

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD  
CATÓLICA DEL PERÚ**

**Escuela de Posgrado**



Diseño de un sistema de retroalimentación háptico  
palmo dactilar para prótesis de miembro superior  
modelo "PUCP-Hand"

Tesis para obtener el grado académico de Maestro en Ingeniería  
Mecatrónica que presenta:

***Enzo Fernando Romero Muñiz***

Asesor:

***Dr. Dante Angel Elias Giordano***

Lima, 2024


## Informe de Similitud

Yo, Dante Angel Elias Giordano, docente de la Escuela de Posgrado de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis titulada(o) Diseño de un sistema de retroalimentación háptico palmo dactilar para prótesis de miembro superior modelo "PUCP-Hand", de el autor Enzo Fernando Romero Muñiz, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 10%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 1/11/2024.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de investigación, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha:

Lima, 01 de noviembre del 2024.

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: <u>Elias Giordano, Dante Angel</u>	
DNI: 10142907	Firma
ORCID: 0000-0001-5920-9608	



A Yamira y Meera, por todo el amor.

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a “Prociencia FONDECYT” quienes han financiado el desarrollo de esta Tesis mediante el proyecto código 059-2018-FONDECYT-BM.

Agradezco también a los miembros del grupo de investigación GIRAB PUCP por su mentoría y su amistad.





## RESUMEN

Los brazos protésicos son diseñados con la finalidad de restaurar funciones para aquellos con amputación de miembro superior. En la actualidad, existen avances significativos en brazos robóticos motorizados capaces de un amplio rango de sujeciones.

Sin embargo, dichas prótesis operan con una lógica de control que no se encuentra diseñada para retornar las sensaciones del tacto nuevamente; por lo tanto son incapaces de comunicar los estímulos externos sobre la prótesis al usuario. Esta ausencia de señales de retroalimentación impiden el uso eficiente de la prótesis. Así, la falta de retorno sensorial constituye una de las principales razones por la que los usuarios dejan de emplear su prótesis.

En este marco, la presente tesis propone el diseño de un sistema de retroalimentación háptico de tipo palmo dactilar, orientado a captar las sensaciones vinculadas a la propiocepción de los dedos, la fuerza ejercida durante la prensión y la percepción de deslizamiento inminente de objetos, con el fin de redirigir estas señales de manera no invasiva hacia la sección amputada del usuario. Este sistema busca mejorar el control y destreza en el uso de la prótesis de mano, específicamente diseñado para integrarse en el modelo de prótesis "PUCP-Hand".

Este trabajo presenta en detalle el diseño del sistema mecatrónico propuesto, compuesto por un subsistema de sensado en la prótesis y un subsistema de actuación en el antebrazo del usuario. El subsistema de sensado registra el ángulo de flexión de los dedos, la fuerza ejercida durante la prensión de objetos y su deslizamiento; mientras que el subsistema de actuación comunica estas sensaciones de propiocepción, prensión y deslizamiento inminente a través de tres vibraciones de intensidad variable.

Con el fin de validar el diseño planteado, se realizaron simulaciones electrónicas del funcionamiento general del sistema, así como una simulación por elementos finitos a la estructura del subsistema de actuación.

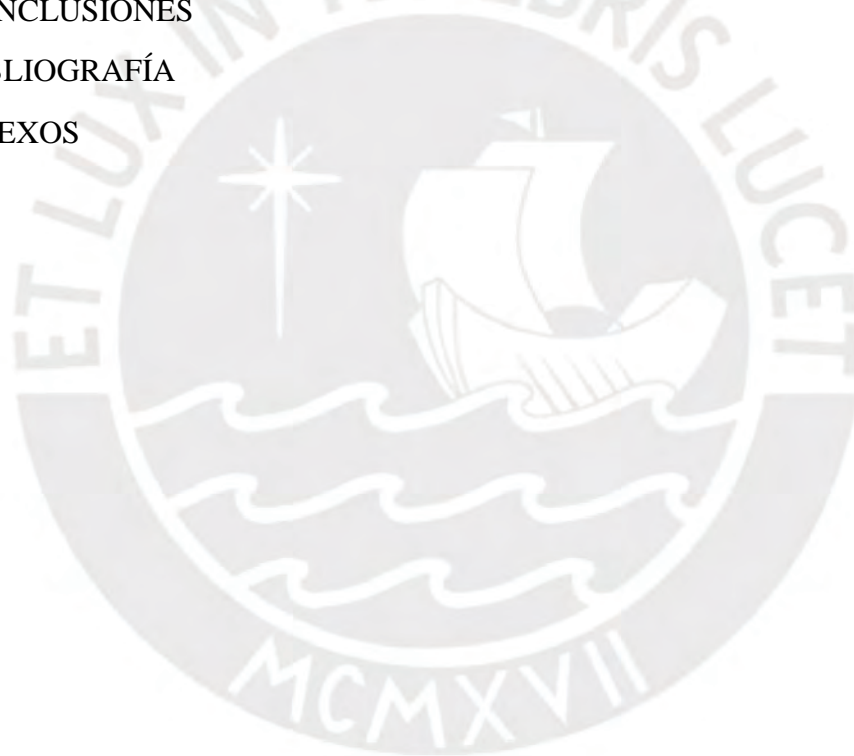
Los resultados alcanzados permiten concluir que, mediante la aplicación de la metodología de diseño mecatrónico, se ha diseñado un sistema de retroalimentación háptico palmo dactilar para la prótesis de miembro superior modelo "PUCP-Hand". Un diseño que permite transmitir las sensaciones de propiocepción en los dedos, fuerza y deslizamiento de objetos al usuario. Un diseño con un costo de producción de S/ 3,481.16 y un costo de diseño de S/ 21,840.00.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
ÍNDICE DE CONTENIDO	iv
ÍNDICE DE TABLAS	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
LISTA DE SÍMBOLOS	xiv
INTRODUCCIÓN	1
I. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	4
1.1 Aspectos fisiológicos de la háptica humana	4
1.1.1 Anatomía de los receptores	4
1.1.2 Mecanismos fisiológicos del sistema receptor	5
1.2 Aspectos clínico-psicológicos de la háptica humana	6
1.2.1 Sensaciones fantasma	6
1.2.2 Retroalimentación sensorial invasiva	7
1.3 Retroalimentación sensorial no invasiva	8
1.3.1 Sistema sensorial táctil	10
1.3.2 Sistemas hápticos de actuación mecanotáctil	12
1.3.3 Sistemas hápticos de actuación vibrotáctil	16
1.3.4 Sistemas hápticos de actuación que estiran la piel	20
1.3.5 Sistemas hápticos de actuación que aprietan la piel	24
1.3.6 Sistemas hápticos electrotáctiles	28
1.3.7 Sistemas hápticos térmicos	31
1.3.8 Sistemas hápticos híbridos	35
1.3.9 Comparaciones	39
II. DISEÑO CONCEPTUAL	45
2.1 Requerimientos del sistema	45
2.1.1 Función principal	45
2.1.2 Geometría	45

