a computadora por puerto Mini-B USB

<sup>40</sup> Arduino Pro Mini <https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini> Revisado el 18 de junio del 2019.

<sup>41</sup> Arduino Micro <https://store.arduino.cc/usa/arduino-micro> Revisado el 18 de junio del 2019.

<sup>42</sup> Arduino Nano <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano> Revisado el 18 de junio del 2019.

A partir de la comparación de los controladores en la Tabla 4.3, se determinó que el controlador más adecuado para el sistema de control sería el Arduino Micro. Su selección fue principalmente debido a que este controlador posee una salida de voltaje de 3.3V, la cual servirá para alimentar al sensor de flexión y extensión. De esta manera, ya no será necesario realizar otro circuito de acondicionamiento de voltaje para dicho sensor. Además, su conexión directa a computadora lo hace de fácil programación y esto se resalta más debido al uso del puerto micro USB, el cual es de fácil adquisición dado que es usado por casi todos los celulares en la actualidad.

#### **4.3.5 Almacenamiento de energía**

El tipo de batería propuesto para el sistema de control es la batería ion de litio. Estas baterías son en la actualidad las más comunes debido a su gran eficiencia, seguridad, y fácil mantenimiento, encontrándose en aparatos tan comunes como los celulares y computadoras portátiles<sup>43</sup>. El voltaje común de este tipo de baterías es de 3.7 V (de 1 celda), sin embargo, también existen de 7.2, 11.1 y 14.8 V (2,3 y 4 celdas respectivamente), aunque son de mayor tamaño que las de 1 celda. Así, las características principales de la batería propuesta son: tecnología tipo ion-litio de 3.7V.

Sin embargo, la característica faltante es la capacidad de la batería la cual es medida en Ah (Amperios hora). Para ello, será importante analizar el consumo de los componentes electrónicos del sistema a fin de determinar la capacidad necesaria para un largo tiempo de funcionamiento.

Así, la Tabla 4.4 presenta el análisis de energía en los componentes del sistema a fin de calcular la energía total requerida por la batería.

---

<sup>43</sup> Lithium Batteries [https://batteryuniversity.com/index.php/learn/article/lithium\\_based\\_batteries](https://batteryuniversity.com/index.php/learn/article/lithium_based_batteries) Revisado el 24 de junio del 2019

Tabla 4.4: Análisis de energía requerida en la batería

Componente	Potencia de salida		Potencia de entrada		Capacidad requerida	
	Voltaje componente (V)	Corriente componente (mA)	Voltaje de batería (V)	Corriente equivalente en batería (mA)	Tiempo de funcionamiento (h)	Energía requerida en batería (mAh)
Microcontrolador	5	15	3.7	20.3	4	81.2
Mini bomba vacío	5	100	3.7	135.1	4	540.4
Sensor flexión	3.3	4.3	3.7	3.8	4	15.2
Leds indicadores y resistencias (2)	5	40	3.7	54	4	216
Driver	0	100	3.7	0	4	0
					<b>Capacidad requerida:</b>	<b>852.8 mA</b>

Es importante resaltar que se realizó una conversión entre la corriente que consume cada componente y la corriente equivalente que consumiría la batería, debido a que sus voltajes no eran del mismo valor. Para ello, se realizó la equivalencia entre potencia de salida igual a la potencia de entrada según la Ecuación 4.1.

$$P_{\text{constante}} = V_{\text{componente}} I_{\text{componente}} = V_{\text{batería}} I_{\text{batería}} \quad , \quad (4.1)$$

donde P (W) es la potencia, que iguala lo consumido por el componente y lo consumido de la batería, V (V) es el voltaje correspondiente e I (A) la corriente.

Así mismo, se consideró el tiempo de funcionamiento igual a 4 horas, con el objetivo de asegurar una larga duración del dispositivo sin la necesidad de que el paciente la esté cargando. Respecto a ello, es preciso mencionar que el cálculo está dado para un funcionamiento continuo de amortiguamiento. Sin embargo, un paciente con temblores sólo presenta estos síntomas en determinadas actividades o posturas durante el día, por ende, es posible decir que el dispositivo podría llegar a funcionar durante todo el día en el caso que tenga temblores con tiempos totales menores a 4 horas.

Finalmente, a partir del cálculo de capacidad mencionada y el voltaje de la batería, se realiza la búsqueda de la batería ideal teniendo en cuenta que la selección debería estar por encima del valor calculado a fin de proporcionar un cierto margen de seguridad.

Así, se llega a la selección de la batería Ión Litio de 3.7V con capacidad de 1200mAh de la empresa Adafruit<sup>44</sup> mostrada en la Figura 4.6.



Figura 4.6: Batería ión-litio 3.7V 1200mAh

#### 4.3.6 Cargador, acondicionamiento de voltaje y detección de batería baja

Así, habiendo realizado la selección de prácticamente todos los componentes electrónicos del sistema, se procede a seleccionar los componentes encargados de alimentar el circuito. Para ello, se tiene como requerimiento que el cargador pueda transformar el voltaje alterno de una toma de energía común (220VAC-60 Hz o 110 VAC-50 Hz) a un voltaje continuo que pueda alimentar a la batería. Así mismo, la energía que llega del cargador tiene que ser transformada al voltaje de carga de la batería (4.2V para la batería seleccionada según su hoja de datos). Además, habiéndose cargado la batería, es requerido llevar este voltaje de 3.7V a 5V, debido a que este valor es usado por los demás componentes en el circuito del sistema de control. Finalmente, se debe permitir la detección cuando la batería se encuentre cerca de su límite inferior a fin de indicar al paciente que es necesario conectar el dispositivo a la toma eléctrica.

Entonces, teniendo en cuenta los requerimientos mencionados, y a que se prefiere la búsqueda de un componente lo más compacto posible para el sistema de control, se

---

<sup>44</sup> Batería <https://www.digikey.com/product-detail/es/adafruit-industries-llc/258/1528-1838-ND/5054544> Revisado el 24 de junio del 2019.

selecciona el módulo Powerboost 1000C de la empresa Adafruit<sup>45</sup>, el cuál es mostrado en la Figura 4.7.

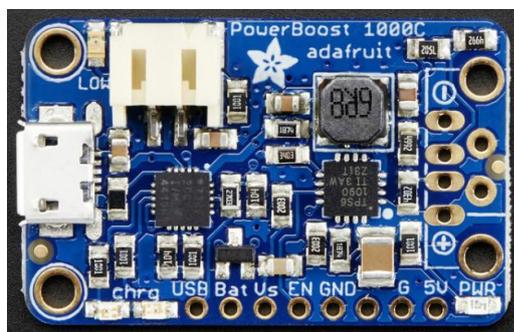


Figura 4.7: Powerboost 1000C Adafruit

El módulo Powerboost 1000C podrá cumplir los requerimientos de acondicionar el voltaje externo del cargador a la batería. Además, proveerá de 5V para alimentar el circuito del sistema de control, una señal de batería baja que será enviada al microcontrolador y una señal de habilitación capaz de desconectar la salida de voltaje al circuito de manera segura.

Por otro lado, cumpliendo con los requerimientos pedidos y buscando la compatibilidad con el módulo antes mencionado se selecciona como cargador del sistema de control al Adaptador de poder AC/DC 5V 2.5A de la empresa Adafruit<sup>46</sup> el cual es mostrado en la Figura 4.8.



Figura 4.8: Adaptador AC/DC 5V 2.5A de Adafruit

<sup>45</sup> Powerboost 1000C <https://learn.adafruit.com/adafruit-powerboost-1000c-load-share-usb-charge-boost/overview> Revisado el 25 de junio del 2019

<sup>46</sup> Adaptador de poder <https://www.adafruit.com/product/1995> Revisado el 25 de junio del 2019

### 4.3.7 Diagrama con componentes seleccionados

Finalmente, habiendo realizado la selección de los componentes electrónicos, en la Figura 4.9, se presenta el diagrama de bloques del sistema, en el cual se muestran los componentes electrónicos seleccionados y la interacción que tendrá cada uno de ellos en el control de los temblores y la comunicación con el paciente.

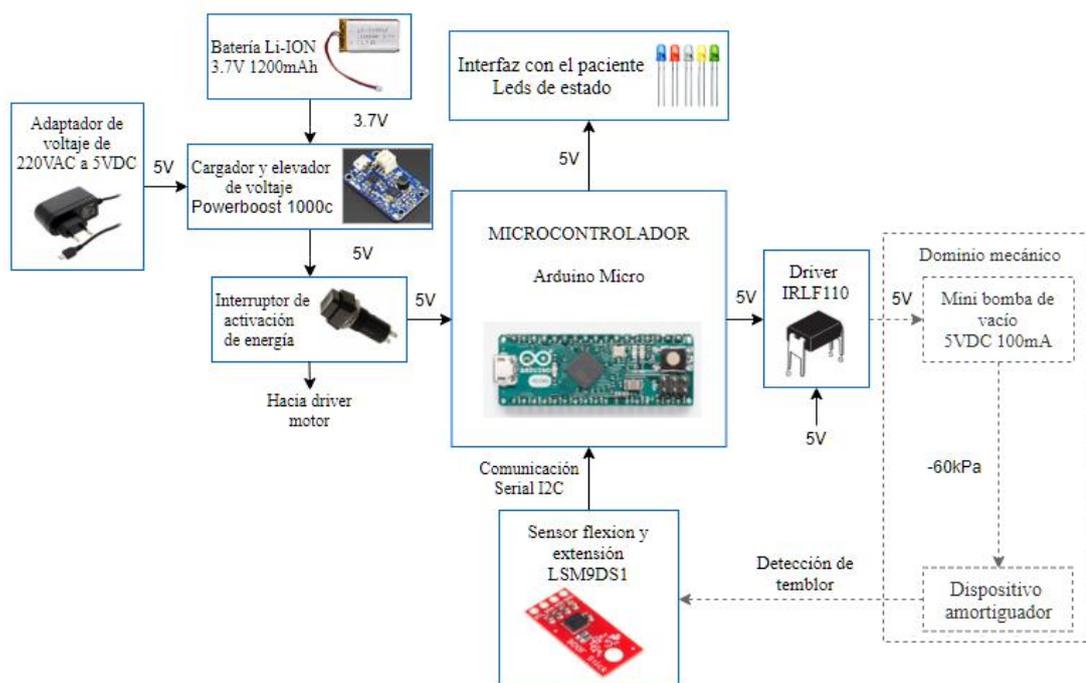


Figura 4.9: Diagrama de bloques del sistema con componentes electrónicos seleccionados

## 4.4 Diseño electrónico en tarjeta impresa

Luego de haber realizado la selección completa de todos los componentes electrónicos del sistema, se procede a realizar el diseño electrónico correspondiente, con el objetivo de diseñar la tarjeta electrónica que controlará el sistema. Este diseño fue realizado mediante el software de diseño electrónico Eagle. Asimismo, el esquemático de la tarjeta electrónica se encuentra en el Anexo G.

Posteriormente, se realizó el ruteo de la tarjeta diseñando las pistas que unirán los componentes en la tarjeta y especificando su ubicación. De esta manera, se organizan los dispositivos electrónicos para su posterior cableado. En la Figura 4.10, se visualiza el ruteo de la tarjeta electrónica del sistema de control.

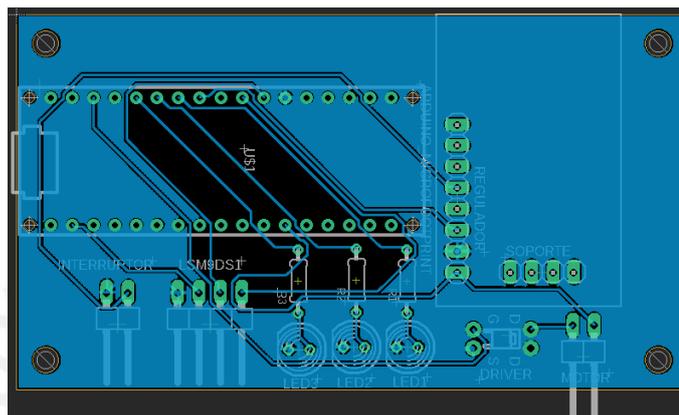


Figura 4.10: Conexión entre pistas de la tarjeta electrónica

Asimismo, se obtuvo una representación gráfica de la tarjeta, a fin de corroborar que el diseño sea el correcto antes de su implementación. Ver Figura 4.11.

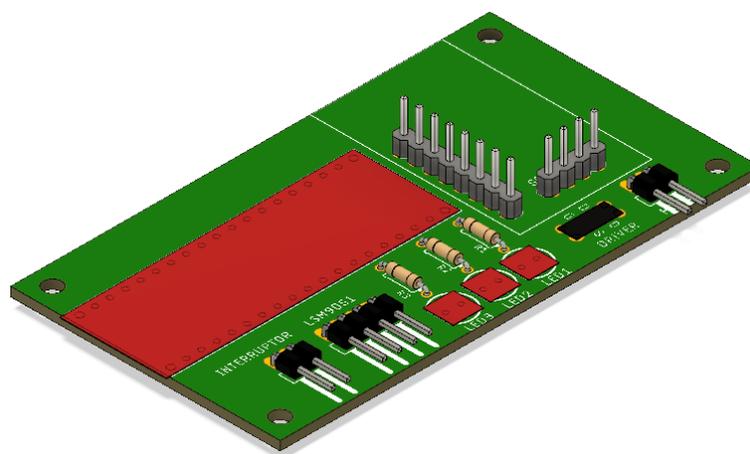


Figura 4.11: Representación gráfica de la tarjeta electrónica

## 4.5 Diseño de la carcasa de protección

La carcasa del sistema electrónico se encarga de proteger los componentes en su interior, con el objetivo de evitar que se dañen o que puedan dañar al paciente de alguna manera. Estos serán diseñados por medio de impresión 3D en plástico ABS. Así mismo, los componentes que serán almacenados dentro serán la batería, la tarjeta electrónica, la mini bomba de vacío, los leds indicadores y el interruptor de activación general. Además, con el objetivo de diseñar un protector que pueda ser ensamblado y desensamblado, esta carcasa ha sido dividida en tres partes principales: La carcasa base, la cubierta de la batería y la carcasa superior. A continuación, se presentarán los componentes diseñados. Asimismo, los planos de tales componentes se encuentran en el Anexo G.

### 4.5.1 Carcasa base

La carcasa base es el componente encargado de proporcionar el encaje adecuado a todos los componentes del sistema. Así, tal y como se puede observar en la Figura 4.12, este será el primer componente donde se comenzarán a ensamblar los demás.

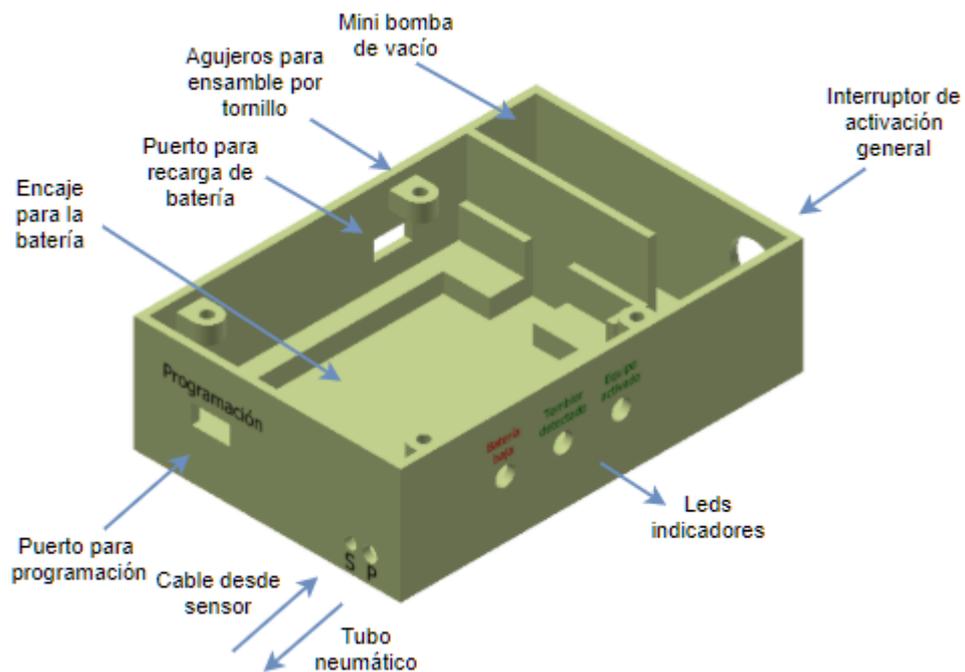


Figura 4.12: Carcasa base

### 4.5.2 Cubierta de batería

Luego de haber insertado la batería en el espacio asignado en la carcasa base, se colocará encima una cubierta, mostrada en la Figura 4.13, con el objetivo de evitar el contacto directo de la tarjeta electrónica sobre la batería. Así mismo, esta cubierta posee 4 secciones elevadas a las esquinas, las cuales servirán de apoyo a la tarjeta a fin de que los pines soldados en la parte inferior de la tarjeta puedan estar elevados y no dañarse por contacto.

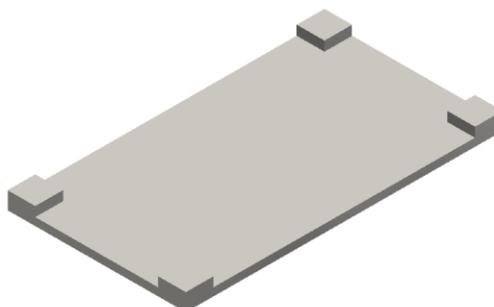
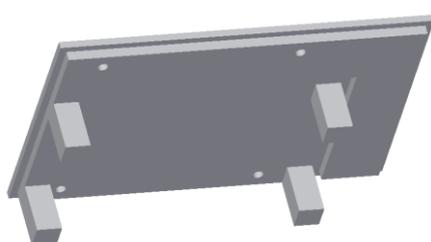


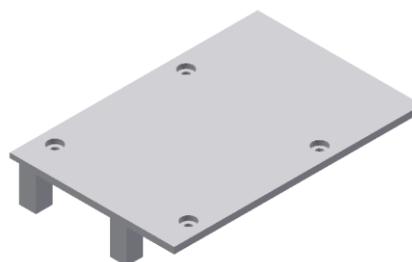
Figura 4.13: Cubierta de batería

### 4.5.3 Carcasa superior

Entonces, luego de insertar la tarjeta electrónica sobre la cubierta de la batería, se procede a cubrir todo con la carcasa superior. Este componente, mostrado en la Figura 4.14, posee un encaje para las uniones atornilladas, las cuales se unirán a la carcasa base. Así mismo, posee 4 pilares que servirán para mantener la tarjeta electrónica en una misma posición y así evitar que se dañen o desconecten. Además, se diseñó una ranura que ayudará a posicionar los componentes.



vista 1



vista 2

Figura 4.14: Carcasa superior

#### 4.5.4 Ensamble de la carcasa de componentes

Finalmente, tal y como se mencionó anteriormente, los componentes son ensamblados por medio de cuatro uniones atornilladas entre la carcasa superior y la carcasa base. En esta unión no será requerido usar una tuerca debido a que una vez construidos los componentes, se realizará el ranurado de los hilos en el agujero de la carcasa base mediante tornillos macho de roscar<sup>47</sup>. Así mismo, se especificaron las medidas de tal manera que se pueda usar un tornillo M3 x 8mm<sup>48</sup>, y con el objetivo de evitar componentes metálicos, se seleccionó un tornillo de nylon. Ver Figura 4.15. Así, los componentes son ensamblados como se muestra en la Figura 4.16.



Figura 4.15: Ensamble por unión atornillada

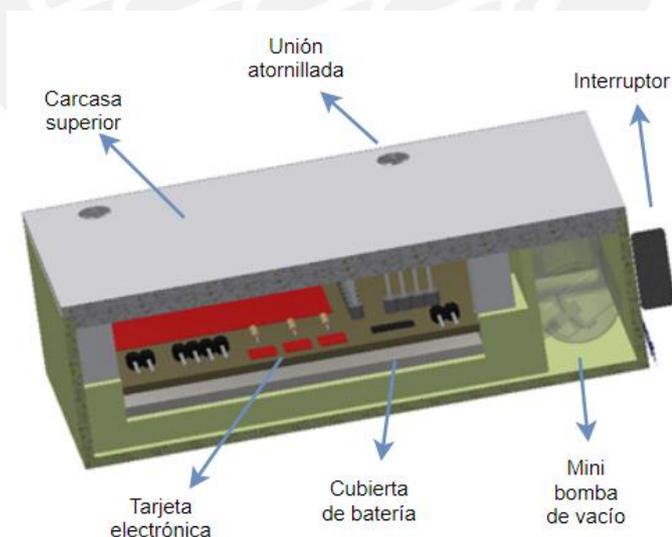


Figura 4.16: Vista interior del ensamble

<sup>47</sup> Uniones en impresión 3D <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/how-assemble-3d-printed-parts-threaded-fasteners> Revisado el 28 de junio del 2019

<sup>48</sup> Tornillo <https://www.digikey.com/product-detail/es/essentra-components/50M030050D010/PC7027-ND/9677041> Revisado el 28 de junio del 2019.

Finalmente, tal y como se puede observar en la Figura 4.17, se obtiene una carcasa de componentes electrónicos que servirá para el control del dispositivo amortiguador de temblores.

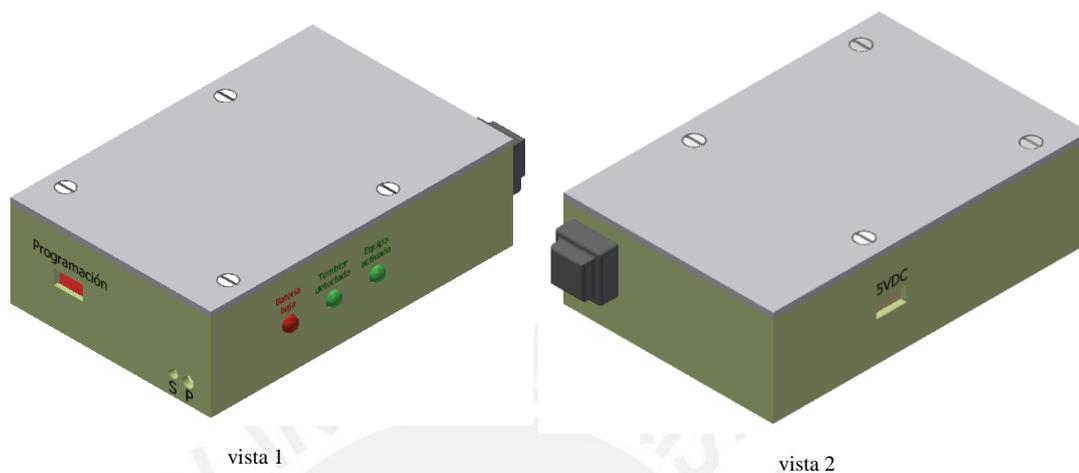


Figura 4.17: Carcasa de componentes electrónicos

#### 4.6 Sujeción de la carcasa al brazo del paciente

El método de sujeción de la carcasa de componentes electrónicos al brazo del paciente será mediante adhesión por velcro. Así, un lado de la carcasa será adherida mediante pegamento a un fragmento de velcro, y en el brazo del paciente se ajustará otro fragmento de velcro alrededor del brazo. Entonces, el paciente podrá colocar la carcasa de componentes y acomodarla con facilidad dado que este sistema de sujeción permite desajustar y ajustar con facilidad. Ver Figura 4.18.



Figura 4.18: Sistema de adhesión por velcro

## **CAPÍTULO 5**

### **DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS**

En el presente capítulo, habiendo ya descrito todos los componentes del sistema, se presenta la integración del sistema sobre un paciente. Asimismo, se presenta la relación de planos de despiece y ensamble correspondientes al dispositivo amortiguador y a la carcasa de protección del sistema de control. Finalmente, se realiza la estimación de costos para la implementación del dispositivo diseñado, considerando los costos por componentes, fabricación y mano de obra requerida.

#### **5.1 Integración completa del sistema**

El dispositivo amortiguador y la carcasa de componentes electrónicos son adheridos al paciente mediante la muñequera y el ajuste por velcro respectivamente. A continuación, en las Figuras 5.1 y 5.2, se presenta imágenes representativas del paciente con el sistema de amortiguamiento de temblores. Es importante mencionar que el dispositivo amortiguador se encuentra completamente dentro del bolsillo de la muñequera, sin embargo, para una mejor visualización, se ha omitido parte del bolsillo.

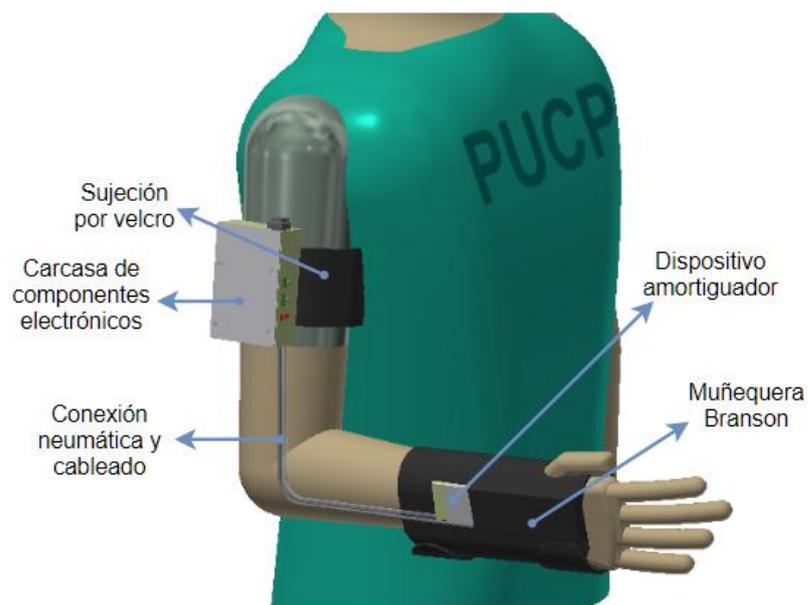


Figura 5.1: Sistema de amortiguamiento sobre el paciente

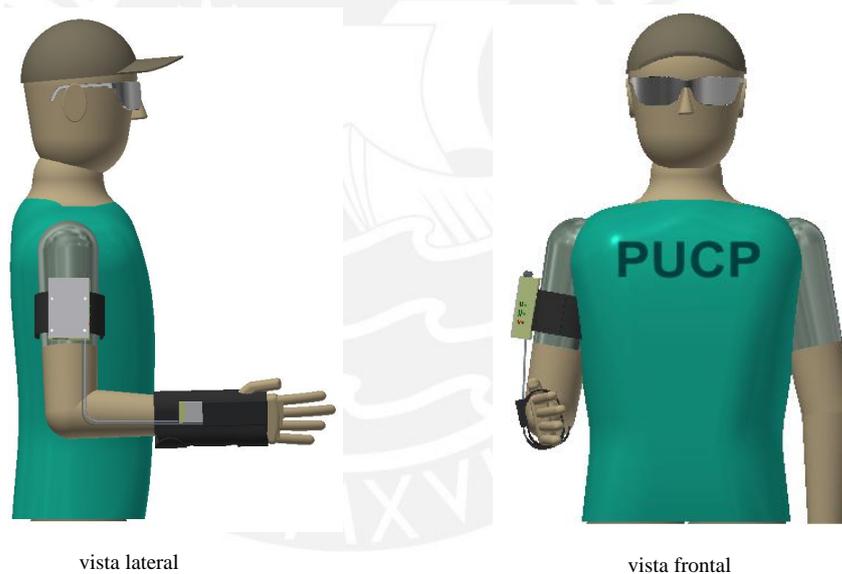


Figura 5.2: Integración final de los componentes

## 5.2 Planos

El diseño del dispositivo amortiguador y la carcasa de componentes contarán con planos de despiece y ensamble, los cuales presentarán a detalle el dimensionamiento de las piezas correspondientes y cómo encajarán una con otra en su ensamble. A continuación, en la Tabla 5.1, se presenta la relación de planos de despiece y ensamble diseñados, los cuales podrán ser encontrados mediante su código de identificación en el Anexo G.

Tabla 5.1: Relación de planos de despiece y ensamble

Número	Nombre	Código de identificación
1	Cubierta de capas	01-A4-D01
2	Tapa de hermetización	02-A4-D02
3	Tapa de sensor	03-A4-D03
4	Dispositivo amortiguador	04-A3-E01
5	Carcasa base	05-A3-D04
6	Cubierta batería	06-A4-D05
7	Carcasa superior	07-A3-D06
8	Carcasa de componentes electrónicos	08-A3-E02
9	Dispositivo supresor de temblores	09-A3-E03

### 5.3 Estimación de costos

La estimación de costos total de 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.

#### 5.3.1 Costo de diseño

El costo de diseño toma en consideración el tiempo invertido por el profesional en realizar el diseño total del mecanismo desde su conceptualización inicial. Así, el tiempo de diseño total para el dispositivo desarrollado fue de 400 horas. Además, el costo por hora es tomado a partir del pago mensual de un practicante pre-profesional en la PUCP, el cual es de S/ 930 soles por 120 horas laborales, resultando así un costo por hora de S/7.75 soles. Finalmente, considerando este costo por hora y el total de horas mencionado, se determina que el costo de diseño es de S/3100 soles.

#### 5.3.2 Costo de componentes

El costo de componentes involucra la suma de precios de todos los componentes utilizados en el diseño del dispositivo de amortiguamiento, incluyendo el sistema de

control. A continuación, en la Tabla 5.2, se presenta la relación de precios de todos los componentes utilizados y el costo total estimado. Asimismo, cabe resaltar, que los costos de los componentes que requieren importación han sido elevados en un 80% por los gastos de envío. Las cotizaciones de los componentes más relevantes son encontradas en el Anexo F.

Tabla 5.2: Costo de componentes

Componente	Cantidad	Precio unitario (S/)	¿Importación?	Costo(S/)
Hojas papel bond	20	0.10	No	2.00
Muñequera Brandson	1	40.00	No	40.00
Mosfet IRLD110	1	3.50	No	3.50
Cable señal del sensor	1	5.70	No	5.70
Arduino micro	1	52.30	No	52.30
Leds indicadores 5mm	3	0.30	No	0.90
Resistencia	3	0.30	No	0.90
Interruptor de activacion	1	4.30	No	4.30
Tornillos de nylon M3x8	4	0.50	No	2.00
Sensor inercial 9DOF stick	1	52.60	Si	94.68
Bateria 1200mAh	1	32.80	Si	59.04
Powerboost 1000c	1	65.80	Si	118.44
Adaptador 220AC/5V	1	24.80	Si	44.64
Bomba de vacío	1	361.10	Si	649.98
			Subtotal	1078.38
			IGV (18%)	194.11
			<b>Costo total de componentes (S/)</b>	<b>1272.49</b>

### 5.3.3 Costo de fabricación

El costo de fabricación del dispositivo diseñado está principalmente basado en la manufactura de los componentes en impresión 3D. Respecto a ello, es preciso resaltar que el costo del material no ha sido considerado en costo de componentes debido a que este ha sido incluido en la cotización del componente impreso. Por otro lado, la fabricación de la tarjeta electrónica y la soldadura de componentes son también consideradas. Así, el costo de fabricación será la suma de estos costos, cuyas cotizaciones se encuentran en el Anexo F. En la Tabla 5.3, mostrada a continuación, se presenta el detalle del costo de fabricación con impuestos incluidos.

Tabla 5.3: Costo de fabricación

Descripción	Subtotal (S/)
Impresión 3D de Carcasa Base en ABS	98.50
Impresión 3D de Cubierta de Batería en ABS	
Impresión 3D de Carcasa Superior en ABS	
Impresión 3D de Cubierta de Capas en TPU	53.30
Impresión 3D de Tapa de Hermetización en TPU	
Impresión 3D de Tapa Sensor en TPU	
Fabricación de tarjeta electrónica	35.40
Soldado de componentes en tarjeta	
<b>Costo total de fabricación con IGV incluido (S/):</b>	<b>187.20</b>

### 5.3.4 Costo de integración y pruebas

El costo de integración de los componentes y el costo de pruebas son determinados a partir del tiempo estimado en su realización. Así, se toma en consideración el costo por hora de un practicante pre-profesional de la PUCP, calculado previamente en la sección 5.2.1, el cual es de S/7.75. Además, tomando en consideración que el dispositivo implementado ha sido diseñado para un rápido ensamblaje y fácil manipulación, se propone un tiempo estimado de 2 horas para el dispositivo amortiguador y 3 horas para la carcasa de componentes. Entonces, considerando el tiempo total de 5 horas y el valor de S/7.75 por hora, se estima que el costo total de integración y pruebas será de 38.75 soles.

### 5.3.5 Costo total del sistema

Finalmente, el costo total para la construcción de un dispositivo amortiguador de temblores de mano resulta ser la suma de los costos anteriormente planteados, siendo este valor estimado en la Tabla 5.4.

Tabla 5.4: Costo total del sistema

Característica	Descripción	Subtotal (S/)
<b>Costo de diseño (Fijo)</b>	Costo de diseño	3100.00
<b>Costo del producto (Variable)</b>	Costo de componentes	1272.49
	Costo de fabricación	187.20
	Costo de integración y pruebas	38.75
	<b>Costo total de sistema (S/):</b>	<b>4598.44</b>

## CONCLUSIONES

- 1) En la presente tesis, se logró diseñar un dispositivo de supresión de temblores de mano en flexión-extensión; este dispositivo utiliza la tecnología de atasco por capas o *layer jamming* como principio de funcionamiento y es el primero diseñado en el Perú. De esta manera, se presenta una solución novedosa de buen desempeño, la cual podría ser implementada y llevada a la comercialización con el objetivo de ayudar a personas que son afectadas por temblores en las manos y no han sido satisfechas con los productos ya existentes.
- 2) Según los cálculos realizados, el dispositivo de amortiguamiento diseñado es capaz de suprimir los temblores de mano en más del 70%, cumpliendo así el requerimiento principal de diseño. Así mismo, es importante resaltar que, según las gráficas obtenidas del modelamiento, este porcentaje de amortiguamiento es mucho mayor cuando la frecuencia del temblor aumenta. Así, considerando la sencillez de los materiales usados en la construcción del amortiguador, se concluye que el dispositivo ofrece una gran eficiencia ante la resolución de temblores, brindando así grandes expectativas al ser implementando y mejorado.
- 3) Las dimensiones del dispositivo amortiguador (5.8 mm x 36.8 mm x 149 mm) y de la carcasa de componentes (32 mm x 69 mm x 104 mm) resultaron menores a los especificados en la lista de requerimientos del sistema. De esta manera, el dispositivo diseñado no representará una gran incomodidad al paciente en sus labores diarias y podrá ser usado con facilidad. Además, debido a la flexibilidad inherente del amortiguador, basado en hojas de papel y plástico flexible, éste no representará un riesgo para el paciente, brindándole así, un dispositivo con muy bajo riesgo en su utilización.
- 4) El costo total del sistema resultó ser 4598 soles. Sin embargo, en un proceso de producción, normalmente el costo de diseño resulta bajo pues sería parte de un costo fijo. Entonces, si se excluye este valor del costo total, se podría decir que el costo para la fabricación del producto es de 1498 soles, lo cual cumple con los requerimientos planteados (costo menor a 1500 soles), brindando al paciente una solución económica ante los temblores de mano en flexión y extensión.

## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- 1) La aproximación del comportamiento dinámico de la tecnología de atasco por capas o *layer jamming* fue realizada considerando el sistema como puramente plástico debido a la disipación de energía en este régimen. Sin embargo, en caso se desee analizar el comportamiento preciso del sistema, se recomienda considerar los regímenes del mecanismo (elástico, transitorio y plástico) usando herramientas de simulación como el análisis computacional por elemento finitos.
- 2) El tiempo propuesto, en la lista de exigencias del Capítulo 2, para la duración del dispositivo fue de 4 horas, considerando la activación continua del amortiguador. Sin embargo, el temblor de manos normalmente se manifiesta ante situaciones específicas que realiza el paciente, las cuales varían de un paciente a otro. Por esta razón, este periodo de tiempo podría resultar ser limitado para pacientes cuya mano tiembla ante acciones muy cotidianas como escribir o comer, o ser mucho para pacientes cuya mano tiembla en situaciones muy específicas como saludar a las personas.
- 3) Los resultados del amortiguamiento de los temblores en la mano fueron determinados a partir del modelamiento de todos los componentes involucrados presentando buenos resultados en cuanto a desempeño. Sin embargo, la validación experimental del dispositivo requiere implementar y probar el sistema diseñado con una persona que posea este tipo de síntomas como los pacientes con Parkinson o temblor esencial.
- 4) En el análisis realizado entre el porcentaje de amortiguamiento y la presión de vacío aplicada, se observó que para lograr un amortiguamiento mayor a 70% para frecuencias dentro del rango de los temblores, el requerimiento mínimo de presión de vacío no varía considerablemente. Por esta razón, y a que como parte del diseño se busca optimizar el tamaño y la complejidad de la electrónica, el control a utilizar sería de tipo *On-Off*, mediante un actuador de 60kPa. No obstante, en pruebas con personas, resultaría recomendable analizar estas curvas con datos experimentales a fin de buscar una optimización del sistema.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Arry, 2009] Arry, A. B. A. (2009). Experimental design, analysis and simulation of human-like hand tremor behaviour, (November).
- [Balachandran, 2009] Balachandran, B., & Magrab, E. (2009). *Vibrations* (Second edition). Toronto, Canada: Cengage Learning.
- [Bar-Cohen, 2000] Bar-Cohen, Y. (2000). Electroactive Polymers as Artificial Muscles: Capabilities, Potentials and Challenges. In *Robotics 2000* (Vol. c, pp. 188–196). Reston, VA: American Society of Civil Engineers.
- [Barroso, 2019] Barroso, F. O., Pascual-Valdunciel, A., & Pons, J. L. (2019). Review on Tremor Suppression Using Afferent Electrical Stimulation. In J. L. Pons, D. Torricelli, & M. Pajaro (Eds.), *Journal of dental research* (Vol. 63, pp. 1092–1096). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- [Belda-Lois, 2005] Belda-Lois, J. M., Rocon, E., Sanchez-Lacuesta, J. J., Ruiz, A. F., & Pons, J. L. (2005). Estimation of biomechanical characteristics of tremorous movements based on gyroscopes. *Assistive Technologies: From Virtuality to Reality*, 138–142.
- [Bathia, 2018] Bhatia, K. P., Bain, P., Bajaj, N., Elble, R. J., Hallett, M., Louis, E. D., ... Tremor Task Force of the International Parkinson and Movement Disorder Society. (2018). Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. *Movement Disorders*, 33(1), 75–87.
- [Case, 2013] Case, D., Taheri, B., & Richer, E. (2013). Design and Characterization of a Small-Scale Magnetorheological Damper for Tremor Suppression. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(1), 96–103.
- [Charles, 2011] Charles, S. K., & Hogan, N. (2011). Dynamics of wrist rotations. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 614–621.
- [Choi, 2017] Choi, I., Corson, N., Peiros, L., Hawkes, E. W., Keller, S., & Follmer, S. (2017). A Soft, Controllable, High Force Density Linear Brake Utilizing Layer Jamming. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 450–457.
- [De Leva, 1996] De Leva, P. (1996). Adjustements to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223–1230.
- [Habib, 2013] Habib, M. K., & Davim, J. P. (Eds.). (2013). *Interdisciplinary Mechatronics*. *Interdisciplinary Mechatronics*. Hoboken, NJ USA: John Wiley & Sons, Inc.
- [Hauser, 2017] Hauser, S., Robertson, M., Ijspeert, A., & Paik, J. (2017). JammJoint: A Variable Stiffness Device Based on Granular Jamming for Wearable Joint Support. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(2), 849–855.
- [Hibbeler, 2011] Hibbeler, R. (2011). *Mecánica de materiales* (Octava edición). Estado de México: Pearson Educación de México.
- [Jankovic, 2008] Jankovic, J. (2008). Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 79(4), 368–376.
- [Kaichi, 2018] Kaichi, T., Mori, S., Saito, H., Takahashi, K., Mikami, D., Isogawa, M., & Kimata, H. (2018). Estimation of center of mass for sports scene using weighted visual hull. *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2018-June*, 1890–1896.
- [Kelley, 2018] Kelley, C. R., & Kauffman, J. L. (2018). Tremor suppression controller for dielectric elastomer orthosis. In Y. Bar-Cohen (Ed.), *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) XX* (Vol. 10594, p. 27). SPIE.
- [Kotovsky, 1998] Kotovsky, J., & Rosen, M. J. (1998). A wearable tremor-suppression orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(4), 373–387.

- [Labiano-Fontcuberta, 2012] Labiano-Fontcuberta, A., & Benito-León, J. (2012). *Temblor esencial y enfermedad de Parkinson: ¿existe una asociación?* *www.neurologia.com Rev Neurol* (Vol. 55). Retrieved from [www.neurologia.com](http://www.neurologia.com).
- [Laschi, 2016] Laschi, C., Mazzolai, B., & Cianchetti, M. (2016). Soft robotics: Technologies and systems pushing the boundaries of robot abilities. *Science Robotics*, *1*(1), 1–12
- [Lehman, 1990] Lehman, S. L., & Calhoun, B. M. (1990). An identified model for human wrist movements. *Experimental Brain Research*, *81*(1), 199–208.
- [Manti, 2016] Manti, B. M., Cacucciolo, V., & Cianchetti, M. (2016). Stiffening in Soft Robotics. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, (September), 93–106.
- [Narang, 2018] Narang, Y. S., Degirmenci, A., Vlassak, J. J., & Howe, R. D. (2018). Transforming the Dynamic Response of Robotic Structures and Systems Through Laminar Jamming. *IEEE Robotics and Automation Letters*, *3*(2), 688–695.
- [Narang, 2018] Narang, Y. S., Vlassak, J. J., & Howe, R. D. (2018). Mechanically Versatile Soft Machines through Laminar Jamming. *Advanced Functional Materials*, *28*(17), 1–9.
- [Onal, 2017] Onal, C. D., Petersen, K., Correll, N., Shepherd, R. F., Morin, S. A., Tolley, M. T., ... Polygerinos, P. (2017). Soft Robotics: Review of Fluid-Driven Intrinsically Soft Devices; Manufacturing, Sensing, Control, and Applications in Human-Robot Interaction. *Advanced Engineering Materials*, *19*(12), 1700016.
- [Ozel, 2016] Ozel, S., Skorina, E. H., Luo, M., Tao, W., Chen, F., Pan, Y., & Onal, C. D. (2016). A composite soft bending actuation module with integrated curvature sensing. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2016-June*, 4963–4968.
- [Pulst, 2015] Pulst, S.-M. (2015). *Movement Disorder Genetics*. (S. A. Schneider & J. M. T. Brás, Eds.). Cham: Springer International Publishing.
- [Rana, 2014] Rana, A. Q., & Hedera, P. (2014). *Differential Diagnosis of Movement Disorders in Clinical Practice*. *Differential Diagnosis of Movement Disorders in Clinical Practice* (Vol. 9783319016). Cham: Springer International Publishing.
- [Rocon, 2007] Rocon, E., Manto, M., Pons, J., Camut, S., & Belda, J. M. (2007). Mechanical suppression of essential tremor. *The Cerebellum*, *6*(1), 73–78.
- [Rocon, 2014] Rocon, E., Romero, J. P., Dosen, S., Farina, D., Pons, J., Muceli, S., & Dideriksen, J. L. (2014). Online Tremor Suppression Using Electromyography and Low-Level Electrical Stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *23*(3), 385–395.
- [Rose, 2018] Rose, C. G., Pezent, E., Kann, C. K., Deshpande, A. D., & O'Malley, M. K. (2018). Assessing Wrist Movement with Robotic Devices. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *26*(8), 1585–1595.
- [Singiresu, 2010] Singiresu, R. (2010). *Mechanical\_vibrations* (5th Ed). United States of America: Prentice Hall.
- [Wall, 2015] Wall, V., Deimel, R., & Brock, O. (2015). Selective stiffening of soft actuators based on jamming. In *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)* (pp. 252–257). IEEE.
- [Wang, 2019] Wang, S., Liu, X., & Pai, Y. C. (2019). Limb Collapse or Instability? Assessment on Cause of Falls. *Annals of Biomedical Engineering*, *47*(3), 767–777.
- [Wong, 2015] Wong, S. (2015). A helping hand. *New Scientist*, *228*(3050), 20–21.
- [Xu, 2019] Xu, S., Ye, Z., Wang, M., Wei, J., Wu, P., Lin, N., ... Yang, F. (2019). IMU-based Active Safe Control of a Variable Stiffness Soft Actuator. *IEEE Robotics and Automation Letters*, *4*(2), 1–1.
- [Zeuner, 2012] Zeuner, K. E., & Deuschl, G. (2012). An update on tremors. *Current Opinion in Neurology*, *25*(4), 475–482.

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



## **ANEXOS**

**Diseño de un dispositivo para supresión de temblores de flexión-  
extensión en la mano**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE  
INGENIERO MECATRÓNICO**

**AUTOR:**

Jhedmar Jhonatan Callupe Luna

**ASESOR:**

Dante Angel Elias Giordano

Lima, setiembre, 2019

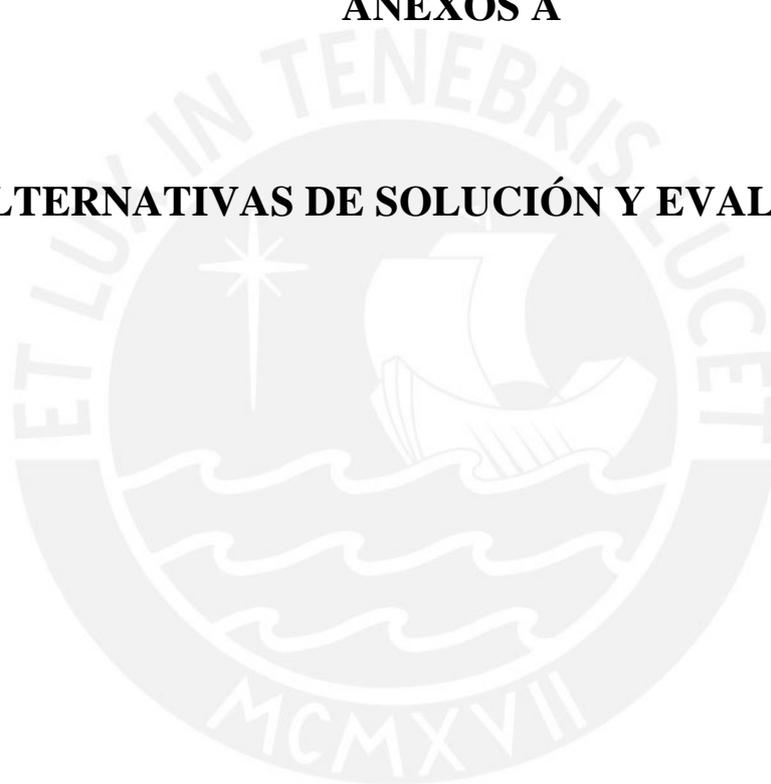
## ANEXOS

1. Anexo A: Alternativas de solución y evaluación
2. Anexo B: Análisis de datos del proyecto WOTAS
3. Anexo C: Programas para diseño del amortiguador
4. Anexo D: Selección de componentes electrónicos básicos
5. Anexo E: Datos técnicos de componentes
6. Anexo F: Cotizaciones de componentes
7. Anexo G: Planos mecánicos y electrónicos



**ANEXOS A**

**ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN Y EVALUACIÓN**



## A.1. Matriz Morfológica

Habiendo definido las funciones del sistema completo y siguiendo la metodología alemana VDI2206, a continuación, se presentan las matrices morfológicas del sistema. Este procedimiento es un método para resolver las necesidades de cada función individualmente, las cuales son entrelazadas para formar posibles soluciones al sistema completo y así encontrar la solución óptima al problema planteado. Primero, se desarrolla la matriz morfológica del dominio mecánico, el cual es mostrado en la Tabla A.1. Posteriormente, se desarrolla la matriz morfológica del dominio electrónico, el cual incluye el dominio energético y dominio de sensores y actuadores, en la Tabla A.2. Finalmente, se desarrolla la matriz morfológica del dominio de control e interfaz humano – máquina en la Tabla A.3.

Tabla A.1: Matriz morfológica del dominio mecánico.

Funciones parciales	Portadores de las funciones		
Posicionar componentes electrónicos	 <p>Manual</p>		
Sujetar componentes electrónicos al cuerpo	 <p>Tejido a la espalda con ajuste por velcro a la cintura</p>	 <p>Bolso a la cintura con ajuste por correa</p>	 <p>Ajuste por velcro a la mano</p>
Posicionar mecanismo flexible sobre la mano	 <p>Manual</p>		
Sujetar mecanismo flexible a la mano	 <p>Tejido con ajuste por correa</p>	 <p>Cubierta rígida con ajuste por correas</p>	 <p>Tejido con ajuste por velcro</p>
Retirar componentes electrónicos y mecanismo flexible	 <p>Desajustar elementos de sujeción y retirar componentes</p>		

Tabla A.2: Matriz morfológica del dominio electrónico

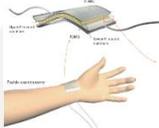
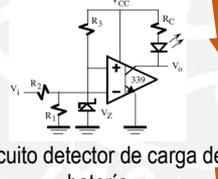
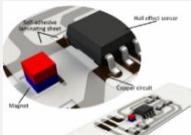
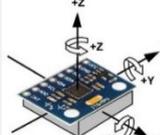
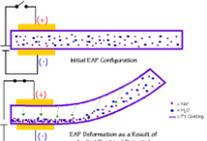
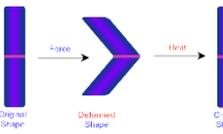
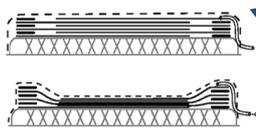
Funciones parciales	Portadores de las funciones		
Conectar/desconectar a fuente eléctrica	 Acción manual		
Cargar almacenador de energía	 Cargador de baterías LIPO	 Cargador de pilas	 Módulo cargador de baterías Litio
Almacenar energía	 Batería tipo LIPO	 Pila recargable	 Batería de ion de litio
Activar sistema	 Detección automática por contacto	 Interruptor on-off	
Acondicionar energía	 Regulador de voltaje LM78xx	 Dispositivo Step Up-Down	
Detectar nivel de carga de batería	 Circuito detector de carga de batería	 Módulo detector de carga de batería	Procesamiento de señal analógica mediante conexión directa al controlador del sistema
Sensor movimiento de flexión y extensión	 Sensor magnético	 Sensor de flexión resistivo	 Gyroscopio
Generador de fuerzas	 Contra torque usando electro polímeros	 Contra torque usando aleaciones con memoria de forma	 Variar la flexibilidad por atasco de capas
Accionar mecanismo generador de fuerzas	 Elevador de voltaje	 Generador de corriente	 Mini bomba de vacío

Tabla A.3: Matriz morfológica del dominio de control e interfaz humano – máquina

Funciones parciales	Portadores de las funciones		
Controlar el sistema mecatrónico 			
Detectar activación del sistema de control	Envío de señal intermitente o continua mientras el sistema está activado		
Clasificar nivel de carga de batería	Clasificación analógica	Clasificación segmentado según rangos de voltaje	
Reconocer temblor	Aplicación de WFLC. Combinación ponderada de fourier	Aplicación de la transformada de fourier	
Calcular frecuencia y amplitud del temblor	Aplicación de WFLC. Combinación ponderada de fourier	Aplicación de la transformada de fourier	
Determinar fuerza de compensación	Algoritmos según generador de fuerzas seleccionado		
Determinar señal de activación	Algoritmos según generador de fuerzas seleccionado		
Mostrar estados del sistema 			

➤ Concepto de solución 1:



➤ Concepto de solución 2:



➤ Concepto de solución 3:



## **A.2. Conceptos de solución**

Habiendo definido las alternativas de cada función en la matriz morfológica, se procede a definir los conceptos de solución, los cuales agrupan una posible solución de cada función con el objetivo de formar soluciones integrales para el sistema completo. En este caso, se presentará 3 conceptos de solución, los cuales siguen la secuencia marcada por las flechas de color naranja, azul y verde en la matriz morfológica que son los conceptos 1, 2 y 3 respectivamente.

A continuación, se describe y presenta los bosquejos de los conceptos de solución planteados según la metodología.

### **Concepto de solución 1**

Este concepto de solución propuesto está basado en una muñequera tejida, la cual se ajuste mediante correas con el fin de adecuarse al tamaño de mano de la persona. Se propone, además, que los componentes electrónicos se sujeten a la cintura del paciente por medio de una faja con tirantes hacia la espalda, de esta manera se aseguraría una buena sujeción de estos. Por otro lado, el principio usado para la amortiguación de temblor es usar electro polímeros. Este tipo de actuadores son activados por grandes valores de voltaje, sin embargo, se propone desarrollar una caja de protección con gran capacidad aislante con el objetivo de reducir al máximo algún riesgo de electrocución. Además, se tiene como sensor de movimiento al sensor magnético el cual es colocado a la altura de la muñeca del paciente para así medir la extensión y flexión de la mano. Finalmente, debido a la alta complejidad electrónica por parte del sensor y actuador, se propone diseñar una tarjeta electrónica que pueda albergar toda la electrónica necesaria para el control en lazo cerrado, además del acondicionamiento de energía mediante un componente electrónico. El almacenamiento de energía sería por batería de tipo LIPO, para el cual será necesario adquirir un cargador de este mismo tipo. Ver Figura A.1 y A.2.

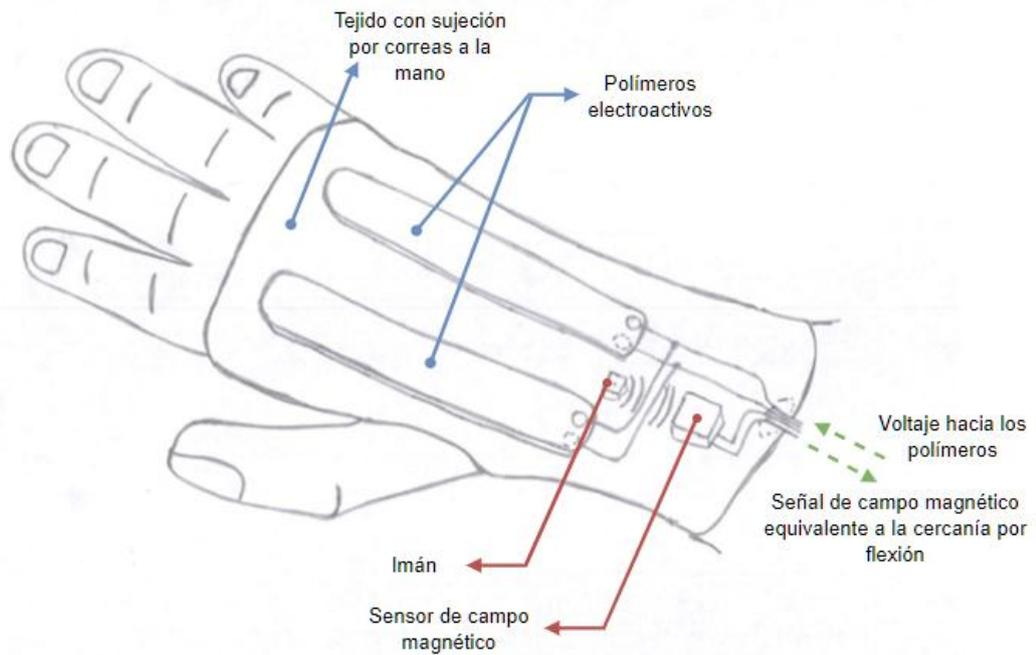


Figura A.1: Concepto de solución 1 – dispositivo amortiguador

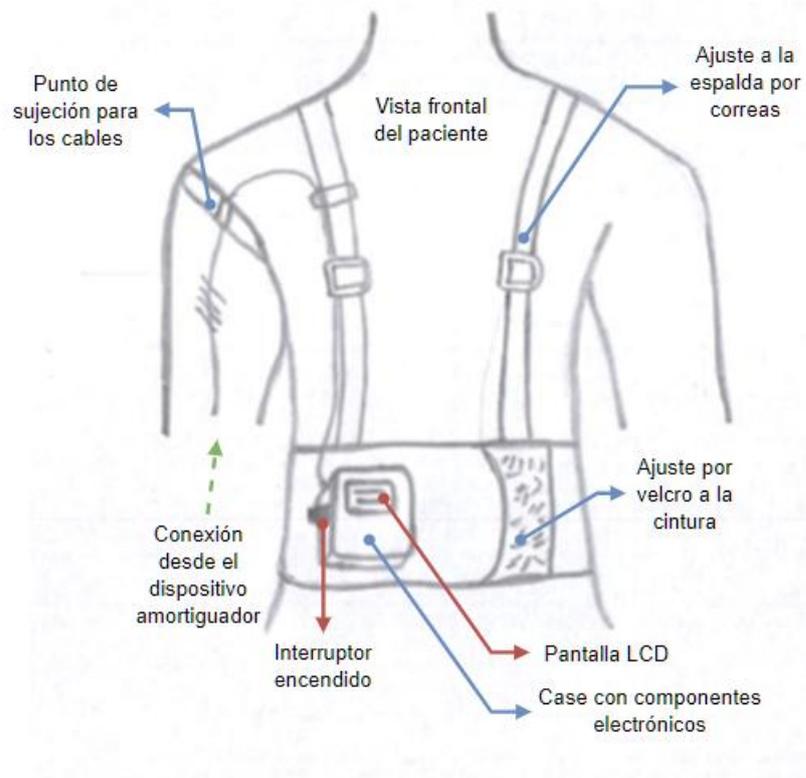


Figura A.2: Concepto de solución 1 – sujeción de componentes electrónicos

## Concepto de solución 2

El segundo concepto de solución presenta una cubierta rígida en la mano, el cual es ajustado mediante correas. Además, la sujeción de los componentes electrónicos se dará mediante una correa ajustable a la cintura del paciente. Respecto al principio de control, la tecnología usada es de aleaciones con memoria de forma. Este actuador busca regresar a su posición inicial luego de que el material alcance una temperatura de transición, el cual puede ser inducido mediante efecto joule por medio de un generador de corriente. Como era de esperar, debido a la necesidad de transmitir calor, el sistema deberá estar aislado contra temperaturas a fin de no representar alguna molestia al paciente. Debido a que, aun cuando el sistema no está activado, el actuador presenta una resistencia, se estima que los movimientos de la mano no serían bruscos pudiendo ser medidos usando un sensor de flexión. Finalmente, con el objetivo de acomodar los componentes de una manera adecuada se propone el uso de un microcontrolador que se pueda sujetar a la tela fácilmente y el uso de módulos electrónicos disponibles como el elevador de voltaje. Además, de almacenamiento de energía por medio de pilas recargables. Ver Figura A.3 y A.4.

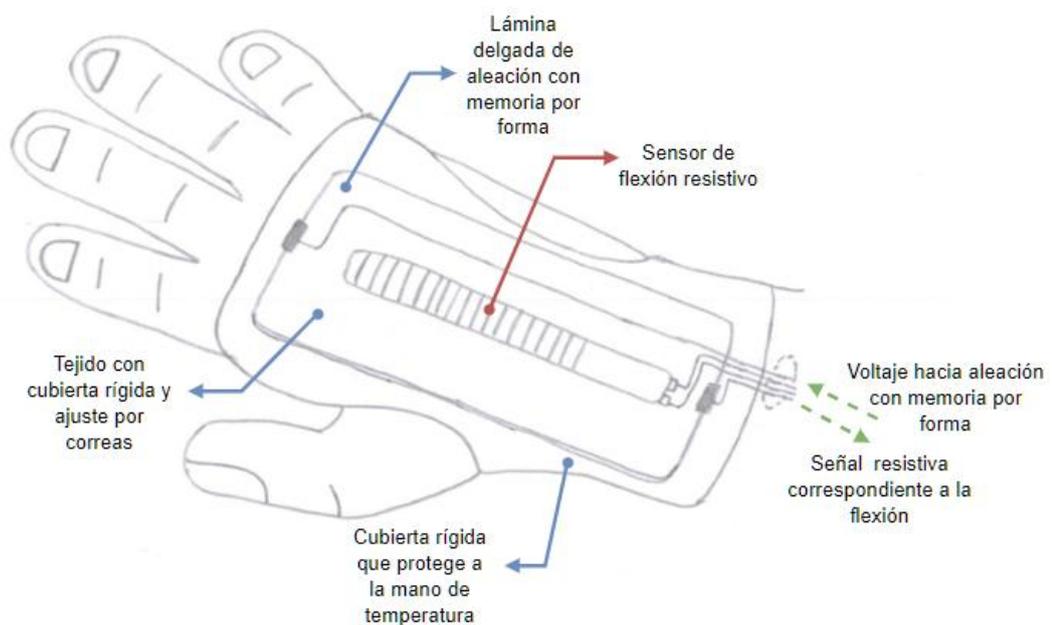


Figura A.3: Concepto de solución 2 – dispositivo amortiguador

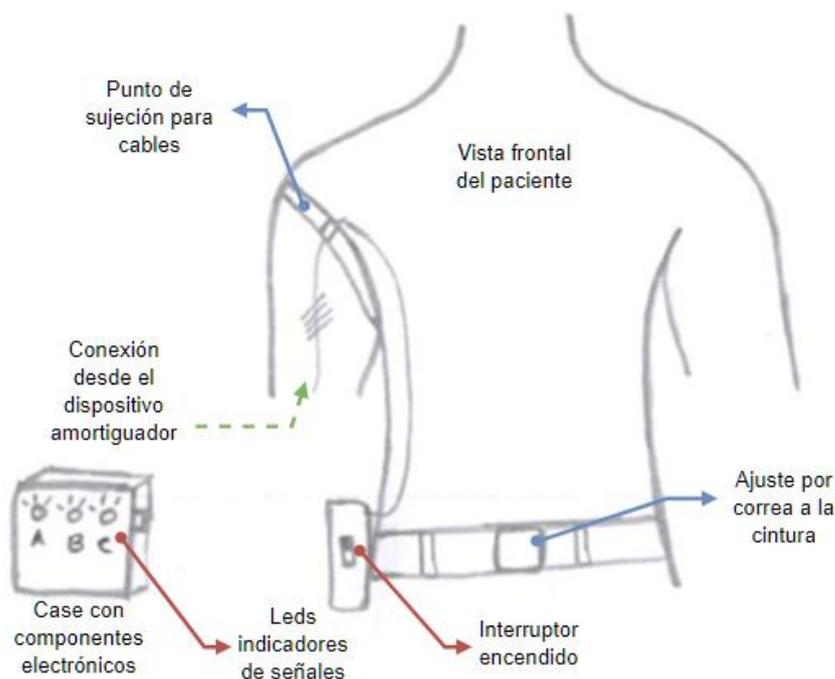


Figura A.4: Concepto de solución 2 – sujeción de componentes electrónicos

### Concepto de solución 3

El tercer concepto de solución busca minimizar al máximo las cargas en la mano, por esta razón, se propone el uso de una muñequera basada en tejido con ajuste por velcro. Además, los componentes electrónicos serán colocados en el brazo por medio de un sujetador tejido con ajuste por velcro. La tecnología usada en este concepto es el atasco por capas. Esta tecnología tiene la gran ventaja de ser liviano y es capaz de variar su flexibilidad dependiendo de la presión de vacío aplicada al sistema. Sin embargo, la caja de componentes electrónicos podría ser un poco más grande que los conceptos anteriores debido a que la bomba de vacío podría ocupar mucho espacio. Además, se propone usar un giroscopio como sensor de movimiento debido a su pequeño tamaño y que podría ser colocado también mediante velcros. Finalmente, se propone usar componentes electrónicos de propósito general como el arduino nano para el control, un dispositivo elevador de voltaje y un módulo cargador de baterías de litio, dado que ésta fue el tipo de almacenamiento de energía escogido. Ver Figura A.5 y A.6.



Figura A.5: Concepto de solución 3 – dispositivo amortiguador

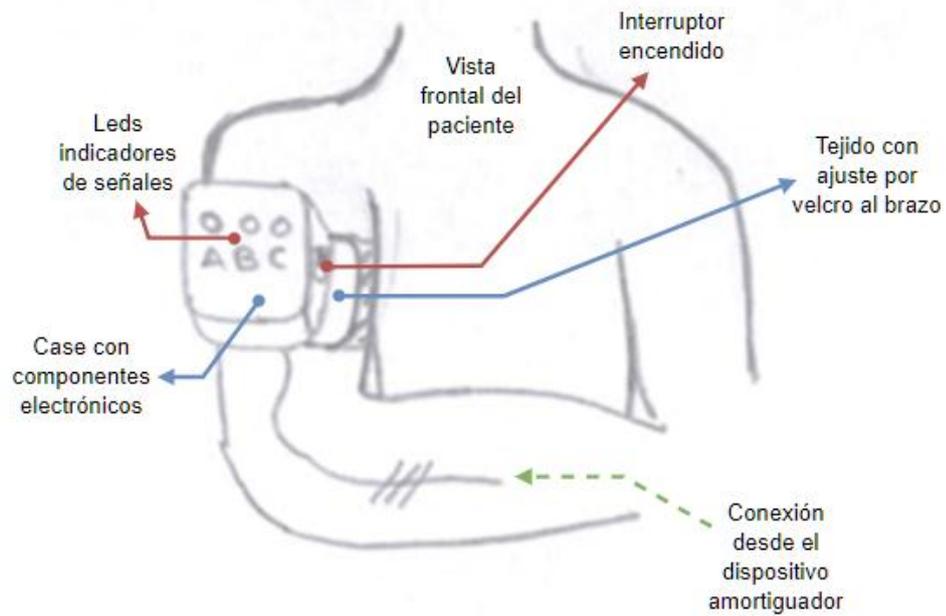


Figura A.6: Concepto de solución 3 – sujeción de componentes electrónicos

### A.3. Evaluación técnico-económica

Luego de describir los conceptos de solución, se procede con su evaluación a fin de seleccionar la solución óptima. Este análisis contemplará aspectos técnicos y económicos, de tal manera que la determinación de la mejor solución sea lo más objetiva posible.

#### Evaluación técnica

En la Tabla A.4 se muestra la evaluación técnica de los conceptos de solución. Se puede resaltar la alta ponderación brindada a la facilidad de manejo, ergonomía, montaje y seguridad, debido a que estos factores son los más influyentes en la aceptación de la órtesis por el paciente.

Tabla A.4: Evaluación técnica de Conceptos Solución

Variantes del concepto de solución:		Solución 1			Solución 2		Solución 3	
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp
1	Complejidad de forma	8	4	32	4	32	4	32
2	Complejidad construcción	8	2	16	4	32	4	32
3	Ergonomía	10	3	30	3	30	4	40
4	Montaje	10	4	40	3	30	4	40
5	Seguridad	10	2	20	3	30	4	40
6	Facilidad de manejo	10	4	40	4	40	4	40
7	Consumo de energía	7	2	14	3	21	3	21
8	Bajo tiempo de respuesta	5	4	20	2	10	2	10
9	Fácil mantenimiento	7	4	28	3	21	3	21
10	Complejidad del control	3	2	6	4	12	4	12
Puntaje máximo $\sum p$ o $\sum gp$		78	31	246	33	258	36	288
Valor técnico Xi			0.775	0.788	0.825	0.827	0.9	0.923
Orden				3		2		1
<p>p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)  0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien  g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación</p>								

## Evaluación económica

Por otro lado, en la Tabla A.5 se presenta la evaluación económica de los conceptos de solución. Es oportuno resaltar que el factor con mayor ponderación es el costo de la tecnología debido a que influiría directamente en el costo del producto.

Tabla A.5: Evaluación económica de Conceptos Solución

Variantes del concepto de solución:			Solución 1		Solución 2		Solución 3	
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp
1	Costo de la tecnología	10	3	30	3	30	4	40
2	Fácil adquisición	7	3	21	2	14	3	21
3	Costo de fabricación	8	4	32	4	32	4	32
4	Número de piezas	5	4	20	4	20	4	20
Puntaje máximo $\sum p$ o $\sum gp$		30	14	103	13	96	15	113
Valor económico $Y_i$			0.875	0.858	0.813	0.8	0.938	0.942
Orden				2		3		1
<p>p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)  0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien  g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación</p>								

## Resultado

Finalmente, a partir del valor técnico ( $X_i$ ) y valor económico ( $Y_i$ ) determinado en las evaluaciones anteriores para cada concepto de solución, se procede a compararlas mediante el diagrama de evaluación técnico-económica según la VDI 2225, el cual es mostrado en la Figura A.7.

Luego, con el objetivo de encontrar la mejor solución, se traza la línea de equilibrio de color naranja. Entonces, el concepto de solución óptimo será aquel que se encuentre más cerca de la línea de equilibrio y, a la vez, más alejado del eje de coordenadas.

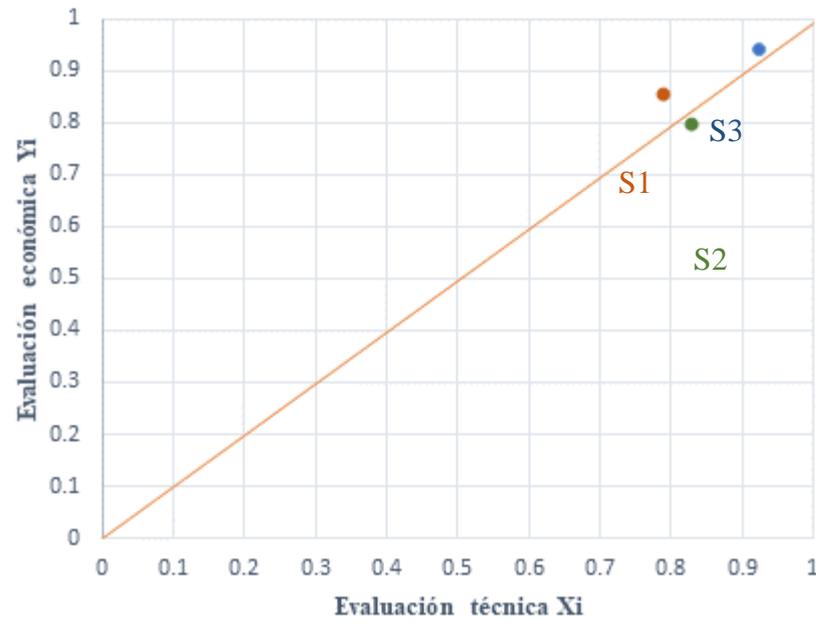
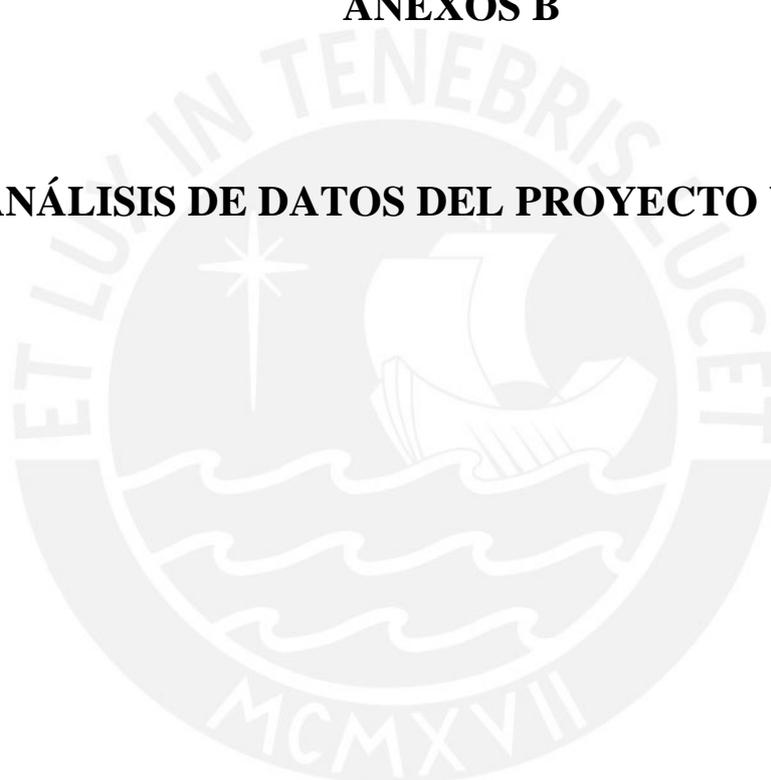


Figura A.7: Evaluación Técnica-Económica de conceptos de solución

Finalmente, analizando el diagrama mostrado, se concluye que el concepto de solución óptimo es el concepto de **solución 3**. Entonces, el diseño del sistema de amortiguamiento para temblores de mano estará basado en esta opción elegida.

## **ANEXOS B**

### **ANÁLISIS DE DATOS DEL PROYECTO WOTAS**



## B.1. ANÁLISIS DE DATOS DEL PROYECTO WOTAS

Dentro del marco de investigación del proyecto WOTAS, se desarrolló la medición de temblores en las principales articulaciones del brazo (ver Figura B.1), entre ellas la flexión y extensión de la muñeca, a 31 pacientes afectados por diferentes patologías de temblor [Belda-Lois, 2005]. Entonces, dado los buenos resultados obtenidos por dicho proyecto, y a que sus datos representan una herramienta en diseño de mecanismos para temblores de mano [Case, 2013], se decidió utilizar estos datos para efectos de modelamiento del presente proyecto.

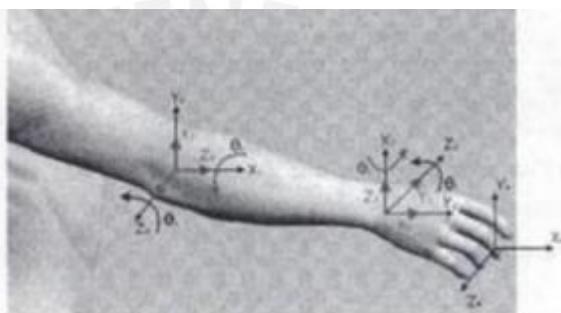


Figura B.1: Medición de las articulaciones en el brazo [Belda-Lois, 2005]

Los datos registrados por el proyecto WOTAS son los mostrados en la Tabla B.1. Es importante resaltar que el dato a utilizar en esta tesis será el de flexión y extensión de la mano en el ejercicio más crítico, el cual es llevar el dedo hacia la nariz.

Tabla B.1: Torques medio estimados en temblores [Belda-Lois, 2005]

Movimiento	Dedo hacia la nariz	Brazo estirado
Flexión-extensión en codo	1.9 Nm	1.2 Nm
Pronación del antebrazo	3.7 Nm	1.9 Nm
Flexión-extensión de la mano	<b>0.4 Nm</b>	0.2 Nm
Desviación de la mano	1.1 Nm	0.5 Nm

Por otro lado, diversas investigaciones anteriores al 2010 despreciaban los efectos de rigidez y amortiguamiento de la mano, debido a que concluían que el efecto de la inercia era el más predominante. Por esta razón, los datos obtenidos por el proyecto WOTAS fueron concluidos bajo el esquema de una mano modelada como una barra rígida con inercia constante [Belda-Lois, 2005]. Así mismo, el valor de inercia usado

por dicho proyecto fue basado en las tablas ajustadas Zatsiorsky y Seluyanov, por lo que el valor de inercia para flexión y extensión es el mismo valor que fue presentado en la Tabla 3.5 del capítulo 3 de la presente tesis.

A partir de los datos determinados, se plantea obtener una ecuación que represente el movimiento de la mano en flexión y extensión. Entonces, teniendo en consideración que el torque, el ángulo y la aceleración angular de la mano son oscilatorios, estos son aproximados a funciones senoidales. Además, pueden ser relacionados por la inercia de la mano según la Ecuación B.1.

$$T \sin \omega t = J \alpha_{(t)} = J A \omega^2 \sin \omega t \quad , \quad (\text{B.1})$$

donde T (Nm) es la amplitud del torque de la mano en flexión y extensión, J (kg.m<sup>2</sup>) es la inercia de la mano en flexión y extensión, A (rad) es la amplitud de la oscilación angular de la mano en flexión y extensión, y  $\omega$  (rad/s) es la frecuencia angular que varía desde 25 hasta 62, y cuyos valores provienen de la frecuencia de oscilación de los temblores de mano (4-10 Hz).

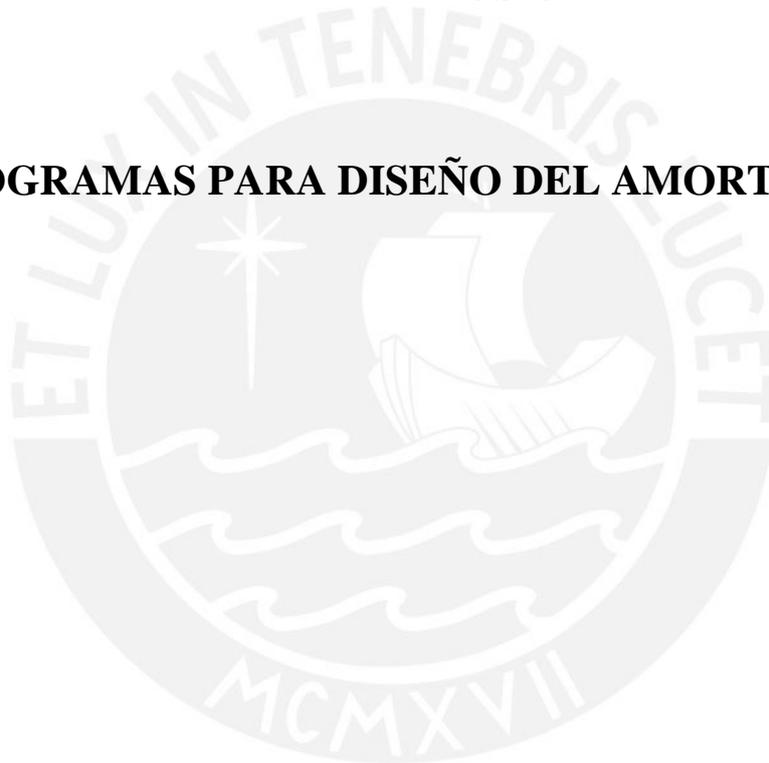
Finalmente, resolviendo la Ecuación B.1, con el valor de inercia propuesto y el valor del torque medio para flexión y extensión de la Tabla B.1 se puede deducir la Ecuación B.2, la cual representa la amplitud de oscilación angular de los temblores de mano en flexión y extensión.

$$\theta_{(t)} = \frac{306.52}{\omega^2} \sin \omega t \quad , \quad (\text{B.2})$$

donde  $\theta_{(t)}$  es la amplitud de la mano en flexión y extensión expresada en radianes, y  $\omega$  la frecuencia angular del temblor, la cual varía desde 25 hasta 62 (rad/s).

**ANEXOS C**

**PROGRAMAS PARA DISEÑO DEL AMORTIGUADOR**



### C.1 Porcentaje de amortiguamiento respecto a la presión de entrada

A continuación, se muestra el programa en Matlab usado para caracterizar el porcentaje de amortiguamiento respecto a la presión de entrada a las frecuencias de 4, 7 y 10 Hz.

```

clc
close all
clear
K=1.42;
B=0.03;
J=1.305*(10^-3);

n=46;
h=0.1*10^-3;
b=34*10^-3;
u=0.65;
l=(86.2-12)*10^-3;

c1=8*u*n*h*b*1/(3*pi*306.52);
r=ones(1,61);

w=2*pi*4;
c2=((K-J*w^2)^2 + B^2*w^2)^0.5;
c3=(K-J*w^2)^2;
for p= 0:1000:60000
    syms r1
    i=p/1000;
    eqn= r1 == c2/(c3+((B+c1*p*w/r1)^2)*(w^2))^0.5;
    r(1,i+1) = vpasolve(eqn,r1);
end
p= 0:1000:60000;
kp=p./1000;
v=100-100.*r;
figure(1)
plot(kp,v)
hold on;

w=2*pi*7;
c2=((K-J*w^2)^2 + B^2*w^2)^0.5;
c3=(K-J*w^2)^2;
for p= 0:1000:60000
    syms r1
    i=p/1000;
    eqn= r1 == c2/(c3+((B+c1*p*w/r1)^2)*(w^2))^0.5;
    r(1,i+1) = vpasolve(eqn,r1);
end

```

```

p= 0:1000:60000;
kp=p./1000;
v=100-100.*r;
figure(1)
plot(kp,v)
hold on;

w=2*pi*10;
c2=((K-J*w^2)^2 + B^2*w^2)^0.5;
c3=(K-J*w^2)^2;
for p= 0:1000:60000
    syms r1
    i=p/1000;
    eqn= r1 == c2/(c3+((B+c1*p*w/r1)^2)*(w^2))^0.5;
    r(1,i+1) = vpasolve(eqn,r1);
end

p= 0:1000:60000;
kp=p./1000;
v=100-100.*r;

figure(1)
plot(kp,v)
title("Curva amortiguamiento vs presion");
legend("f=4Hz", "f=7Hz", "f=10Hz");
xlabel("Presion de vacio [kPa]");
ylabel("Amortiguamiento [%]");

```

## C.2 Porcentaje de amortiguamiento respecto a la frecuencia del temblor

A continuación, se muestra el programa en Matlab usado para caracterizar el porcentaje de amortiguamiento respecto a la frecuencia del temblor para la presión de vacío de 60kPa.

```

clc
close all
clear
K=1.42;
B=0.03;
J=1.305*(10^-3);

n=46;
h=0.1*10^-3;
b=34*10^-3;
u=0.65;
l=(86.2-12)*10^-3;

c1=8*u*n*h*b/(3*pi*306.52);
r=ones(1,81);

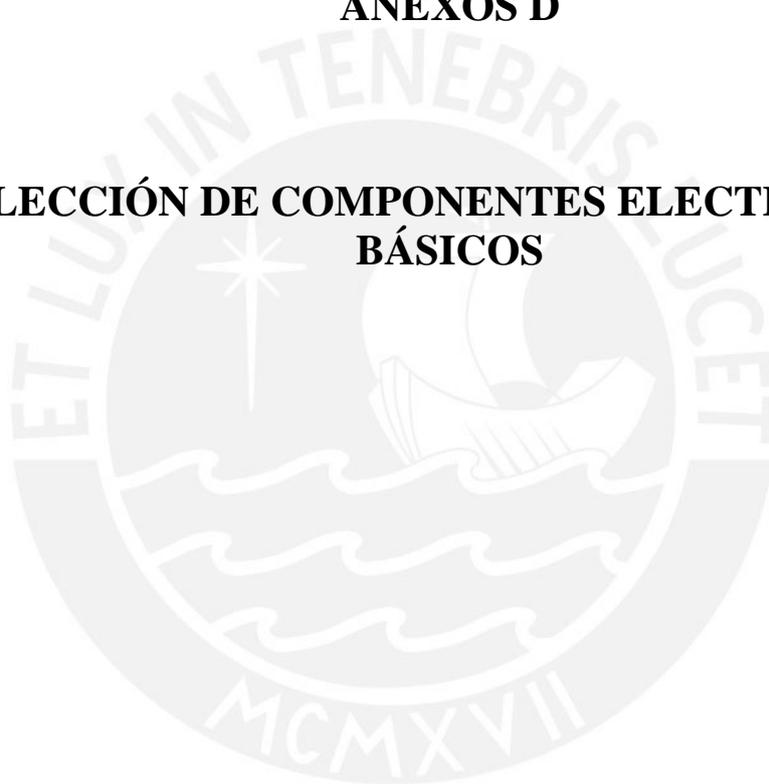
p=60000;

for w= 0:1:80
    syms r1
    c2=((K-J*w^2)^2 + B^2*w^2)^0.5;
    c3=(K-J*w^2)^2;
    eqn= r1 == c2/(c3+((B+c1*p*w/r1)^2)*(w^2))^0.5;
    r(1,w+1) = vpsolve(eqn,r1);
end
w= 0:1:80;
f=w./(2*pi);
v=100-100.*r;
figure(1)
plot(f,v)
title("Curva amortiguamiento vs frecuencia (Presi?n = 60kPa)");
xlabel("Frecuencia de temblor [Hz]");
ylabel("Amortiguamiento [%]");

```

**ANEXOS D**

**SELECCIÓN DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS  
BÁSICOS**



En la presente sección se presentará la selección de los componentes electrónicos básicos usados en esta tesis. Los principales datos técnicos son mostrados, sin embargo, información más detallada puede ser encontrada en el anexo E.

### D.1. Cableado del sensor de movimiento

Según la hoja técnica del chip LSM9DS1<sup>49</sup> la corriente nominal que consumirá el integrado cuando el giroscopio se encuentre en funcionamiento será de 4.3 mA. Así mismo, se evalúa los posibles diámetros de cable que podría usarse, llegando a la conclusión que debido al valor bajo de corriente cualquier calibre podría usarse dado que aún el cable más delgado según AWG podría soportar este valor de corriente<sup>50</sup>. Luego, considerando que el sensor requiere de cuatro cables para su funcionamiento, el requerimiento de cubierta de protección contra golpes y campo electromagnético, y la fácil adquisición del producto, se optó por seleccionar para esta tarea el cable UI 2547, el cual es mostrado en la Figura D.1.



Figura D.1: Cable de señal UI2547 de 4 núcleos blindado 28AWG<sup>51</sup>

El cable seleccionado podrá transmitir con facilidad la corriente dado que su nivel nominal al cual trabaja es de 200mA, encontrándose muy por encima del requerido por el sensor. Por otro lado, el diámetro externo del conjunto es de 3.2mm, el cual es el valor de diámetro considerado al diseñar la cubierta del dispositivo amortiguador debido a que el sensor de flexión estará dentro de un encaje y sólo se deja una abertura para el cable.

---

49 Chip LSM9DS1 [https://cdn.sparkfun.com/assets/learn\\_tutorials/3/7/3/LSM9DS1\\_Datasheet.pdf](https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/3/7/3/LSM9DS1_Datasheet.pdf). Revisado el 10 de junio del 2019.

50 AWG Wire Sizes [https://www.powerstream.com/Wire\\_Size.htm](https://www.powerstream.com/Wire_Size.htm) Revisado el 18 de junio del 2016

51 UI 2547 4 núcleos blindado <https://ebay.to/2Krokuq> Revisado el 18 de junio del 2016

## D.2. Leds indicadores y resistencias

El paciente será informado de manera sencilla de tres estados del sistema, los cuales son: dispositivo activado, temblor detectado y batería baja. Estas señales serán activadas por medio de diodos tipo led, como el mostrado en la Figura D.2.



Figura D.2: Diodo led de color verde

Se selecciona leds indicadores de color verde para la señal de activación y para la detección de temblor, y led de color rojo para la señal de batería baja. Estos leds básicos poseen las características mostradas en la Tabla D.1.

Tabla D.1: Principales características del led indicador verde y rojo

Parámetro	Descripción
Fabricante y nombre de referencia	SparkFun Electronics Led básico verde(rojo) 5mm <sup>5253</sup>
Voltaje en conexión directa	2 VDC
Corriente máxima	20 mA
Corriente sugerida	16 – 18 mA

Por otro lado, debido a la baja corriente de los leds, estos serán alimentados directamente de la salida del microcontrolador. Sin embargo, requiere de una resistencia para la limitación de corriente, la cual será calculada para su buen funcionamiento. A continuación, la Figura D.3, muestra el circuito básico de un led.

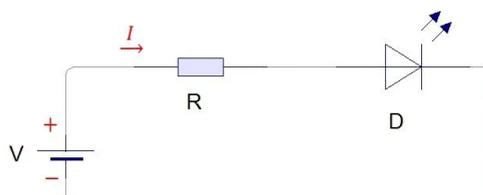


Figura D.3: Circuito básico de un led

52 Led básico verde 5mm. <https://www.sparkfun.com/products/9592> Revisado el 24 de junio del 2019.

53 Led básico rojo 5mm. <https://www.sparkfun.com/products/9590> Revisado el 24 de junio del 2019.

Luego, con el objetivo de calcular la resistencia requerida por el led, se plantea utilizar la ley de Ohm, la cual es mostrada en la Ecuación D.1.

$$V = IR \quad , \quad (D.1)$$

donde V (V) es la diferencia de potencial entre 2 puntos de referencia en voltios, I (A) es la corriente que pasa por el circuito en amperios y R ( $\Omega$ ) es la resistencia medida en ohmios. Entonces, aplicando la ley de Ohm sobre la resistencia, su valor quedaría determinado según la Ecuación D.2.

$$R = \frac{V_{entrada} - V_{diodo}}{I_{diodo}} \quad . \quad (D.2)$$

El voltaje de entrada vendría dado por el voltaje de salida del microcontrolador el cual es 5 V, además el voltaje del diodo y su corriente son proporcionados por el fabricante siendo 2 V y 17 mA respectivamente. Entonces, reemplazando estos datos en la Ecuación D.2 la resistencia requerida en el circuito es de 176  $\Omega$ . Sin embargo, es necesario seleccionar un valor de resistencia que sea comercial, por esta razón se busca dentro de los valores comerciales<sup>54</sup> una resistencia cuyo valor sea igual o mayor a la calculada a fin de no incrementar la corriente en el circuito, siendo este valor de 180  $\Omega$ .

Por otro lado, es requerido que la resistencia pueda soportar la potencia que consume, por esta razón, se evalúa la potencia de la resistencia la cual se calcula a partir de la Ecuación D.3.

$$P = I^2R \quad . \quad (D.3)$$

donde P (W) es la potencia del componente en Vatios, I (A) la corriente en amperios y R ( $\Omega$ ) la resistencia en ohms. Entonces, reemplazando los 180  $\Omega$  de la resistencia y la corriente de 0.017, se determina que la potencia requerida es 0.05W.

---

<sup>54</sup> Valores de resistencia comerciales <https://www.electrontools.com/Home/WP/2016/04/14/valores-comerciales-de-resistencias/> Revisado el 24 de junio del 2019

Finalmente, las características de la resistencia resultan ser también de valores estándares, a partir de ello se determina el uso de una resistencia con las características presentadas en la Tabla D.2.

Tabla D.2: Resistencia de activación del led

Parámetro	Descripción
Fabricante y nombre de referencia	Stackpole Electronics Resistencia 180 Ohm 1/8W <sup>55</sup>
Valor de resistencia	180 $\Omega$ 5%
Potencia	0.125 W
Tipo de conexión	Orificio pasante

### D.3. Interruptor de activación general

El dispositivo contará con un único interruptor, el cual activará o desactivará el sistema según su posición de pulsado, además el paciente sólo debería tocar el interruptor por un instante para cambiar de una posición a otra. A partir de ello, se tiene como requerimiento principal que el interruptor sea de dos posiciones con enclavamiento mecánico. Además, con el objetivo de permitir un ensamble sencillo y seguro en la carcasa, se buscará que el método de montaje sea de ajuste por tornillo. Finalmente, debido a que el interruptor estará en contacto con el paciente, su superficie debe de ser lisa y no representar un riesgo por golpe o punzada.



Figura D.4: Interruptor de activación general<sup>56</sup>

Entonces, teniendo en cuenta los requerimientos anteriormente descritos, se seleccionó el interruptor mostrado en la Figura D.4, el cual posee dos pines normalmente abiertos (posición 1) y que luego de pulsar el botón, estos se juntan formando un circuito cerrado (posición 2). Así mismo, solo se requerirá pulsar otra vez para regresar a la posición inicial.

<sup>55</sup> Resistencia 180 Ohm <https://www.digikey.com/product-detail/es/stackpole-electronics-inc/CF18JT180R/CF18JT180RTR-ND/1741605> Revisado el 24 de junio del 2019.

<sup>56</sup> Interruptor PS1023BBLK <https://www.digikey.com/products/en?mpart=PS1023BBLK&v=141> Revisado el 23 de junio del 2019

**ANEXOS E**

**DATOS TÉCNICOS DE COMPONENTES**



## E.1. MATERIAL DE IMPRESIÓN 3D TPU95A

<h1>Technical data sheet</h1> <h2>TPU 95A</h2>		Ultimaker
<b>Chemical composition</b>	See TPU 95A safety data sheet, section 3	
<b>Description</b>	Highly versatile for industrial applications, TPU 95A filament is the go-to choice for a wide array of manufacturing projects that demand the qualities of both rubber and plastic. Designed for 3D printing consistency, TPU 95A is a semi-flexible and chemical resistant filament with strong layer bonding. In addition, it is easier and faster to print than other TPU filaments	
<b>Key features</b>	Exceptional wear and tear resistance, high impact strength, Shore A hardness of 95, up to 580% elongation at break, and good corrosion resistance to many common industrial oils and chemicals.	
<b>Applications</b>	Functional prototyping, grips, guides, hinges, sleeves, snap-fit parts, and protective cases	
<b>Non-suitable for</b>	Food contact applications and <i>in vivo</i> applications. Long term UV and/or moisture immersion and applications where the printed part is exposed to temperatures higher than 100 °C	
<b>Filament specifications</b>		
	<b>Value</b>	<b>Method</b>
<b>Diameter</b>	2.90 ± 0.13 mm	Dual-axis laser gauge
<b>Max roundness deviation</b>	0.07 mm	Dual-axis laser gauge
<b>Net filament weight</b>	750 g	-
<b>Filament length</b>	~ 96 m	-
<b>Color information</b>		
	<b>Color</b>	<b>Color code</b>
	TPU 95A White	RAL 9010
	TPU 95A Black	RAL 9005
	TPU 95A Red	RAL 3031
	TPU 95A Blue	RAL 5002

## Mechanical properties\*

	Injection molding		3D printing	
	Typical value	Test method	Typical value	Test method
Tensile modulus	-	-	26 MPa	ASTM D638
Tensile stress at yield	-	-	8.6 MPa	ASTM D638
Tensile stress at break	-	-	39 MPa	ASTM D638
Elongation at yield	-	-	55%	ASTM D638
Elongation at break	-	-	580%	ASTM D638
Flexural strength	-	-	4.3 MPa	ISO 178
Flexural modulus	-	-	78.7 MPa	ISO 178
Izod impact strength, notched (at 23 °C)	-	-	34.4 kJ/m <sup>2</sup>	ISO 180
Charpy impact strength (at 23 °C)	-	-	-	-
Hardness	-	-	95 (Shore A) 46 (Shore D)	ASTM D2240 Durometer
Abrasion resistance	-	-	0.06 g	ASTM D4060 (mass loss, 10,000 cycles)

## Electrical properties\*

	Value	Test method	Typical value	Test method
Volume resistivity	10 <sup>11</sup> Ω·m	IEC 60093	-	-
Surface resistance	2·10 <sup>14</sup> Ω	IEC 60093	-	-
Dissipation factor (at 1 MHz)	-	-	0.058	ASTM D150-11
Dielectric constant (at 1 MHz)	-	-	4.12	ASTM D150-11

## Thermal properties

	Typical value	Test method
Melt mass-flow rate (MFR)	15.9 g/10 min	ISO 1133 (225 °C, 1.2 kg)
Heat detection (at 0.455 MPa)	74 °C	ASTM D648
Heat deflection (at 1.82 MPa)	49 °C	ASTM D648
Vicat softening temperature	-	-
Glass transition	- 24 °C	DSC
Coefficient of thermal expansion	100·10 <sup>-6</sup> °C <sup>-1</sup>	ASTM E693
Melting temperature	220 °C	DSC
Thermal shrinkage	-	-

## E.2. TUBO NEUMATICO

### POLIETILENE LINEARE BASSA DENSITÀ

Tubo lineare flessibile per alimenti

### LINEAR LOW DENSITY POLYETHYLENE

Food grade linear low density polyethylene



#### CARATTERISTICHE

- Economico e leggero
- La resina di LLDPE offre un'eccellente resistenza alla rottura e stress ambientale
- Ottima resistenza ai solventi
- Ampia compatibilità chimica
- Gamma di temperature di lavoro più ampia in comparazione con LDPE
- Grado alimentare realizzato con materiale non contaminante, inodore, insapore
- Maggiore resistenza alla trazione

#### CHARACTERISTICS

- Economical and lightweight
- LLDPE resin provides excellent environmental stress crack resistance (ESCR)
- Excellent resistance to solvents
- Broad Chemical compatibility
- Wider range of working temperatures in comparison with LDPE
- Food grade hose made from non-contaminating material, odorless, tasteless
- Greater tensile strength

#### TEMPERATURA °C

Il Polietilene LLD può essere piegato in una gamma di temperature da -20°C a +70°C. Qui di seguito riportiamo una tabella delle pressioni espresse in % in funzione delle temperature.

0°	20°	30°	40°	50°	60°	70°
100%	100%	83%	72%	64%	57%	50%

#### TEMPERATURE °C

LLD Polyethylene can be used in a range of temperatures from -20°C to +70°C. The table here below shows pressure values expressed as a % in relation to temperature.

#### APPLICAZIONI

- Depurazione delle acque
- Condizionatori ad acqua
- Trasferimento di aria e liquidi in applicazioni industriali
- Macchine per il ghiaccio e sistemi di nebulizzazione
- Apparecchi distributori

#### APPLICATIONS

- Water purification
- Water conditioners
- Transfer of air and liquids in industrial applications
- Ice makers and misting systems
- Vending equipment



Cod.	Ø est.	Tolleranza	Ø int.	Tolleranza	Parete	Peso	Raggio	Pressioni a 20°C - Pressure at 20°C	
	O.D.	Tol	I.D.	Tol	Wall	Weight	Bending radius	scoppio-burst	esercizio-working
	mm		mm		mm	g/m	mm	ATM	
TPLLD 2x4	4	± 0,07	2	± 0,07	1	8,9	15	90	30
TPLLD 2,5x4	4	± 0,07	2,5	± 0,07	0,75	7,2	20	62	20
TPLLD 4x6	6	± 0,07	4	± 0,07	1	14,906	30	54	18
TPLLD 4,35x6,35	6,35	± 0,07	4,35	± 0,07	1	16	35	50	16
TPLLD 5x8	8	± 0,07	5	± 0,07	1,5	29,1	35	62	20
TPLLD 6x8	8	± 0,07	6	± 0,07	1	20,9	60	38	12
TPLLD 6,35x9,52	9,52	± 0,07	6,35	± 0,07	1,58	37,6	50	53	17
TPLLD 7x10	10	± 0,07	7	± 0,07	1,5	37,05	120	48	16
TPLLD 8x10	10	± 0,07	8	± 0,07	1	26,9	90	30	10
TPLLD 10x12	12	± 0,1	9	± 0,1	1,5	47,1	85	38	12
TPLLD 9x12	12,7	± 0,1	9,52	± 0,1	-	52,8	90	38	12
TPLLD 9,52x12,7	12	± 0,1	10	± 0,1	1	32,9	135	24	8
TPLLD 12,5x15	16	± 0,1	12	± 0,1	2	83,7	115	38	12
TPLLD 12x16	15	± 0,1	12,5	± 0,1	1,25	49,89	165	25	8
TPLLD 15x18	18	± 0,1	15	± 0,1	1,58	71,85	200	25	9
TPLLD 16x20	20	± 0,1	16	± 0,1	2	107,6	180	30	10

**IIP** CERTIFICATO DI CONFORMITÀ  
Certificate of conformity

**(PI)**

n° 1229 / 2014 — Rev. 3

Prodotto: Mandorli in materiale plastico destinato a venire in contatto con alimenti  
Risale pressione applicativa in corso in contact with food

Gruppo di prodotti: vedere allegato / see annex  
Numero di prodotto: D.M. 29.03.1973 e successivi aggiornamenti

Nome: MESSIA PLASTIK ITALIA SPA  
Indirizzo: VIA TIBET, 23 — 21012 BUSTO ARSIZIO (VA)  
Sede legale: VIA TIBET, 23 — 21012 BUSTO ARSIZIO (VA)  
Sito produttivo: VIA TIBET, 23 — 21012 BUSTO ARSIZIO (VA)

MESSIA Italiana del Plastico S.p.A. (I.P. S.p.A.) certifica che i prodotti sopra descritti sono conformi alla norma indicata ed al marchio I.P. S.p.A. applicati nel regolamento generale e nella Regola particolare applicabili al prodotto in questione e sottoposti a sorveglianza da parte del I.P. S.p.A. e autorizzati ad essere sui prodotti con il marchio I.P. con numero di approvazione 181.  
Il presente certificato di conformità è valido (senza modifica, interpretazione o revisione) fino al 30/04/2017.  
MESSIA Italiana del Plastico S.p.A. (I.P. S.p.A.) certifies that the above stated products are in conformity with the relevant standard and the regulations of I.P. S.p.A. applied in the general rules and in the specific particular rules.  
The manufacturer, which is subject to continuous surveillance by I.P. S.p.A., is entitled to put on the certified products the I.P. S.p.A. mark with the approval number 181.  
This certificate of conformity is valid (without modification, interpretation or revision) until 30/04/2017.

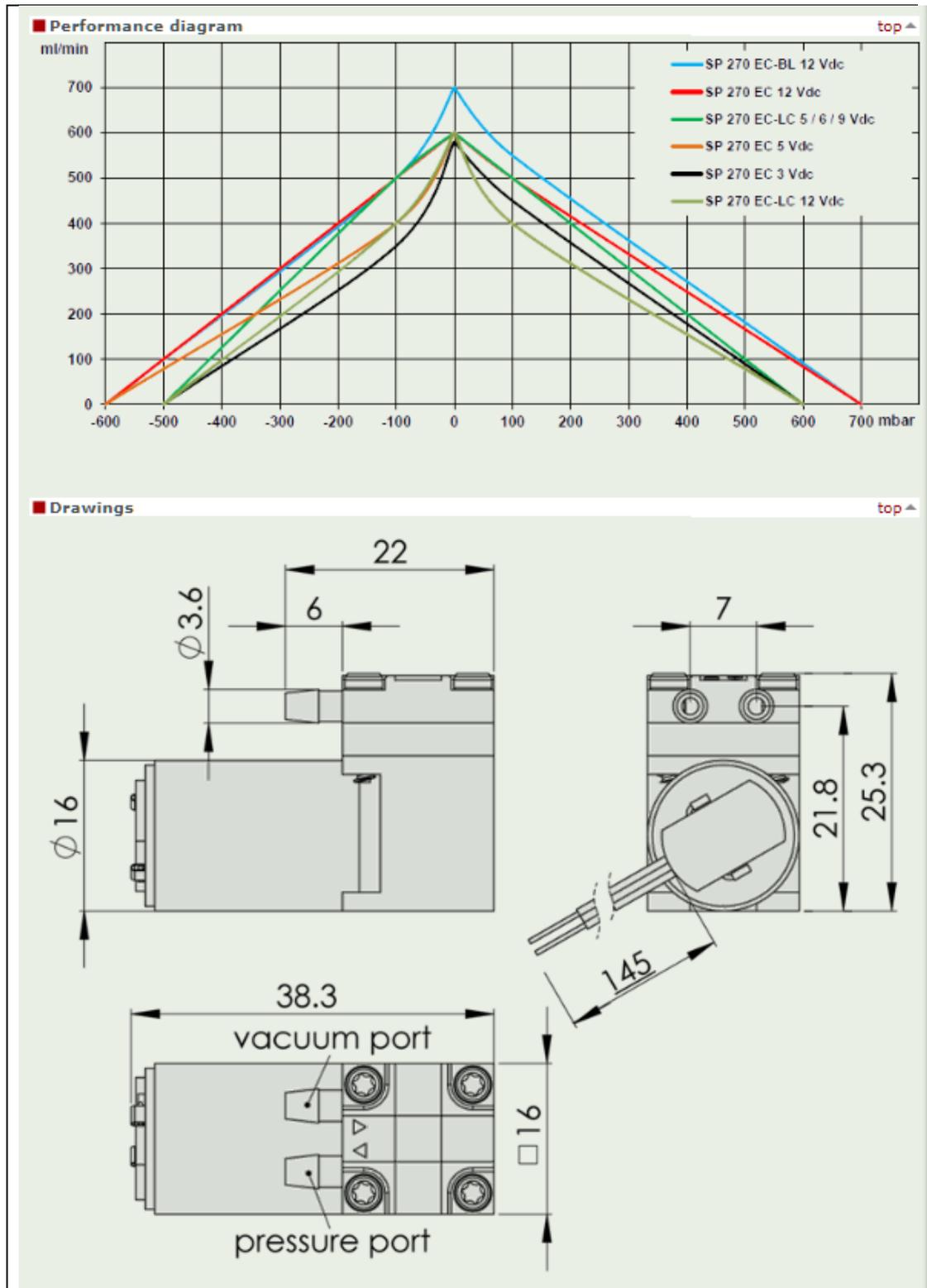
MATERIA: 18052018

**ISTITUTO ITALIANO DEI PLASTICI S.p.A.**  
Via Valletta 2 - 20090 Ispica (MR) - www.iip.it - info@iip.it  
L'Incarico Tecnico Delegato (Messia Italia SpA)  
*[Firma]*

SCHEDA TECNICA				DATA SHEET	
Proprietà	Unità / Unit	Specifiche / Specification	Valori / Values	Property	
Densità	g/cm³	ISO 1183	0,93	Density	
Punto di fusione	°C	metodo interno	129	Melting point	
Carico di snervamento	MPa	ISO 527-3	16 ÷ 18	Tensile yield strength	
Carico di rottura	MPa	ISO 527-3	40-50	Tensile at break	
Allungamento a rottura	%	ISO 527-3	600 ÷ 700	Tension at strenght	
Resistenza alla lacerazione	N/mm	ISO 6383-2	40 ÷ 200	Abrasion resistance	
Resistenza all'impatto	g	ISO 7665-1	80	Impact resistance	
Durezza	shore D	ISO 868	48	Hardness	

### E.3. GENERADOR DE VACÍO

		270 EC Eccentric Diaphragm Pumps		
				
				
<b>Operating voltage</b>		<b>3 Vdc</b>	<b>5 Vdc</b>	<b>12 Vdc</b>
<b>■ Pneumatic performance</b>		<a href="#">top</a>		
free flow at outlet:		580 ml/min	600 ml/min	600 ml/min
at 100 mbar:		450 ml/min	400 ml/min	500 ml/min
max. pressure:		600 mbar	600 mbar	700 mbar
at -100 mbar:		400 ml/min	400 ml/min	500 ml/min
max. vacuum:		-500 mbar	-600 mbar	-600 mbar
<b>■ Motor</b>				
motor type (standard):		skew wound		
motor type (optional):		double ball bearing		
max. nominal current:		120 mA	100 mA	55 mA
<b>■ Materials</b>				
pump head (standard):		PPS		
pump head (optional):		on request		
valves (standard):		EPDM		
valves (optional):		FKM / silicone		
diaphragm (standard):		EPDM		
diaphragm (optional):		FKM / silicone		
<b>■ Dimensions + weight</b>				
dimensions:		38.3 x 16 x 25.3 mm	38.3 x 16 x 25.3 mm	38.3 x 16 x 25.3 mm
weight:		30.3 g	30.3 g	30.3 g



## E.4. MOSFET IRLD110



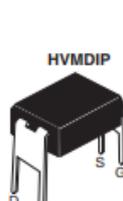
www.vishay.com

IRLD110, SiHLD110

Vishay Siliconix

## Power MOSFET

PRODUCT SUMMARY	
$V_{DS}$ (V)	100
$R_{DS(on)}$ ( $\Omega$ )	$V_{GS} = 5.0$ V   0.54
$Q_{gi}$ (Max.) (nC)	6.1
$Q_{gs}$ (nC)	2.6
$Q_{gd}$ (nC)	3.3
Configuration	Single



N-Channel MOSFET

## FEATURES

- Dynamic  $dV/dt$  Rating
- Repetitive Avalanche Rated
- For Automatic Insertion
- End Stackable
- Logic-Level Gate Drive
- $R_{DS(on)}$  Specified at  $V_{GS} = 4$  V and 5 V
- 175 °C Operating Temperature
- Material categorization: For definitions of compliance please see [www.vishay.com/doc?99912](http://www.vishay.com/doc?99912)

## Note

\* Lead (Pb)-containing terminations are not RoHS-compliant. Exemptions may apply.

## DESCRIPTION

Third generation Power MOSFETs from Vishay provide the designer with the best combination of fast switching, ruggedized device design, low on-resistance and cost-effectiveness.

The 4 pin DIP package is a low cost machine-insertable case style which can be stacked in multiple combinations on standard 0.1" pin centers. The dual drain serves as a thermal link to the mounting surface for power dissipation levels up to 1 W.



ORDERING INFORMATION	
Package	HVMDIP
Lead (Pb)-free	IRLD110PbF SiHLD110-E3
SnPb	IRLD110 SiHLD110

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ( $T_A = 25$ °C, unless otherwise noted)				
PARAMETER	SYMBOL	LIMIT	UNIT	
Drain-Source Voltage	$V_{DS}$	100	V	
Gate-Source Voltage	$V_{GS}$	$\pm 10$		
Continuous Drain Current	$V_{GS}$ at 5.0 V	$T_A = 25$ °C	1.0	A
		$T_A = 100$ °C	0.70	
Pulsed Drain Current <sup>a</sup>		$I_{DM}$	8.0	
Linear Derating Factor			0.0083	W/°C
Single Pulse Avalanche Energy <sup>b</sup>		$E_{AS}$	100	mJ
Avalanche Current <sup>a</sup>		$I_{AR}$	1.0	A
Repetitive Avalanche Energy <sup>a</sup>		$E_{AR}$	0.13	mJ
Maximum Power Dissipation	$T_A = 25$ °C	$P_D$	1.3	W
Peak Diode Recovery $dV/dt$ <sup>c</sup>		$dV/dt$	5.5	V/ns
Operating Junction and Storage Temperature Range		$T_J, T_{stg}$	-55 to +175	°C
Soldering Recommendations (Peak Temperature)	for 10 s		300 <sup>d</sup>	

## Notes

- Repetitive rating; pulse width limited by maximum junction temperature (see fig. 11).
- $V_{DD} = 25$  V, starting  $T_J = 25$  °C,  $L = 6.4$  mH,  $R_g = 25$   $\Omega$ ,  $I_{AS} = 5.6$  A (see fig. 12).
- $I_{SD} \leq 5.6$  A,  $dI/dt \leq 75$  A/ $\mu$ s,  $V_{DD} \leq V_{DS}$ ,  $T_J \leq 175$  °C.
- 1.6 mm from case.



www.vishay.com

## IRLD110, SiHLD110

Vishay Siliconix

**THERMAL RESISTANCE RATINGS**

PARAMETER	SYMBOL	TYP.	MAX.	UNIT
Maximum Junction-to-Ambient	$R_{thJA}$	-	120	$^{\circ}\text{C}/\text{W}$

**SPECIFICATIONS** ( $T_J = 25^{\circ}\text{C}$ , unless otherwise noted)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
<b>Static</b>						
Drain-Source Breakdown Voltage	$V_{DS}$	$V_{GS} = 0\text{ V}, I_D = 250\ \mu\text{A}$	100	-	-	V
$V_{DS}$ Temperature Coefficient	$\Delta V_{DS}/T_J$	Reference to $25^{\circ}\text{C}$ , $I_D = 1\text{ mA}$	-	0.12	-	$\text{V}/^{\circ}\text{C}$
Gate-Source Threshold Voltage	$V_{GS(th)}$	$V_{DS} = V_{GS}, I_D = 250\ \mu\text{A}$	1.0	-	2.0	V
Gate-Source Leakage	$I_{GSS}$	$V_{GS} = \pm 10\text{ V}$	-	-	$\pm 100$	nA
Zero Gate Voltage Drain Current	$I_{DSS}$	$V_{DS} = 100\text{ V}, V_{GS} = 0\text{ V}$	-	-	25	$\mu\text{A}$
		$V_{DS} = 80\text{ V}, V_{GS} = 0\text{ V}, T_J = 150^{\circ}\text{C}$	-	-	250	
Drain-Source On-State Resistance	$R_{DS(on)}$	$V_{GS} = 5.0\text{ V}, I_D = 0.60\text{ A}^b$	-	-	0.54	$\Omega$
		$V_{GS} = 4.0\text{ V}, I_D = 0.50\text{ A}^b$	-	-	0.76	
Forward Transconductance	$g_{fs}$	$V_{DS} = 50\text{ V}, I_D = 0.60\text{ A}^b$	1.3	-	-	S
<b>Dynamic</b>						
Input Capacitance	$C_{iss}$	$V_{GS} = 0\text{ V}, V_{DS} = 25\text{ V}, f = 1.0\text{ MHz}$ , see fig. 5	-	250	-	pF
Output Capacitance	$C_{oss}$		-	80	-	
Reverse Transfer Capacitance	$C_{rss}$		-	15	-	
Total Gate Charge	$Q_g$	$V_{GS} = 5.0\text{ V}, I_D = 5.6\text{ A}, V_{DS} = 80\text{ V}$ , see fig. 6 and 13 <sup>b</sup>	-	-	6.1	nC
Gate-Source Charge	$Q_{gs}$		-	-	2.6	
Gate-Drain Charge	$Q_{gd}$		-	-	3.3	
Turn-On Delay Time	$t_{d(on)}$	$V_{DD} = 50\text{ V}, I_D = 5.6\text{ A}, R_g = 12\ \Omega, R_D = 8.4\ \Omega$ , see fig. 10 <sup>b</sup>	-	9.3	-	ns
Rise Time	$t_r$		-	4.7	-	
Turn-Off Delay Time	$t_{d(off)}$		-	16	-	
Fall Time	$t_f$		-	17	-	
Internal Drain Inductance	$L_D$	Between lead, 6 mm (0.25") from package and center of die contact 	-	4.0	-	nH
Internal Source Inductance	$L_S$		-	6.0	-	
<b>Drain-Source Body Diode Characteristics</b>						
Continuous Source-Drain Diode Current	$I_S$	MOSFET symbol showing the integral reverse p - n junction diode 	-	-	1.0	A
Pulsed Diode Forward Current <sup>a</sup>	$I_{SM}$		-	-	8.0	
Body Diode Voltage	$V_{SD}$	$T_J = 25^{\circ}\text{C}, I_S = 1.0\text{ A}, V_{GS} = 0\text{ V}^b$	-	-	2.5	V
Body Diode Reverse Recovery Time	$t_{rr}$	$T_J = 25^{\circ}\text{C}, I_F = 5.6\text{ A}, di/dt = 100\text{ A}/\mu\text{s}^b$	-	110	130	ns
Body Diode Reverse Recovery Charge	$Q_{rr}$		-	0.50	0.65	$\mu\text{C}$
Forward Turn-On Time	$t_{on}$	Intrinsic turn-on time is negligible (turn-on is dominated by $L_S$ and $L_D$ )				

**Notes**

- a. Repetitive rating; pulse width limited by maximum junction temperature (see fig. 11).  
b. Pulse width  $\leq 300\ \mu\text{s}$ ; duty cycle  $\leq 2\%$ .



www.vishay.com

**IRLD110, SiHLD110**

Vishay Siliconix

**TYPICAL CHARACTERISTICS** (25 °C, unless otherwise noted)

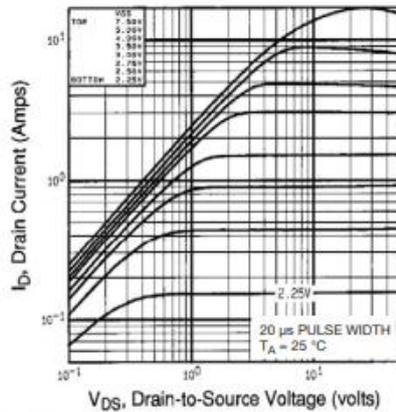


Fig. 1 - Typical Output Characteristics,  $T_A = 25^\circ\text{C}$

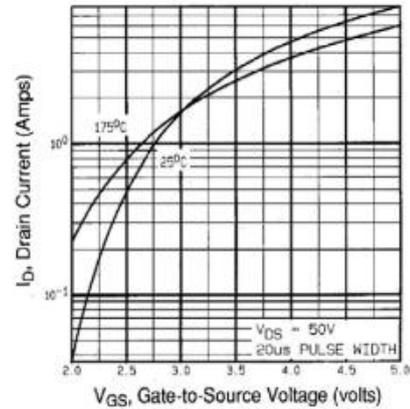


Fig. 3 - Typical Transfer Characteristics

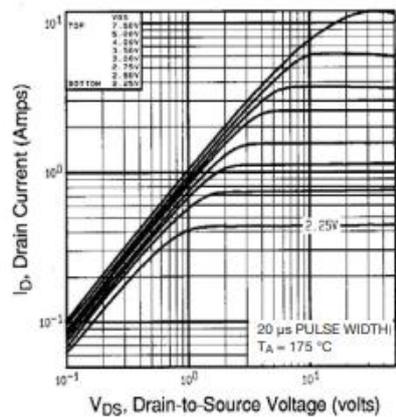


Fig. 2 - Typical Output Characteristics,  $T_A = 175^\circ\text{C}$

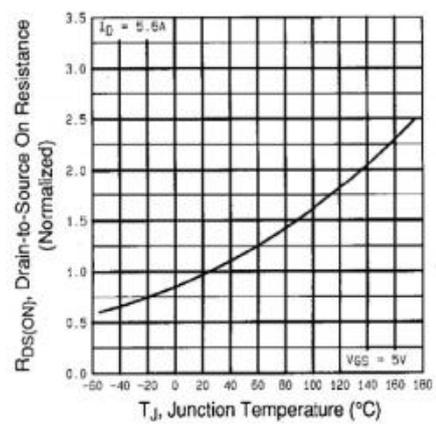


Fig. 4 - Normalized On-Resistance vs. Temperature

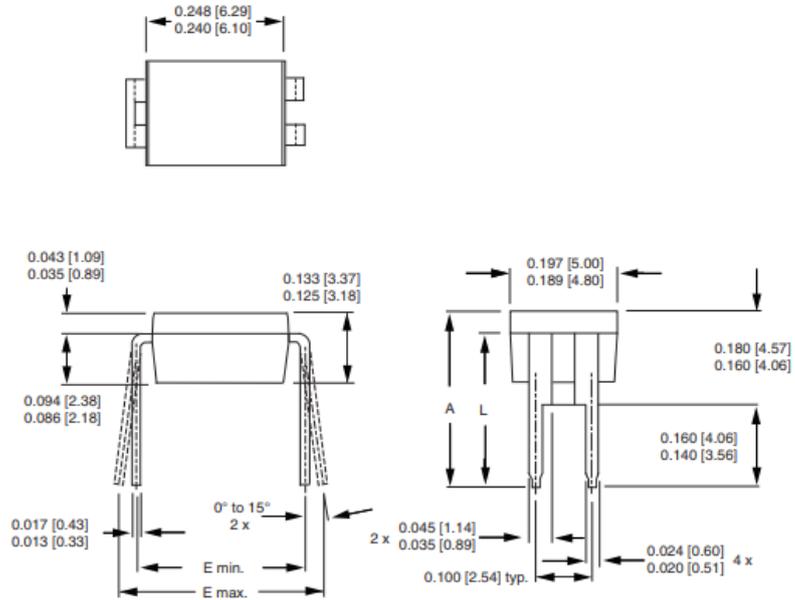




**Package Information**

Vishay Siliconix

**HVM DIP** (High voltage)



DIM.	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN.	MAX.	MIN.	MAX.
A	0.310	0.330	7.87	8.38
E	0.300	0.425	7.62	10.79
L	0.270	0.290	6.86	7.36

ECN: X10-0386-Rev. B, 06-Sep-10  
DWG: 5974

**Note**

1. Package length does not include mold flash, protrusions or gate burrs. Package width does not include interlead flash or protrusions.



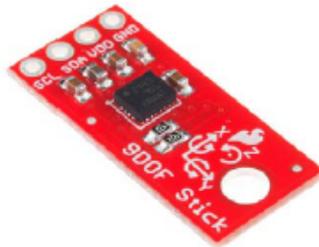
## E.5. MÓDULO SENSOR DE FLEXIÓN Y EXTENSIÓN



### 9DoF Sensor Stick Hookup Guide

#### Introduction

The 9DoF Sensor Stick is an easy-to-use 9 degrees of freedom IMU. The sensor used is the LSM9DS1, the same sensor used in the SparkFun 9 Degrees of Freedom IMU Breakout, but is slimmed down to be only 0.9"x0.4".



#### Required Materials

To follow along with this hookup guide, you will need the following:

9DoF Sensor Stick Hookup Guide SparkFun Wish List	
	<b>Jumper Wires - Connected 6" (MF, 20 pack)</b> PRT-12794 These are 6" long Jumper wires terminated as male to female. Use th...
	<b>Break Away Headers - Straight</b> PRT-00116 A row of headers - break to fit. 40 pins that can be cut to any size. Us...
	<b>SparkFun RedBoard - Programmed with Arduino</b> DEV-12757 At SparkFun we use many Arduinos and we're always looking for the...
	<b>SparkFun 9 Degrees of Freedom - Sensor Stick</b> SEN-10724 The SparkFun 9DOF Sensor Stick is a very small sensor board with 9...

#### Suggested Reading

Before getting started, you may find the following links useful:

- [PC Protocol](#)

- Logic Levels
- Installing an Arduino Library
- What are Pull-up Resistors?
- How to use a Breadboard
- Accelerometer Basics
- Gyroscope Basics

## Board Overview

Let's go over the 9DoF Sensor Stick in detail.

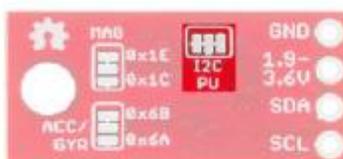


### LSM9DS1 Details:

- 3 acceleration channels, 3 angular rate channels, 3 magnetic field channels
- $\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 16$  g linear acceleration full scale
- $\pm 4/\pm 8/\pm 12/\pm 16$  gauss magnetic full scale
- $\pm 245/\pm 500/\pm 2000$  dps angular rate full scale
- I<sup>2</sup>C serial interface
- Operating Voltage: 3.3V

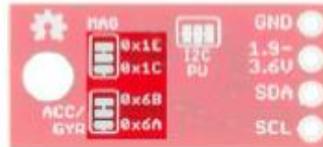
### Pull-up Resistors

This breakout board has built-in 4.7 k $\Omega$  pull up resistors for I<sup>2</sup>C communications. If you're hooking up multiple I<sup>2</sup>C devices on the same bus, you may want to disable/enable the pull-up resistors for one or more boards. On the 9DoF Sensor Stick, the pull-ups are enabled by default. To disable them, simply use a hobby knife to cut the traces connecting the left and right pads of the jumper labeled I<sup>2</sup>C PU on the back of the board. This will disconnect the resistors on the I<sup>2</sup>C bus from VCC.



### Changing I<sup>2</sup>C Addresses

If you're using multiple Sensor Sticks, or have a device that's already using the default addresses of the Sensor Stick, you'll want to change addresses to avoid having multiple devices try to talk over one another. The default address for the magnetometer is 0x1E and the default address for the accelerometer and gyroscope is 0x6B. To change the addresses, you'll want to use a hobby knife to cut the trace between center and top pads and use solder to short the center and bottom pads. This will change the address of the magnetometer to 0x1C and the accelerometer and gyroscope to 0x6A.



## Hardware Connections

### Connecting the 9DoF Sensor Stick to an Arduino

Wiring the Sensor Stick is very easy! We recommend soldering four male headers to the sensor stick. You can also directly solder wires to the board to fit your application's needs.

#### Power

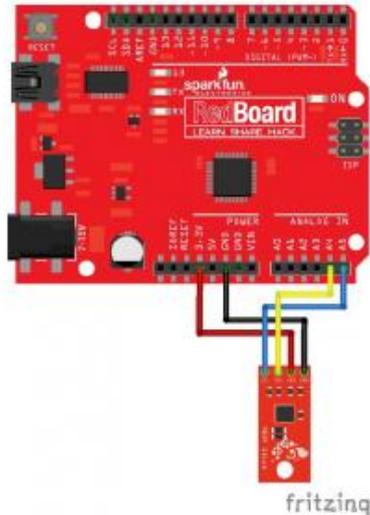
This board runs on 1.9V to 3.6V. Be sure to power the board from the 3.3V pin! I<sup>2</sup>C uses an open drain signaling, so there is no need to use level shifting; the 3.3V signal will work to communicate with the Arduino and will not exceed the maximum voltage rating of the pins on the LSM9DS1.

#### Connections to the Arduino

The 9DoF Sensor Stick has only four pins. We'll be connecting VCC and GND to the normal power pins, and the remaining two pins are used for I<sup>2</sup>C communication. If you're using a newer board that has SDA and SCL broken out, you can connect the SDA and SCL pins from the Sensor Stick directly to those pins. If you're using an older board, SDA and SCL are pins A4 and A5 respectively.

- VCC → 3.3V
- GND → GND
- SDA → SDA/A4
- SCL → SCL/A5

Your circuit should look something like this:



fritzing

## E.6. LED VERDE INDICADOR



深圳市昱申科技有限公司  
CHINA YOUNG SUN LED TECHNOLOGY CO., LTD.

TEL: (86) 755-28079401 28079402 28079403 28079404 28079405  
FAX: (86) 755-28079407 E-mail: Info@100LED.com Web: www.100LED.com

Model No.: YSL-R531K3D-D2

Applications:

- |  |  |
|--|--|
| <input type="checkbox"/> Decorations       | <input type="checkbox"/> Bill Inspector    |
| <input type="checkbox"/> Incidental Lights | <input type="checkbox"/> Medical Appliance |

Absolute Maximum Ratings: (Ta=25°C)

ITEMS	Symbol	Absolute Maximum Rating	Unit
Forward Current	I <sub>F</sub>	20	mA
Peak Forward Current	I <sub>FP</sub>	30	mA
Suggestion Using Current	I <sub>su</sub>	16-18	mA
Reverse Voltage (V <sub>R</sub> =5V)	I <sub>R</sub>	10	uA
Power Dissipation	P <sub>D</sub>	105	mW
Operation Temperature	T <sub>OPR</sub>	-40 ~ 85	°C
Storage Temperature	T <sub>STG</sub>	-40 ~ 100	°C
Lead Soldering Temperature	T <sub>SOL</sub>	Max. 260°C for 3 Sec. Max. (3mm from the base of the epoxy bulb)	

Absolute Maximum Ratings: (Ta=25°C)

ITEMS	Symbol	Test condition	Min.	Typ.	Max.	Unit
Forward Voltage	V <sub>F</sub>	I <sub>F</sub> =20mA	1.8	---	2.2	V
Wavelength (nm) or TC(k)	Δλ	I <sub>F</sub> =20mA	570	---	575	nm
*Luminous Intensity	I <sub>v</sub>	I <sub>F</sub> =20mA	150	---	200	mcd
50% Viewing Angle	2θ 1/2	I <sub>F</sub> =20mA	40	---	60	deg



深圳市昱申科技有限公司  
CHINA YOUNG SUN LED TECHNOLOGY CO., LTD.

TEL: (86) 755-28079401 28079402 28079403 28079404 28079405

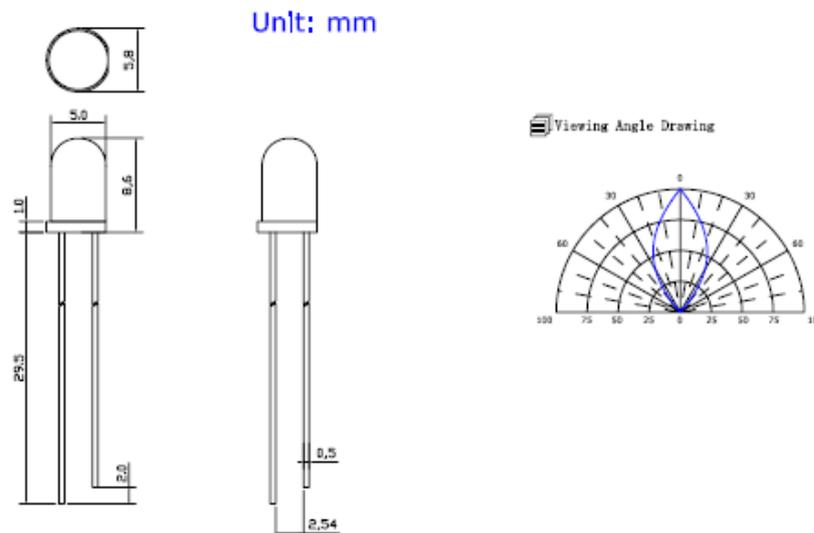
FAX: (86) 755-28079407 E-mail: Info@100LED.com Web: www.100LED.com

**Light Degradation In mcd: (I<sub>F</sub>=20mA)**

Colors	Light Degradation In mcd after Different Hours					
	216 Hrs	360 Hrs	792 Hrs	1104 Hrs	1992 Hrs	2328 Hrs
Red	1.52%	-1.22%	-3.10%	-4.68%	-5.72%	-8.27%
Yellow	-1.71%	-2.97%	-5.93%	-8.13%	-8.90%	-11.10%
Blue	3.13%	-0.33%	-3.84%	-8.23%	-21.32%	-24.92%
Green	-8.02%	-9.78%	-14.25%	-17.37%	-20.79%	-22.30%
Hours	48 Hrs	168 Hrs	336 Hrs	360Hrs	720 Hrs	1008 Hrs
Cool White	10.56%	6.72%	-2.29%	-7.68%	-17.32%	-22.48%
Pure White	13.66%	8.22%	-1.45%	-8.50%	-19.52%	-25.26%
Warm White	3.02%	-4.38%	-15.18%	-21.15%	-27.19%	-29.97%

**Mechanical Dimensions:**

- ☐ All dimension are in mm, tolerance is  $\pm 0.2$ mm unless otherwise noted
- ☐ An epoxy meniscus may extend about 1.5mm down the leads.
- ☐ Burr around bottom of epoxy may be 0.5mm Maximum



## E.7. LED ROJO INDICADOR



深圳市昱申科技有限公司  
CHINA YOUNG SUN LED TECHNOLOGY CO., LTD.

TEL: (86) 755-28079401 28079402 28079403 28079404 28079405

FAX: (86) 755-28079407 E-mail: Info@100LED.com Web: www.100LED.com

Model No.: YSL-R531R3D-D2

Applications:

- ☑ Decorations
- ☑ Bill Inspector
- ☑ Incidental Lights
- ☑ Medical Appliance

Absolute Maximum Ratings: (Ta=25°C)

ITEMS	Symbol	Absolute Maximum Rating	Unit
Forward Current	$I_F$	20	mA
Peak Forward Current	$I_{FP}$	30	mA
Suggestion Using Current	$I_{SU}$	16-18	mA
Reverse Voltage ( $V_R=5V$ )	$I_R$	10	uA
Power Dissipation	$P_D$	105	mW
Operation Temperature	$T_{OPR}$	-40 ~ 85	°C
Storage Temperature	$T_{STG}$	-40 ~ 100	°C
Lead Soldering Temperature	$T_{SOL}$	Max. 260°C for 3 Sec. Max. (3mm from the base of the epoxy bulb)	

Absolute Maximum Ratings: (Ta=25°C)

ITEMS	Symbol	Test condition	Min.	Typ.	Max.	Unit
Forward Voltage	$V_F$	$I_F=20mA$	1.8	---	2.2	V
Wavelength (nm) or TC(k)	$\Delta \lambda$	$I_F=20mA$	620	---	625	nm
*Luminous Intensity	$I_V$	$I_F=20mA$	150	---	200	mcd
50% Viewing Angle	$2 \theta 1/2$	$I_F=20mA$	40	---	60	deg



深圳市昱申科技有限公司  
CHINA YOUNG SUN LED TECHNOLOGY CO., LTD.

TEL: (86) 755-28079401 28079402 28079403 28079404 28079405

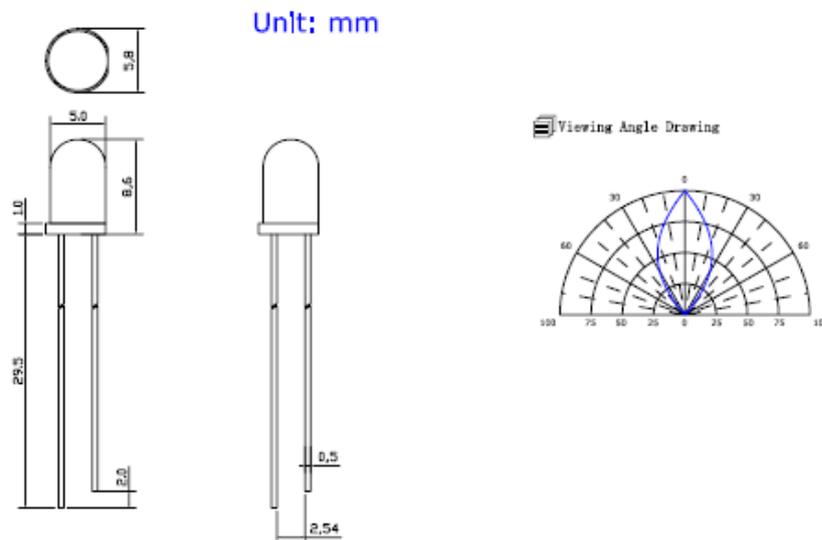
FAX: (86) 755-28079407 E-mail: info@100LED.com Web: www.100LED.com

**Light Degradation In mcd: (IF=20mA)**

Colors	Light Degradation In mcd after Different Hours					
	216 Hrs	360 Hrs	792 Hrs	1104 Hrs	1992 Hrs	2328 Hrs
Red	1.52%	-1.22%	-3.10%	-4.68%	-5.72%	-8.27%
Yellow	-1.71%	-2.97%	-5.93%	-8.13%	-8.90%	-11.10%
Blue	3.13%	-0.33%	-3.84%	-8.23%	-21.32%	-24.92%
Green	-8.02%	-9.78%	-14.25%	-17.37%	-20.79%	-22.30%
Hours	48 Hrs	168 Hrs	336 Hrs	360Hrs	720 Hrs	1008 Hrs
Cool White	10.56%	6.72%	-2.29%	-7.68%	-17.32%	-22.48%
Pure White	13.66%	8.22%	-1.45%	-8.50%	-19.52%	-25.26%
Warm White	3.02%	-4.38%	-15.18%	-21.15%	-27.19%	-29.97%

**Mechanical Dimensions:**

- ☐ All dimension are in mm, tolerance is  $\pm 0.2$ mm unless otherwise noted
- ☐ An epoxy meniscus may extend about 1.5mm down the leads.
- ☐ Burr around bottom of epoxy may be 0.5mm Maximum



### E.8. INTERRUPTOR DE ACTIVACIÓN GENERAL

Interruptor de activación general

**SHEET OF**

RECOMMENDED PANEL LAYOUT  
NOT TO SCALE

BLACK BUTTON

#12.2 HOLE

CIRCUIT: SPST

DIFF ZIN

**E-SWITCH®**

PS 1023B (BLK BUTTON)

SCALE: 1.5:1

DATE: 8/30/96

DR: MM

TWG: F010232

REV: C

**NOTES:**

1. ALL DIMENSIONS IN MM
2. GENERAL TOLERANCE: X.X=±0.4 X.XX=±0.25
3. TERMINAL NO'S FOR REFERENCE ONLY
4. RATING: 3A@ 125VAC, 1.5A@ 250VAC
5. MATERIAL: Silver Plating
6. CONTACT RESISTANCE: 50milli-Ohms
7. INSULATION RESISTANCE: 500V DC 100Mega-Ohm min.
8. DIELECTRIC STRENGTH: 1000V AC 1minute
9. MECHANICAL LIFE: 6,000 Cycles

©

C	ADD NOTE 9, REMOVED TAB.	11/12/02	CJB
B	ADD NOTES & TABULATION	7/12/01	CJB
REV.	DESCRIPTION	DATE	CHKD

THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DOCUMENT IS UNCLASSIFIED EXCEPT WHERE SHOWN OTHERWISE. IT IS NOT TO BE COPIED OR TRANSMITTED.

## E.9. CONTROLADOR DEL SISTEMA

### Controlador del sistema

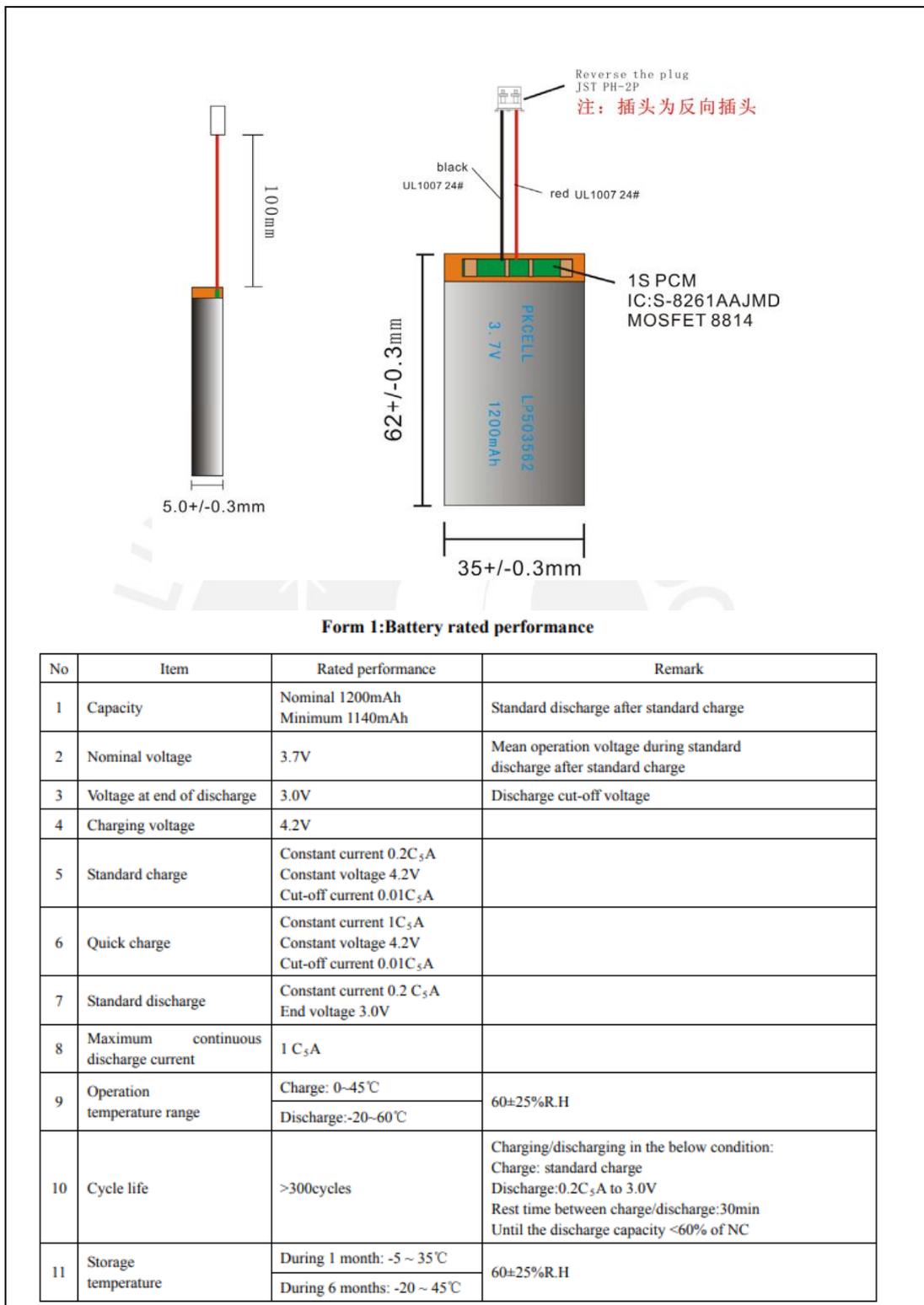
**Arduino Micro** is the smallest board of the family, easy to integrate it in everyday objects to make them interactive.

The Micro is based on the ATmega32U4 microcontroller featuring a built-in USB which makes the Micro recognisable as a mouse or keyboard.



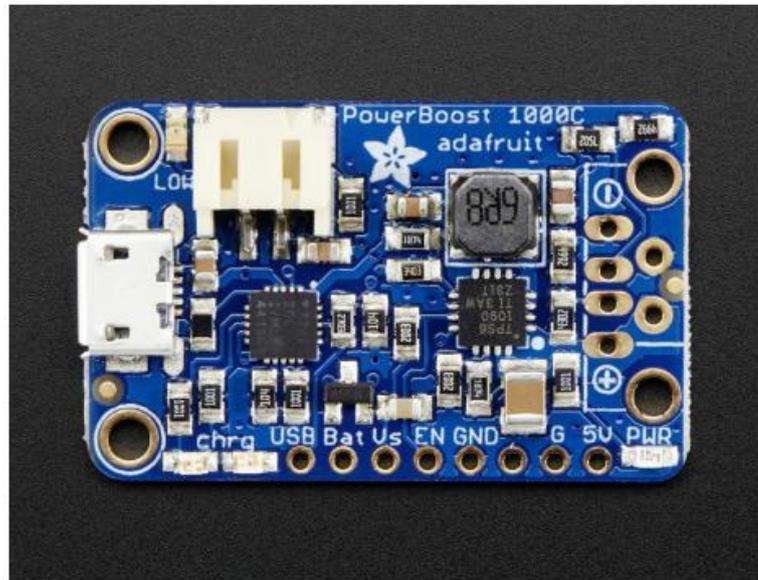
Microcontroller	ATmega32U4
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limit)	6-20V
Digital I/O Pins	20
PWM Channels	7
Analog Input Channels	12
DC Current per I/O Pin	20 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega32U4) of which 4 KB used by bootloader
SRAM	2.5 KB (ATmega32U4)
EEPROM	1 KB (ATmega32U4)
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Length	48 mm
Width	18 mm
Weight	13 g

## E.10. BATERÍA 1200mAh



## E.11. POWERBOOST 1000C

### Overview



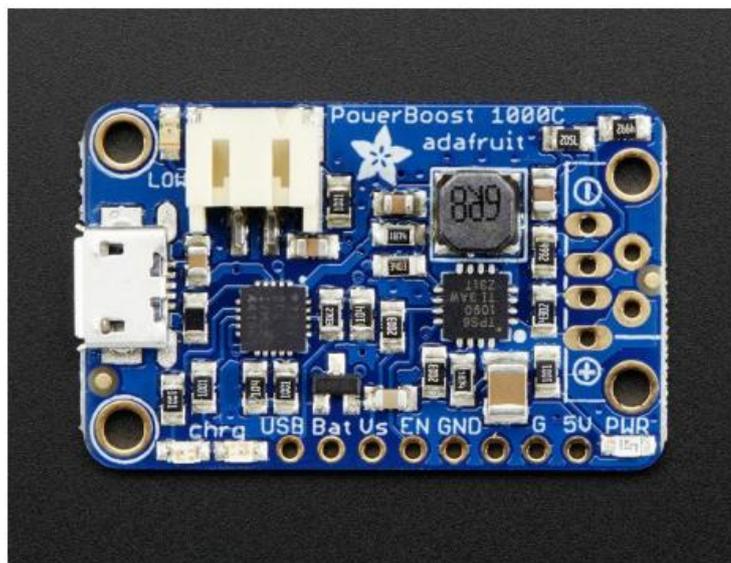
PowerBoost 1000C is the perfect power supply for your portable project! With a built-in load-sharing battery charger circuit, you'll be able to keep your power-hungry project running even while recharging the battery! This little DC/DC boost converter module can be powered by any 3.7V Lilon/LiPoly battery, and convert the battery output to 5.2V DC for running your 5V projects.

If you dont need the 1A battery charger, smart load-sharing, or 1A iOS resistors, check out the [Powerboost 500C](https://adafru.it/dDF) (<https://adafru.it/dDF>)

Like our popular [5V 1A USB wall adapter](https://adafru.it/duP) (<https://adafru.it/duP>), we tweaked the output to be 5.2V instead of a straight-up 5.0V so that there's a little bit of 'headroom' for long cables, high draw, the addition of a diode on the output if you wish, etc. The 5.2V is safe for all 5V-powered electronics like Arduino, Raspberry Pi, or Beagle Bone while preventing icky brown-outs during high current draw because of USB cable resistance.

## Pinouts

For many people, the PowerBoost 500C can be used with just the microUSB charge input, battery plug and power outputs. However, we have a couple handy breakouts so lets get started!



## Power Pins

There's three power voltages, the USB input for charging the battery (4.75-5.25V whatever is coming out of the USB port), the battery itself (3-4.2V) and the output (5-5.2V)

- **USB** - this is the micro USB 5V power pin. It's the pin that is used to charge the battery, NOT the output power! You can use this if you want to grab power from the microUSB port when it is plugged in
- **BAT** - this is the battery input, connected directly to the JST connector. For most Lithium batteries, this will range from 3.0V when near-dead to 4.2V when fully-charged. Higher voltages will let you draw more current and in general, are more efficient. Try to keep the wires going to this pin nice and short - 3" or less is best!
- **Vs** - this is the load shared output from the battery charger. When there is 5V coming in from the micro-B USB power plug, this pin will have approx 5V on it (less a little due to the internal resistance of the charger chip's MOSFET). When there's no USB charging, the Vs pin will be the same voltage as the Bat pin.
- **GND** - this is the power ground. This boost converter is not 'isolated' - the ground input is the same as the ground output
- **5V** - this is the boosted output. When the board is running, the voltage will be 5.2V approximately. It may dip down to 5V as the current draw starts to go up (over 500mA). When the board is disabled, this output is 'floating' but you should still try not to apply a voltage to it while the board is disabled. There's a blue LED connected to this pin which will let you know when there's power output

There's two 'control' pins.

- **EN** - this is the 'enable' pin. By default it is pulled 'high' to **VS**. To turn off the booster, connect this pin to ground. The switch can be as small as you like, it is just a signal. Contrast this to an inline power switch which would have to be able to handle up to 2A of current! When the chip is disabled the output is completely disconnected from the input.
- **LBO** - not a leveraged buy out! this is the **Low Battery Output**. By default it is pulled high to **BAT** but when the charger detects a low voltage (under 3.2V) the pin will drop down to 0V. You can use this to signal when its time to shut down or alert the user that the battery is low. There is also a red LED connected to this pin.

**Please note** - you cannot connect these together to 'auto shut off' when the battery is low.

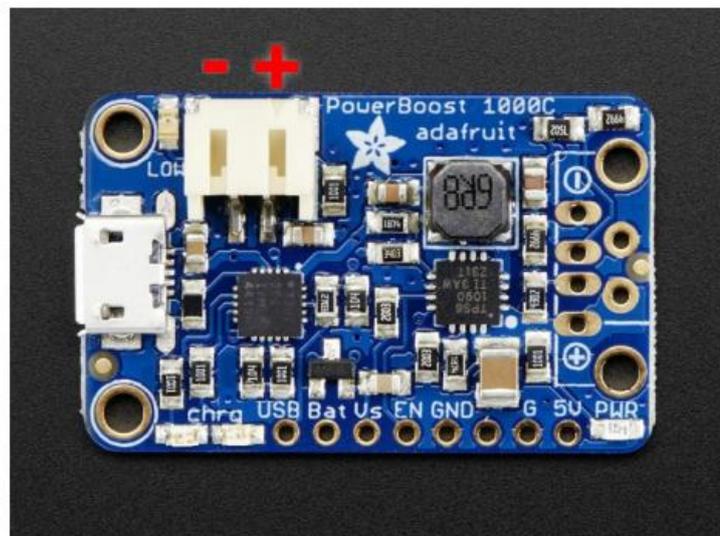
## LEDs

There are **four** onboard LEDs.

- The **Blue** LED sits next to the USB connector socket, and indicates the 5V output power state.
- The **Red** LED is next to the battery JST port and indicates when the battery voltage is below 3.2VDC (Low Battery Output)
- The **Yellow** LED is next to the microUSB connector and indicates when the battery is being charged
- The **Green** LED is also next to the microUSB connector and indicates when the battery is done charging (all full)

## Battery and USB connection

You can connect a battery to the breakout strip or to the JST connector. All of Adafruit batteries come with JST cables that will plug in nicely so we strongly suggest that. **Watch the polarity of the cable!**



## E.12. ADAPTADOR AC/DC 5V 2.5A

DESCRIPTION	SWITCHING POWER AC ADAPTER	SHEET NO.	2 OF 4	
MODEL NO.	GE0151UB-6025	VER:	A1	
MODEL NO.	GE0151UB-6025	PART NO.	C688-13917	
<b>1.INPUT REQUIREMENT</b>				
ITEM	SPECIFICATION	MIN	TYP.	MAX
NORMAL AC INPUT VOLTAGE	SINGLE PHASE	100Vac	110Vac/220Vac	240Vac
AC INPUT VOLTAGE RANGE	SINGLE PHASE	90Vac	110Vac/220Vac	264Vac
AC INPUT FREQUENCY	SINGLE PHASE	47Hz	50/60Hz	63Hz
AC INPUT CURRENT	TYPICAL INPUT VOLTAGE& OUTPUT AT FULL LOAD.			350mA
AC INRUSH CURRENT	TYPICAL INPUT VOLTAGE& OUTPUT AT FULL LOAD , 25°C.			30A
EFFICIENCY	TYPICAL INPUT VOLTAGE& OUTPUT AT FULL LOAD	80.27%		
<b>2.OUTPUT SPECIFICATION</b>				
ITEM	SPECIFICATION	MIN	TYP.	MAX
NORMAL DC OUTPUT VOLTAGE			5.25V	
DC OUTPUT VOLTAGE RANGE	±5%	4.80V		5.60V
LOAD CURRENT RANGE			2.4A	
PEAK LOAD CURRENT	TIME<60S			
RIPPLE	TYPICAL INPUT VOLTAGE , TYPICAL LOAD CURRENT , 25°C			200mV
HOLD-UP TIME	AT TYPICAL INPUT VOLTAGE AND FULL LOAD	10mS		
TURN-ON DELAY	TYPICAL INPUT VOLTAGE AND TUP LOAD CURRENT			3S
OVER CURRENT PROTECTION	AUTO RECOVERY			
SHORT CIRCUIT PROTECTRON	THE ADAPTER SHALL NOT DAMAGE BY SHORT THE DC OUTPUT TO GROUND			
OVER VOLTAGE PROTECTION				0.1W
<b>*TEST MEASURES</b>				
<p>C1: 0.1uF CERAMICS CAPACITOR C2: 10uF 50V ALUMINUM CAPACITOR</p>				



**ANEXOS F**

**COTIZACIONES DE COMPONENTES**



## F.1. COTIZACIÓN DE IMPRESIÓN 3D DE COMPONENTES

VEO		VICERRECTORADO ADMINISTRATIVO SALA DE MANUFACTURA DIGITAL VEO 3D	 <b>PUCP</b>						
<b>FORMATO DE COTIZACIÓN</b>			ORDEN N°						
			FECHA	27/06/2019					
<b>DATOS DEL CLIENTE</b>	ESTIMADO (A)	Jhedmar Callupe							
	RUC   DNI   CÓDIGO PUCP								
	CORREO ELECTRÓNICO	<jhedmar.callupe@pucp.edu.pe>							
	DIRECCIÓN	-							
<b>DATOS DE SERVICIO</b>	<small>NOMBRE DE PIEZA O ARCHIVO: Nombre de la pieza o el archivo a cotizar.            CANTIDAD: Número de copias de archivo o pieza.            IMPRESORA: Impresora utilizada para la cotización.            MATERIAL: Tipo de material escogido para la cotización.            COLOR: Color disponible para la impresión.</small>								
	NOMBRE DE PIEZA   NOMBRE DE ARCHIVO	CANTIDAD	IMPRESORA	MATERIAL	COLOR	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL		
	<b>Servicio de Impresión 3D</b>								
	carcasa Base	1	FDM	ABS	blanco	S/.	98.5	S/.	98.5
	carcasa Superior	1	FDM	ABS	blanco	S/.	98.5	S/.	98.5
cubierta Batería	1	FDM	ABS	blanco	S/.	98.5	S/.	98.5	
Cubierta de capas	1	FDM	TPU	negro	S/.	53.3	S/.	53.3	
tapa de hermetización	1	FDM	TPU	negro	S/.	53.3	S/.	53.3	
Tapa sensor	1	FDM	TPU	negro	S/.	53.3	S/.	53.3	
							<b>SUB TOTAL</b>	S/.	151.8
							<b>IGV 18%</b>	S/.	-
							<b>TOTAL</b>	S/.	151.80
<b>DATOS DE ENTREGA</b>	<b>TIEMPO DE ENTREGA REFERENCIAL</b>		días útiles después de emitida la boleta o factura de pago.						
	<b>VIGENCIA DE COTIZACIÓN</b>		30 días.						

## F.2. COTIZACIÓN DE MINI BOMBA DE VACÍO

Schwarzer Precision GmbH + Co. KG · P.O. 270153 · 45342 Essen · Germany



Pontifical Catholic university of Perú  
Mr. Jhedmar Callupe  
PERU

Schwarzer Precision GmbH + Co. KG  
Am Lichtbogen 7  
45141 Essen - Germany  
Mark Gierok  
Tel +49 201 31 69 7-252  
Fax +49 201 31 69 7-29  
m.gierok@schwarzer.com

Document No.: AN-001205  
Page: 1 of 2  
Date: Jun 18, 2019  
Customer: 100982.002

### QUOTATION

Your Inquiry via our website dated Jun 18, 2019

The following is our non-binding offer:

Line	Item	Quantity Unit	Price	Total	Net
1	7s55050 SP 250 EC 5 Vdc  Miniature Air Pump	1.00 piece	96.30	96.30	96.30 EUR

We will grant the following discount:  
25 pcs/lot: -15%

All our pumps pass a 100% testing procedure.  
After assembling we test air pumps with ambient air  
and liquid pumps with chemically pure water.

Country of Origin: Germany

Net		96.30 EUR
VAT	0%	0.00 EUR
<b>Total Amount</b>		<b>96.30 EUR</b>

### Terms of Delivery

EXW Essen Incoterms 2010, ICC

### F.3. COTIZACIÓN DE COMPONENTES DIVERSOS - DIGIKEY

Todos los productos

PRODUCTOS
FABRICANTES
RECURSOS
HERRAMIENTA
Iniciar sesión

#### Carrito de compras

El precio es válido para esta ID web hasta el 9/4/2019 si realiza su pedido en línea.  
Las cantidades no se reservan hasta que se haya enviado el pedido.

¿Ya está registrado? [Iniciar sesión](#)

[Entrada manual](#)   [Cargar un archivo](#)   [Añadir por volumen](#)

Cantidad:	Número de pieza:	Referencia del cliente: <input type="button" value="i"/>	
<input style="width: 80%;" type="text"/>	<input style="width: 80%;" type="text"/>	<input style="width: 80%;" type="text"/>	<input type="button" value="Agregar al carrito"/>

Todos los precios se expresan en USD

	Detalles del producto	Cantidad	Disponibilidad	Precio por unidad	Precio total
1	<p><b>1050-1066-ND</b> A000053 Arduino ARDUINO MICRO ATMEGA32U4 EVAL BD</p> <input style="width: 100%;" type="text" value="Referencia del cliente"/>	<input style="width: 50px;" type="text" value="1"/>	Inmediata	20.63000	\$20.63
2	<p><b>1568-1424-ND</b> SEN-13944 SparkFun Electronics 9DOF SENSOR STICK</p> <input style="width: 100%;" type="text" value="Referencia del cliente"/>	<input style="width: 50px;" type="text" value="1"/>	Inmediata	15.95000	\$15.95
3	<p><b>IRLD110PBF-ND</b> IRLD110PBF Vishay Siliconix MOSFET N-CH 100V 1A 4-DIP</p> <input style="width: 100%;" type="text" value="Referencia del cliente"/>	<input style="width: 50px;" type="text" value="1"/>	Inmediata	0.97000	\$0.97
4	<p><b>EG5932-ND</b> PS1023BBLK E-Switch SWITCH PUSHBUTTON SPST 3A 125V</p> <input style="width: 100%;" type="text" value="Referencia del cliente"/>	<input style="width: 50px;" type="text" value="1"/>	Inmediata	1.31000	\$1.31
<b>Subtotal: \$38.86</b>					

## F.4. COTIZACIÓN DE COMPONENTES DIVERSOS - ADAFRUIT

adafruit.com/shopping\_cart

Shop Learn Blog Forums Videos Adabox IO

Products

ALREADY HAVE AN ADAFRUIT ACCOUNT? SIGN IN FOR A FASTER CHECKOUT. [SIGN IN](#)

SHOPPING CART

ADD \$11.60 TO YOUR ORDER AND GET A FREE [Adafruit PyRuler](#)

[RETURN TO SHOPPING OR](#) [PROCEED TO CHECKOUT >](#)

ITEM	PRICE	QTY	REMOVE	TOTAL
 Lithium Ion Polymer Battery - 3.7v 1200mAh PID: 258	\$9.95	<input type="text" value="1"/>		\$9.95
 PowerBoost 1000 Charger - Rechargeable 5V Lipo USB Boost @ 1A - 1000C PID: 2465	\$19.95	<input type="text" value="1"/>		\$19.95
 5V 2.5A Switching Power Supply with 20AWG MicroUSB Cable PID: 1995	\$7.50	<input type="text" value="1"/>		\$7.50

ENTER GIFT CERTIFICATE OR DISCOUNT CODE  [APPLY](#)

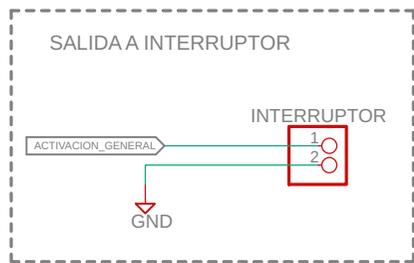
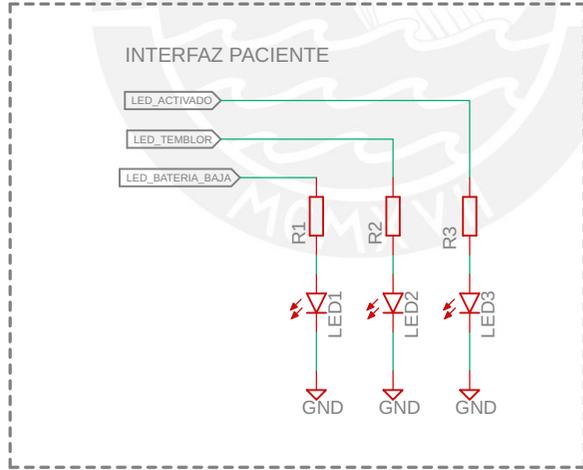
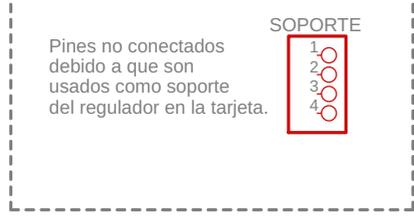
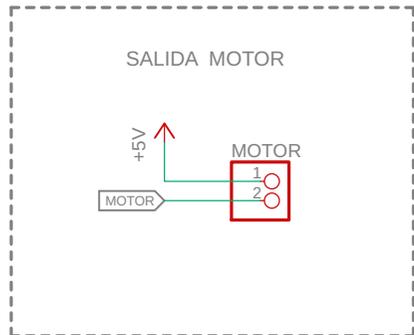
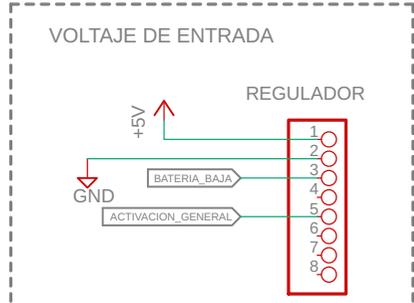
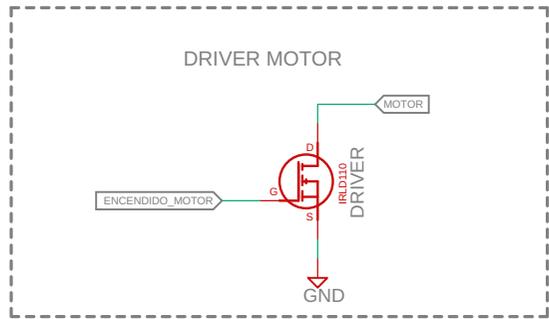
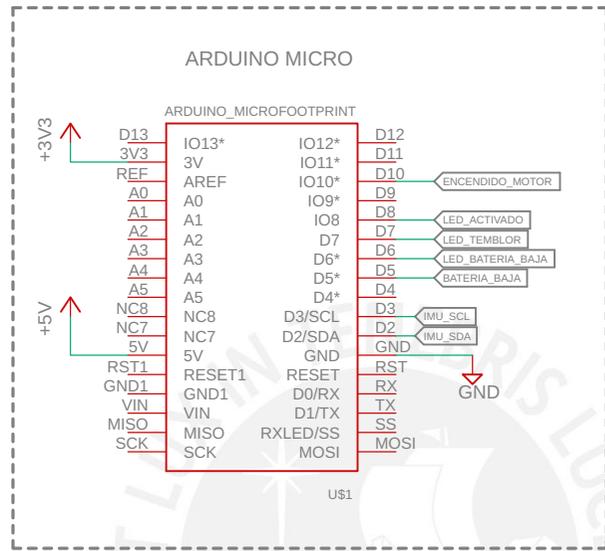
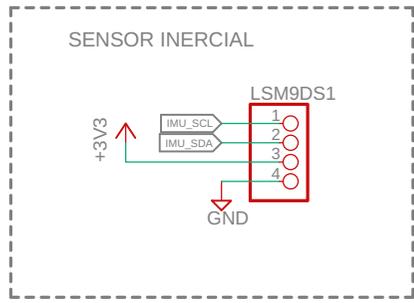
SUBTOTAL	\$37.40
SHIPPING (CALCULATED IN CHECKOUT)	\$0.00
TAX (CALCULATED IN CHECKOUT)	\$0.00
<b>TOTAL (USD)</b>	<b>\$37.40</b>



**ANEXOS G**

**PLANOS MECÁNICOS Y ELECTRÓNICOS**



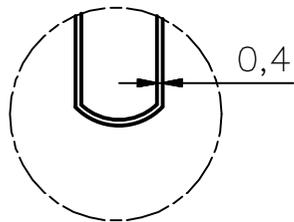
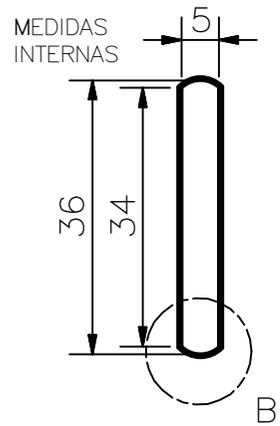


PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

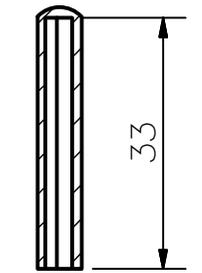
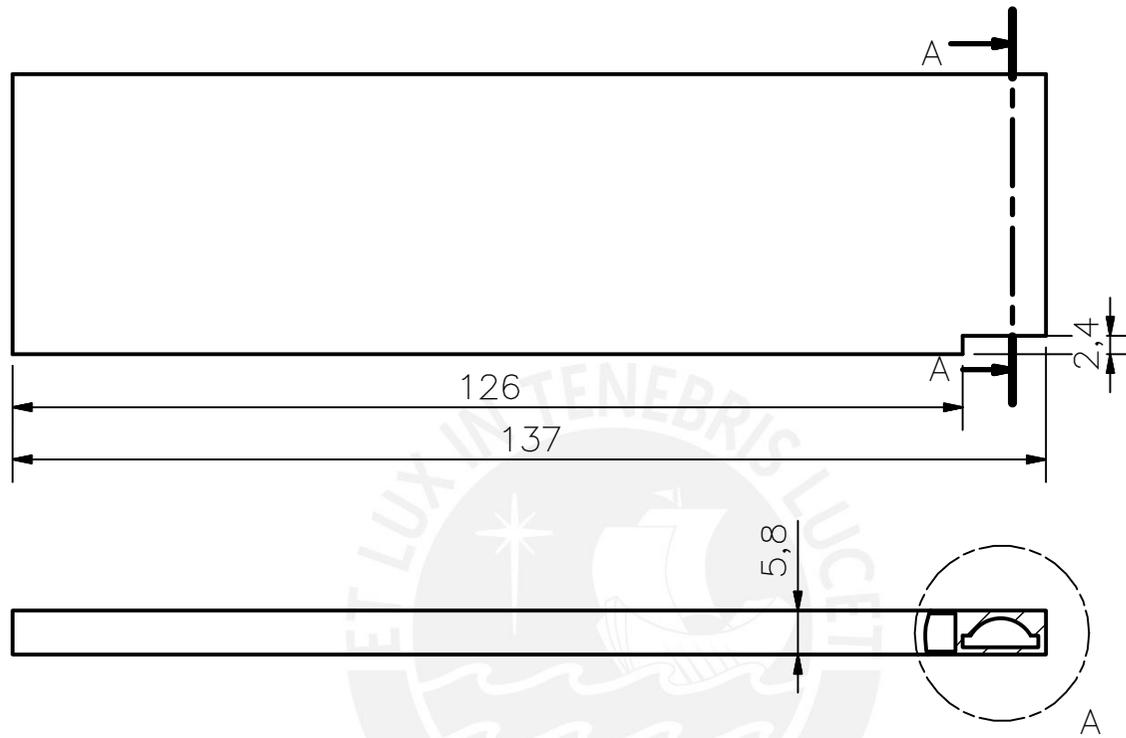
DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBLORES DE MANO

DIAGRAMA ESQUEMÁTICO ELECTRÓNICO

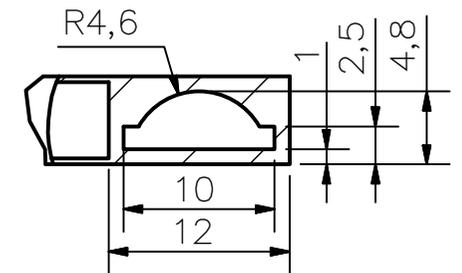
JHEDMAR JHONATAN CALLUPE LUNA 20142651



DETALLE B  
ESCALA 2 : 1

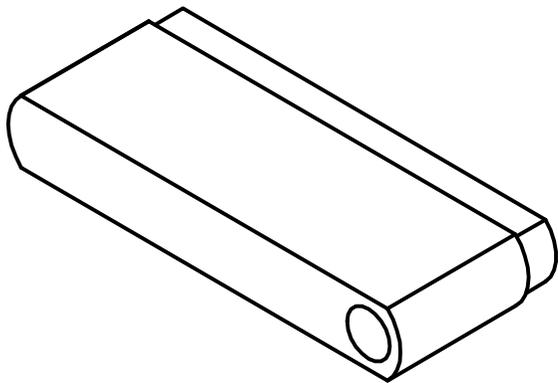
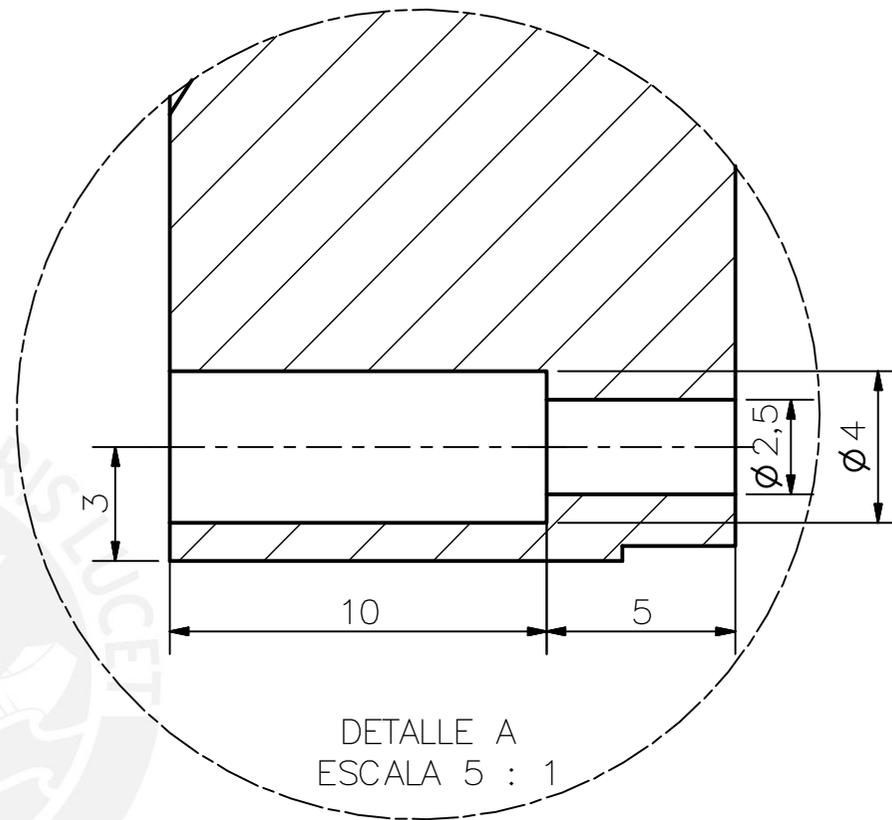
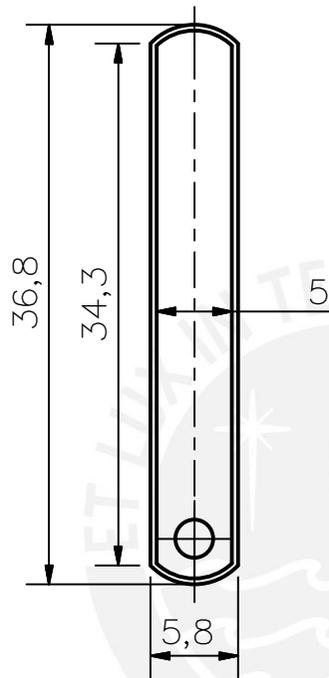
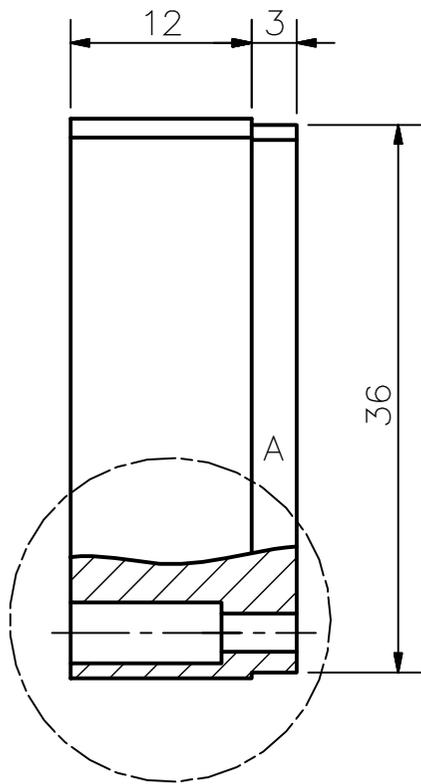


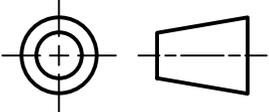
CORTE A-A

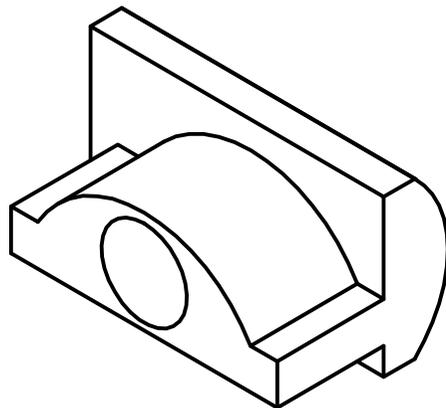
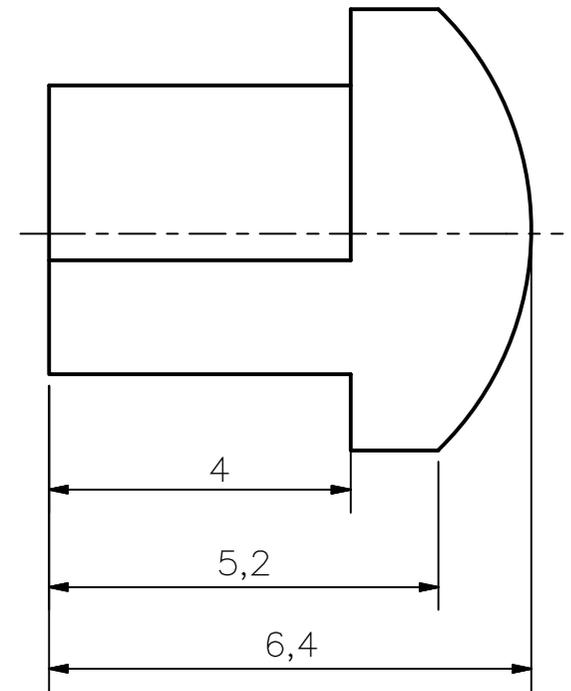
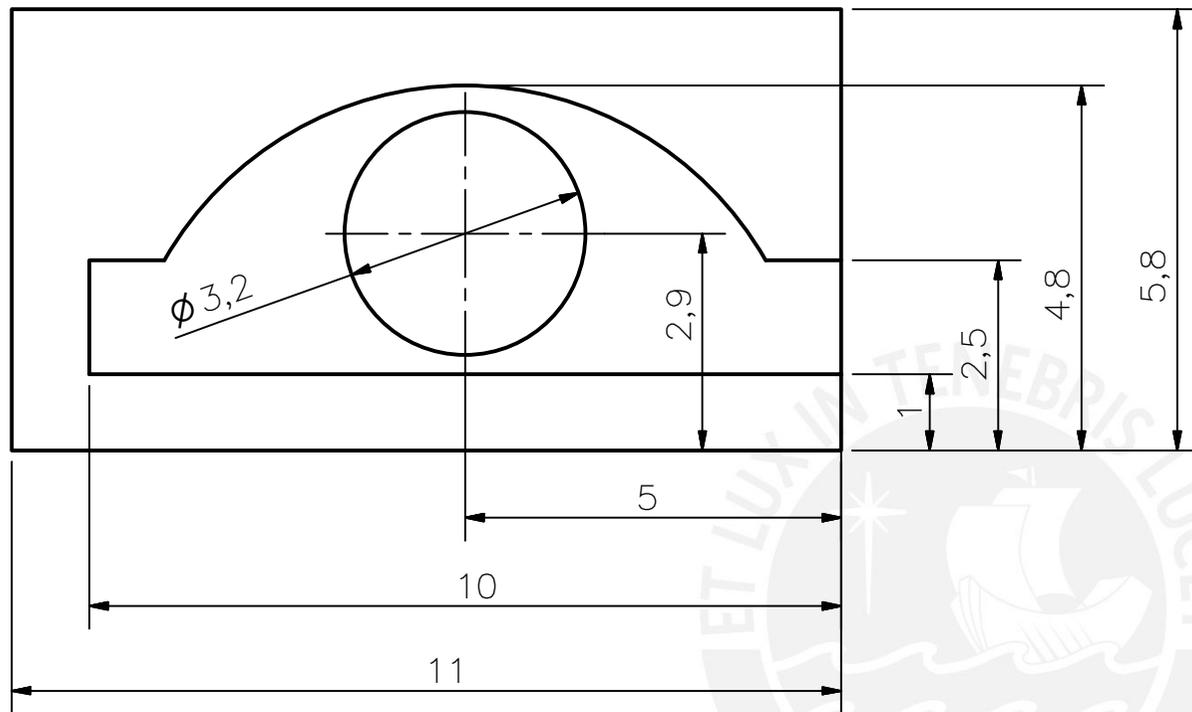


DETALLE A  
ESCALA 2 : 1

ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO FLEXIBLE TPU95A
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO <b>CUBIERTA DE CAPAS</b>	ESCALA <b>1:1</b>
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN	FECHA: 2019.06.27
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		PLANO: 01-A4-D01

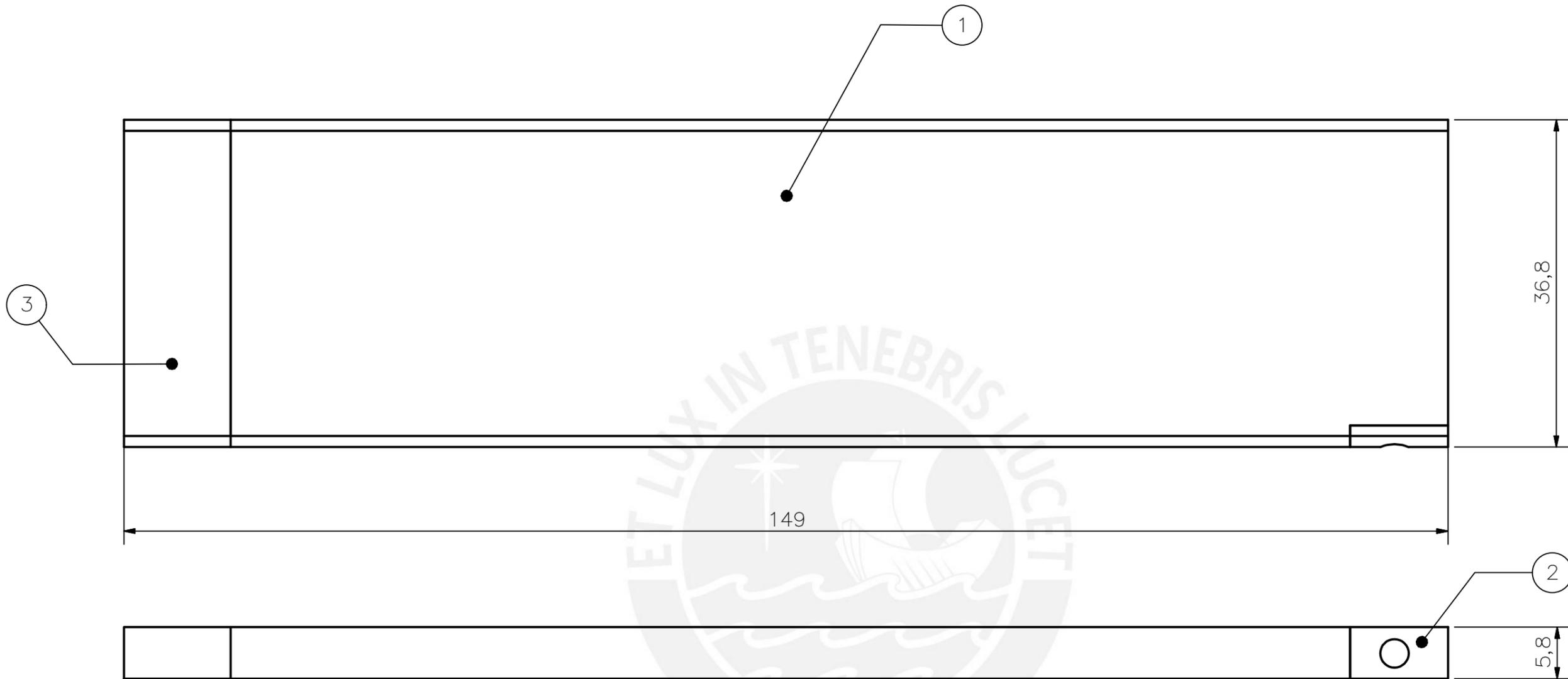


ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO FLEXIBLE TPU95A
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO <b>TAPA HERMETIZACIÓN</b>	ESCALA <b>2:1</b>
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN	FECHA: 2019.06.27
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		PLANO: 02-A4-D02



ACABADO SUPERFICIAL N10 	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.1	MATERIAL PLÁSTICO FLEXIBLE TPU95A
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO  TAPA SENSOR	ESCALA  10:1
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN	FECHA: 2019.06.27
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		PLANO: 03-A4-D03

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



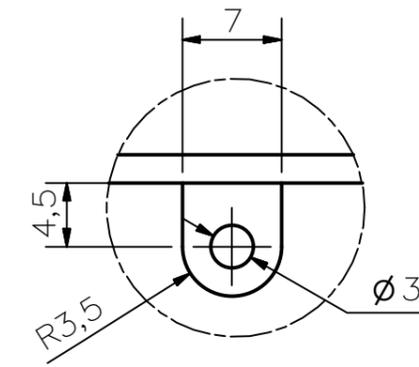
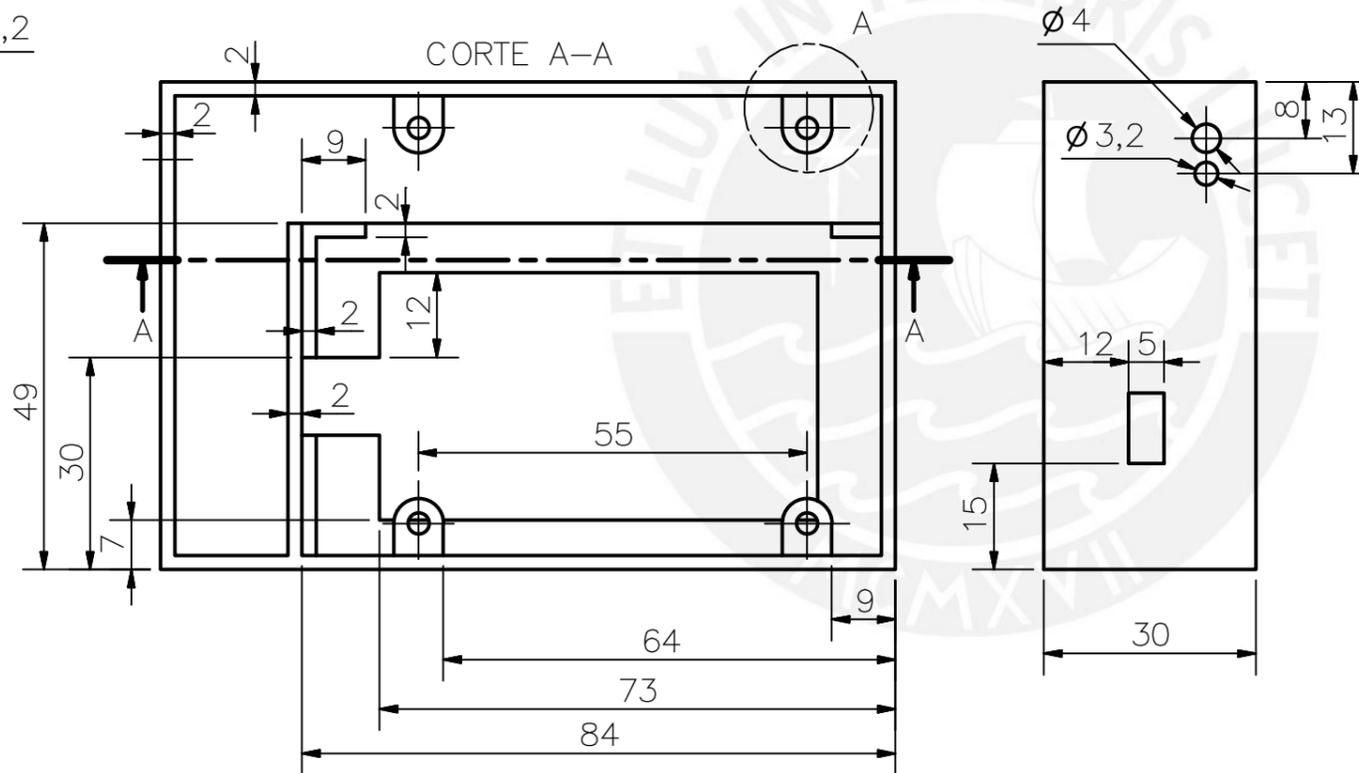
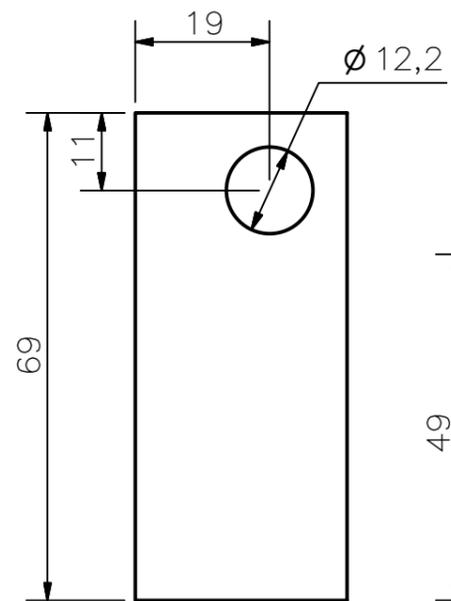
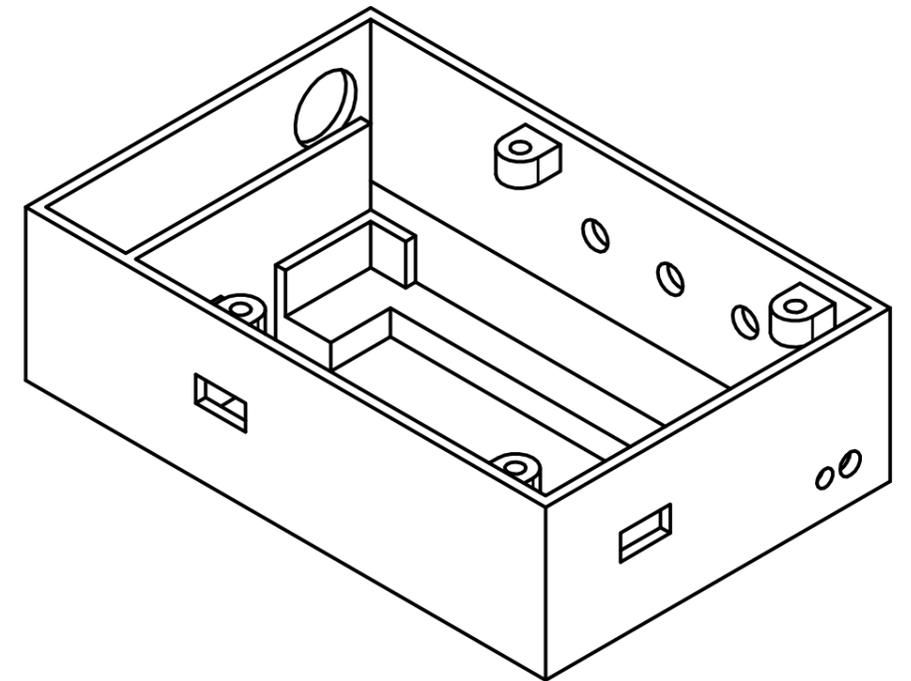
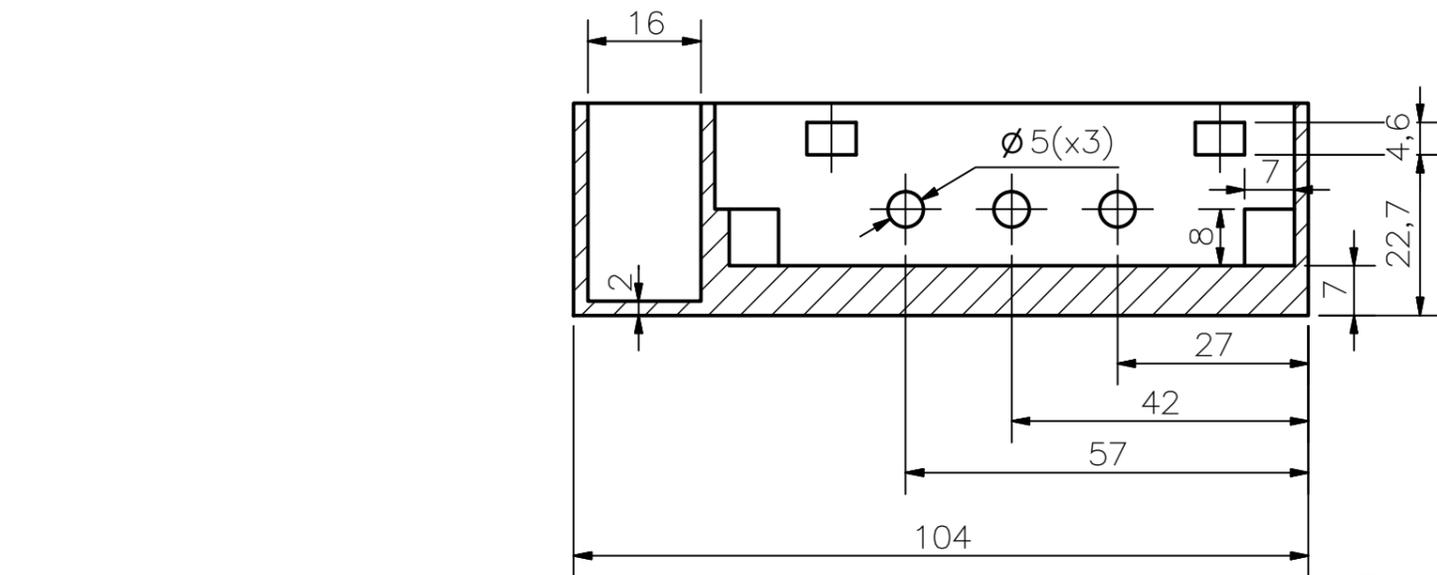
LISTA DE COMPONENTES					
3	1	TAPA DE HERMETIZACIÓN		TPU 95A	VER 02-A4-D02
2	1	TAPA SENSOR		TPU 95A	VER 03-A4-D03
1	1	CUBIERTA DE CAPAS		TPU 95A	VER 01-A4-D01
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

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

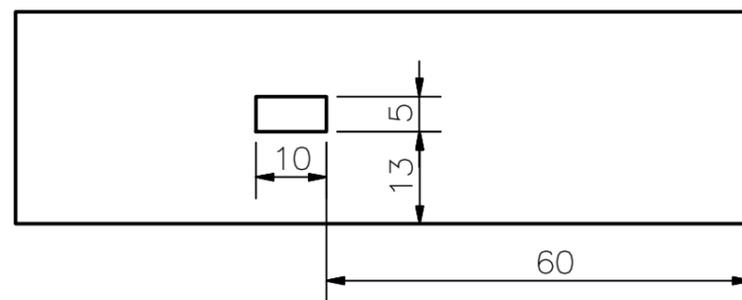
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBLORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO	ESCALA
	DISPOSITIVO AMORTIGUADOR	2:1
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN	FECHA: 2019.06.27

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

PLANO:  
04-A3-E01

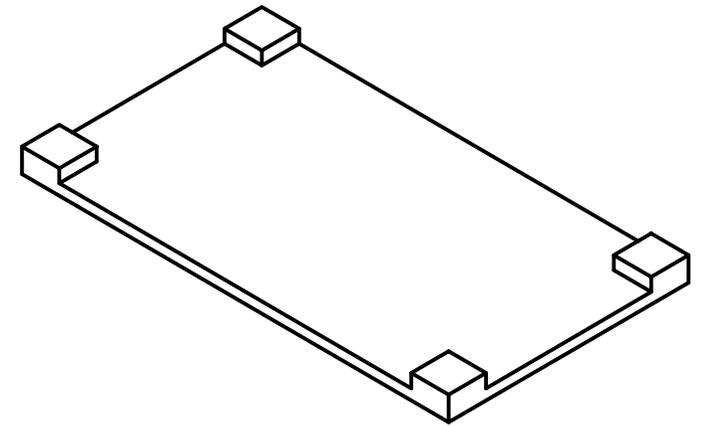
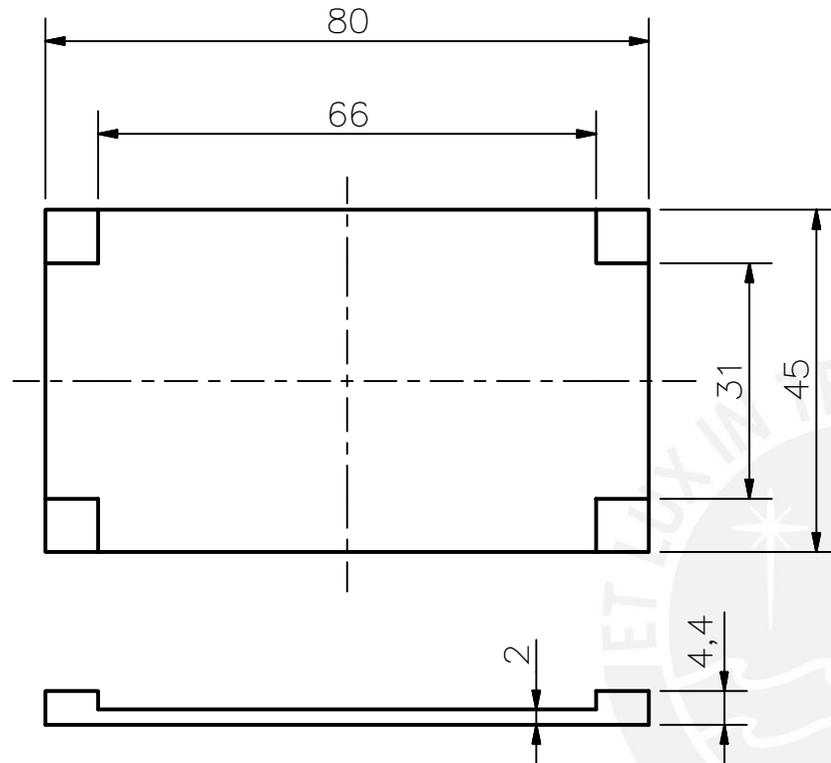


DETALLE A (x4)  
ESCALA 2 : 1

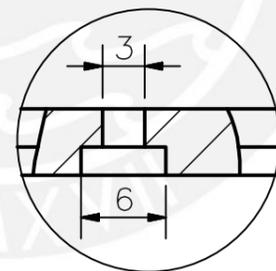
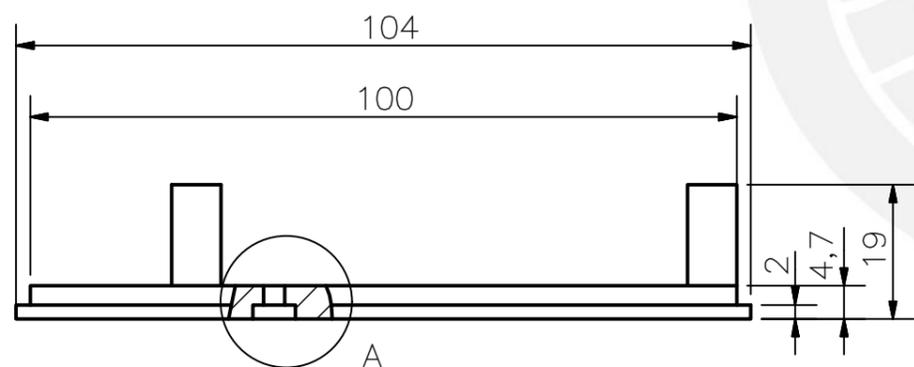
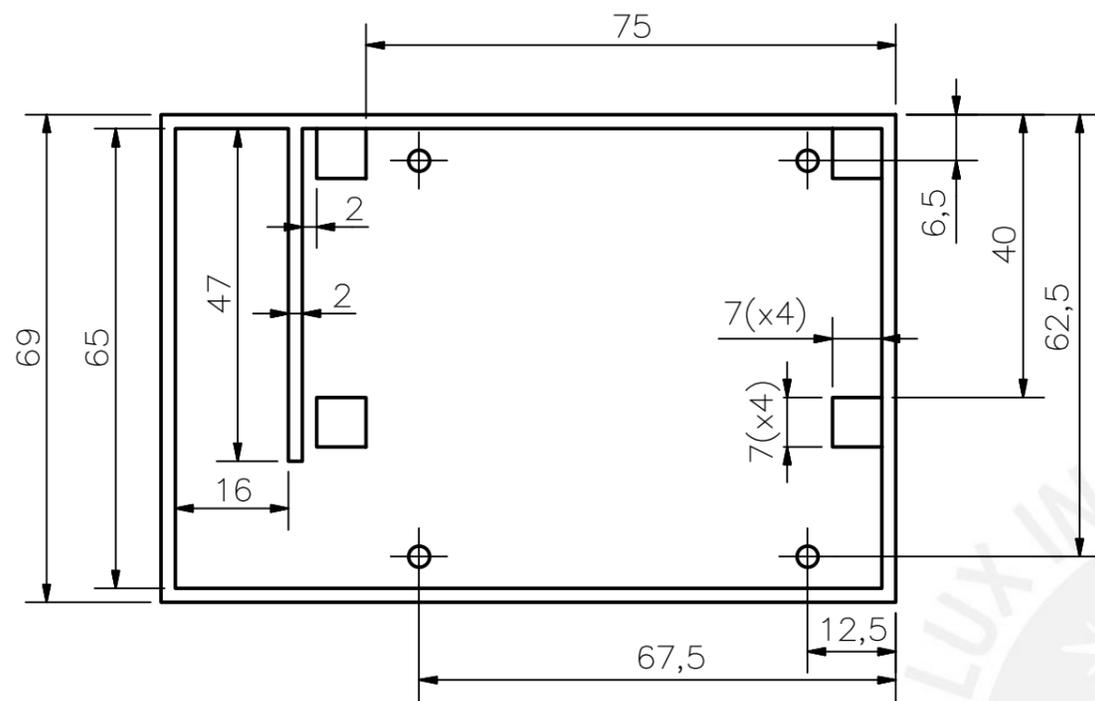


ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO  CARCASA BASE	ESCALA 1:1
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN	FECHA: 2019.06.27
		PLANO: 05-A3-D04

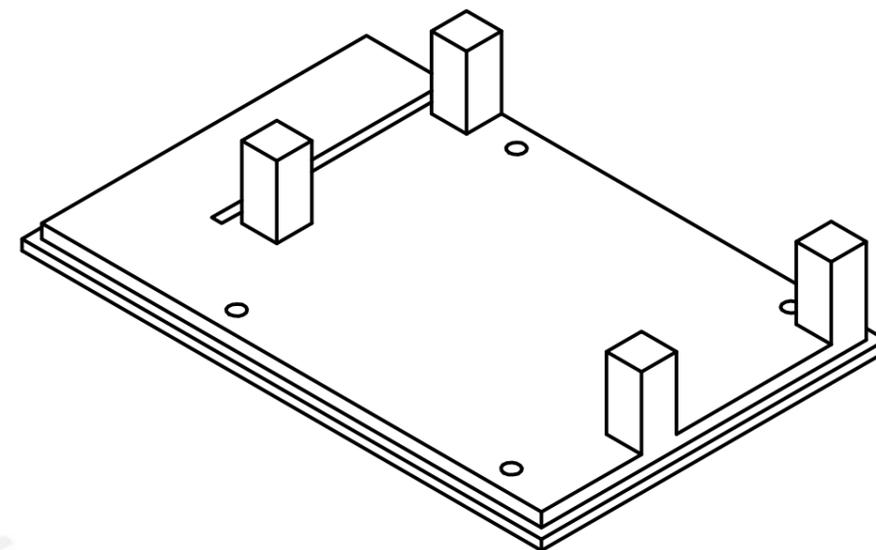
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
-----------------	----------------	----------------



ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO  CUBIERTA BATERÍA	ESCALA 1:1
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN	FECHA: 2019.06.27
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		PLANO: 06-A4-D05

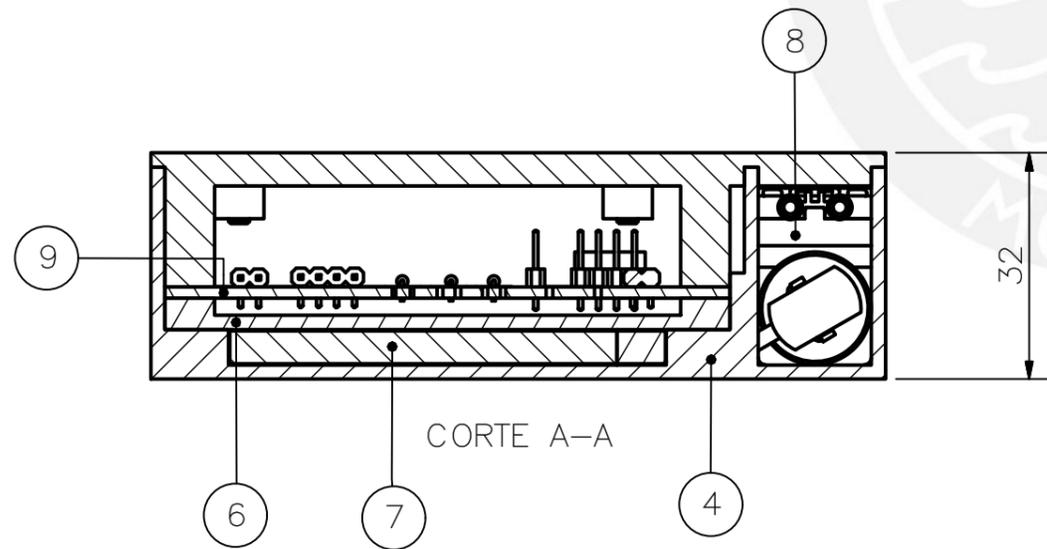
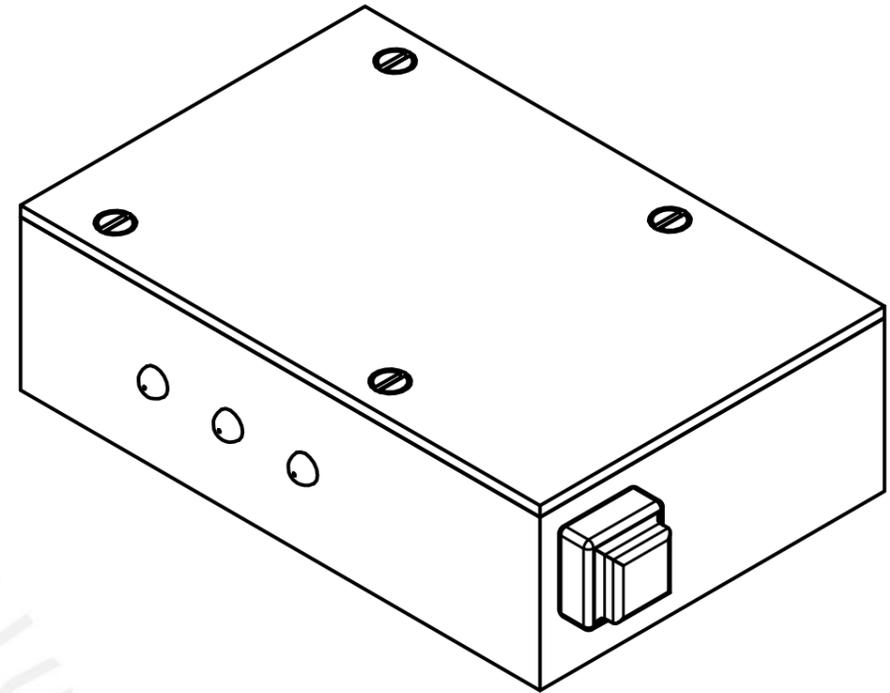
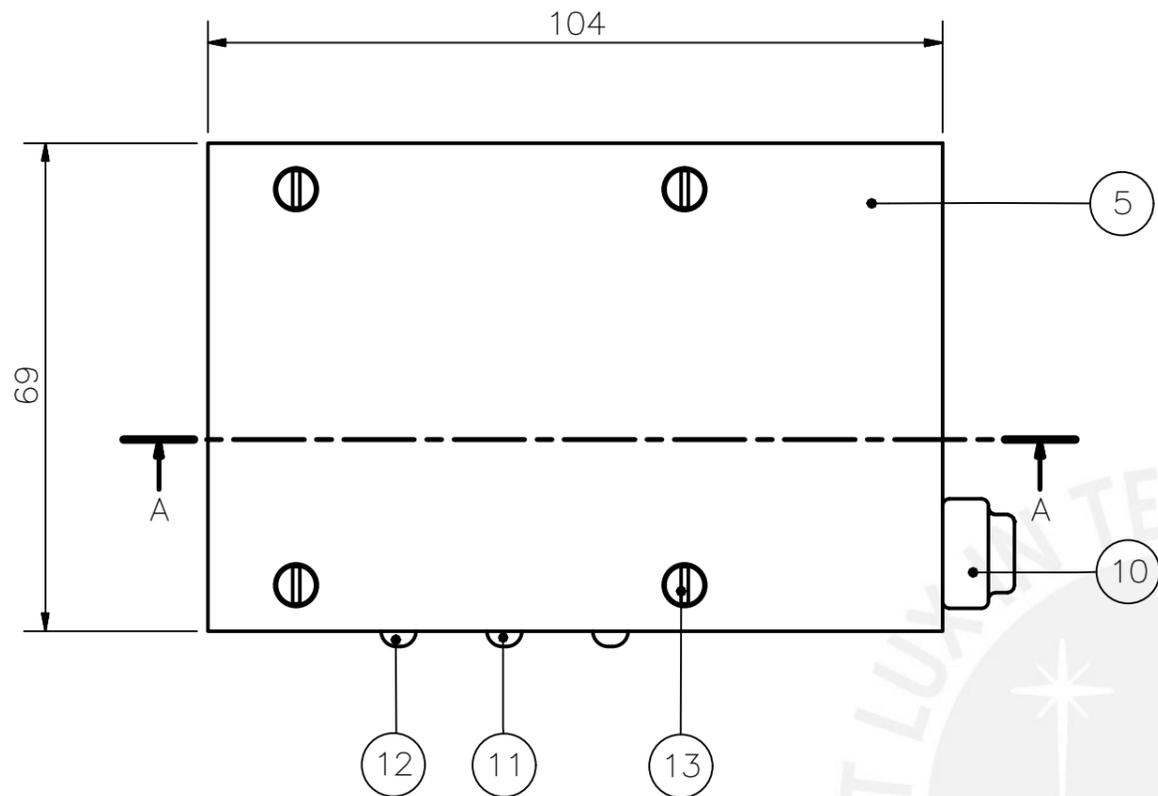


DETALLE A (x4)  
ESCALA 2 : 1



ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA - 0.1mm	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBLORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO <b>CARCASA SUPERIOR</b>	ESCALA 1:1
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN	FECHA: 2019.06.27
		PLANO: 07-A3-D06

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



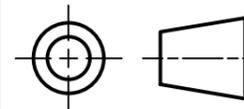
LISTA DE COMPONENTES

13	4	TORNILLO - M3 x 8	DIN 933	NYLON 6.6	CABEZA RANURADA
12	1	LED ROJO 5mm		-	
11	2	LED VERDE 5mm		-	
10	1	INTERRUPTOR PS1023B		-	E-SWITCH
9	1	TARJETA ELECTRÓNICA		-	
8	1	MINI BOMBA DE VACÍO 270 EC		-	SCHWARZER PRECISION
7	1	BATERÍA Li-ION 3.7V 1200mAh		-	ADRAFUIT
6	1	CUBIERTA BATERÍA		ABS	VER 06-A4-D05
5	1	CARCASA SUPERIOR		ABS	VER 07-A3-D06
4	1	CARCASA BASE		ABS	VER 05-A3-D04

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

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

MÉTODO DE PROYECCIÓN



DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE  
TEMBORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO

CARCASA DE COMPONENTES

ESCALA

1:1

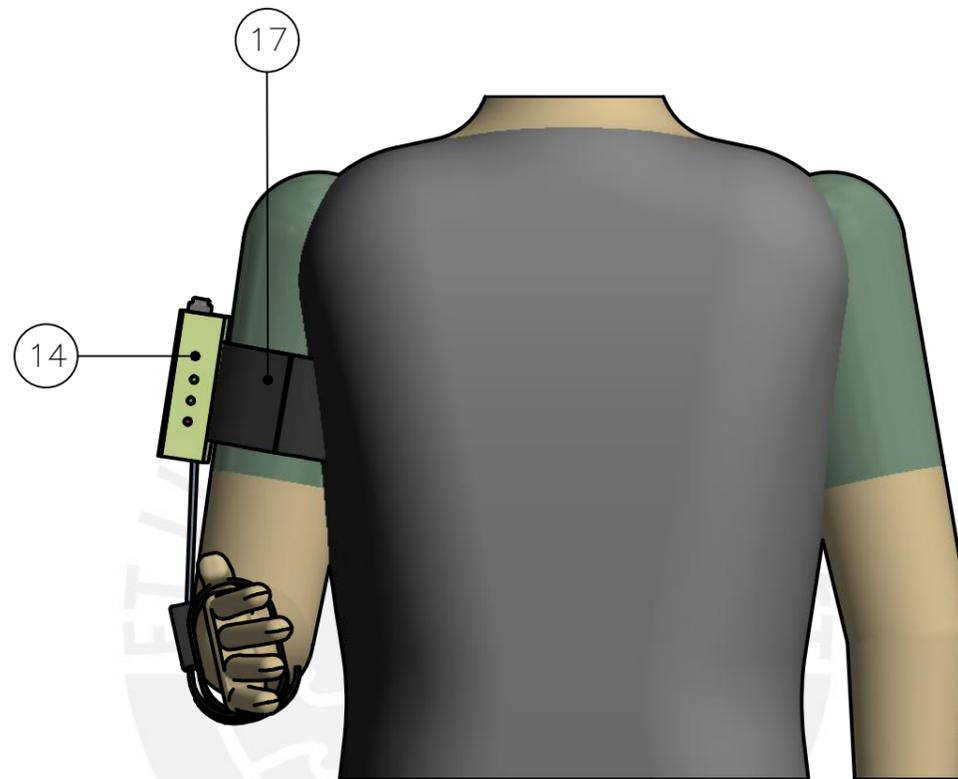
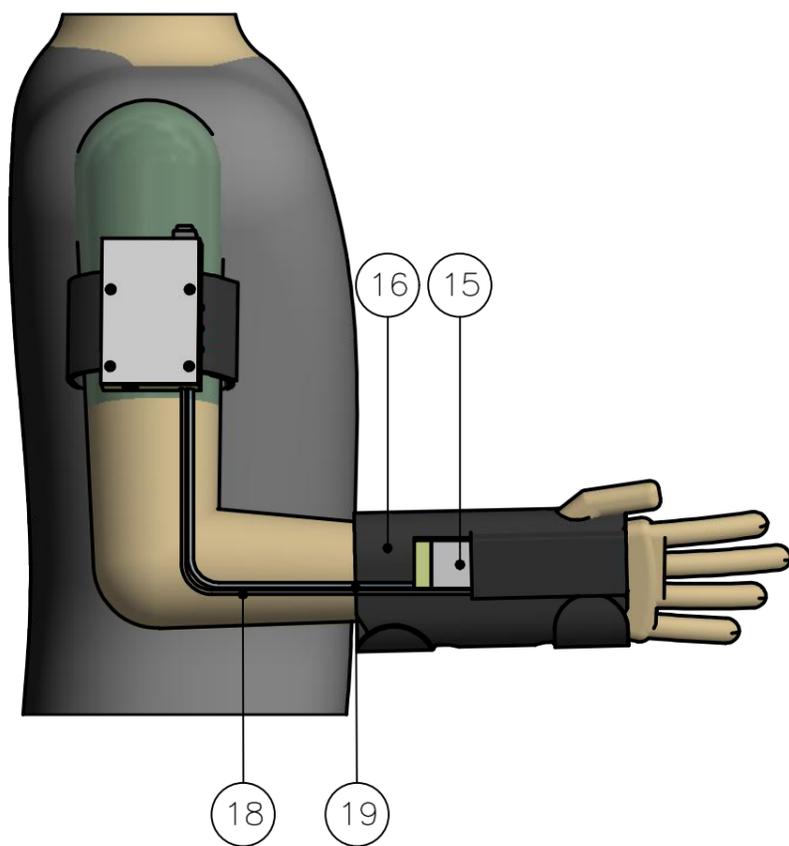
20142651

CALLUPE LUNA, JHEDMAR JHONATAN

FECHA:  
2019.06.27

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

PLANO:  
08-A3-E02



OBSERVACIÓN:  
 EL DISPOSITIVO AMORTIGUADOR SE  
 ENCUENTRA COMPLETAMENTE CUBIERTO  
 POR EL BOLSILLO DE LA MUÑEQUERA.  
 SIN EMBARGO, PARA EFECTOS VISUALES,  
 SE HA DEJADO DESCUBIERTO PARCIALMENTE.

LISTA DE COMPONENTES					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
19	1	TUBO NEUMÁTICO 4mm			
18	1	CABLE MULTIFILAR DE 4 HILOS			BLINDADO
17	1	SUJETADOR CARCASA		NEOPRENO	
16	1	MUÑEQUERA BRA-144		NEOPRENO	BRANSON SPORT
15	1	DISPOSITIVO AMORTIGUADOR			VER 04-A3-E01
14	1	CARCASA DE COMPONENTES			VER 08-A3-E02

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA SUPRESIÓN DE TEMBLORES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN LA MANO <b>DISPOSITIVO SUPRESOR          DE TEMBLORES</b>	ESCALA <b>1:10</b>
20142651	CALLUPE LUNA, JHEDMAR CALLUPE	FECHA: 2019.06.27
		PLANO: 09-A3-E03

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