2.1.3 Cinemática	46
2.1.4 Cinética	46
2.1.5 Energía	47
2.1.6 Ergonomía	47
2.1.7 Materiales	47
2.1.8 Señales	48
2.1.9 Seguridad	48
2.1.10 Fabricación	49
2.1.11 Uso	49
2.1.12 Mantenimiento	49
2.2 Estructura de funciones	52
2.3 Concepto de solución	60
<b>III. INGENIERÍA DE DETALLE DEL SISTEMA MECATRÓNICO</b>	<b>63</b>
3.1 Diseño electrónico	63
3.1.1 Subsistema de sensado	64
3.1.2 Subsistema de actuación	72
3.1.3 Diagramas esquemáticos	77
3.2 Diseño mecánico	81
3.2.1 Subsistema de sensado	82
3.2.2 Subsistema de actuación	86
3.3 Diseño del sistema de control	92
3.3.1 Programa principal sensado	92
3.3.2 Sensado flexión	93
3.3.3 Sensado fuerza	94
3.3.4 Sensado deslizamiento	96
3.3.5 Programa principal actuación	97
3.3.6 Actuación flexión	99
3.3.7 Actuación prensión	100
3.3.8 Consumo eléctrico	101

IV. SIMULACIONES	102
4.1 Simulaciones	102
4.1.1 Simulación sub sistema de sensado	103
4.1.2 Simulación sub sistema de actuación	107
4.1.3 Análisis de esfuerzos - sub sistema actuación	113
V. DISPOSITIVOS, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS	124
5.1 Características técnicas	124
5.2 Planos	128
5.3 Estimación de costos	128
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	131
CONCLUSIONES	133
BIBLIOGRAFÍA	136
ANEXOS	145



## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Comparación de sistemas hápticos mecanotáctiles	39
Tabla 1.2 Comparación de sistemas hápticos vibrotáctiles	40
Tabla 1.3 Comparación de sistemas hápticos que estiran la piel	41
Tabla 1.4 Comparación de sistemas hápticos que aprietan la piel	42
Tabla 1.5 Comparación de sistemas hápticos electrotáctiles	43
Tabla 1.6 Comparación de sistemas hápticos térmicos	44
Tabla 2.1 Resumen de los requerimientos del dispositivo	50
Tabla 3.1 Comparación de sensores de fuerza	64
Tabla 3.2 Comparación de sensores de fuerza palma	65
Tabla 3.3 Comparación de sensores para medir deslizamiento	67
Tabla 3.4 Comparación de sensores de propiocepción	68
Tabla 3.5 Componentes del subsistema de sensado	69
Tabla 3.6 Comparación de controladores subsistema de sensado	70
Tabla 3.7 Consumo del subsistema de sensado	70
Tabla 3.8 Cálculo final de la capacidad - subsistema de sensado	71
Tabla 3.9 Comparación de baterías - subsistema de sensado	71
Tabla 3.10 Comparación de actuadores resonantes lineales	72
Tabla 3.11 Tarjeta acondicionadora de señal para vibrador	73
Tabla 3.12 Componentes del subsistema de actuación	74
Tabla 3.13 Comparación de controladores subsistema actuación	74
Tabla 3.14 Consumo del subsistema de actuación	75
Tabla 3.15 Cálculo final de la capacidad - Subsistema actuación	75
Tabla 3.16 Comparación de baterías - Subsistema actuación	76
Tabla 3.17 Tren de datos sensado - Actuación	97
Tabla 3.18 Consumo eléctrico del sistema de retroalimentación palmo-dact.	101
Tabla 4.1 Sustituciones de componentes simulación - sensado	103
Tabla 4.2 Sustituciones de componentes simulación - actuación	107
Tabla 5.1 Características técnicas	127

Tabla 5.2 Relación de planos	128
Tabla 5.3 Costo de materiales	129
Tabla 5.4 Costo de fabricación & ensamble	130
Tabla 5.5 Costo de diseño	130
Tabla 5.6 Costos adicionales	130



## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Esquema de mecanoreceptores en la piel	5
Figura 1.2 Aferentes en yemas de los dedos	6
Figura 1.3 Fenómeno de telescopaje mano fantasma	7
Figura 1.4 Interacción de actuadores nervios aferentes	8
Figura 1.5 Diagrama de bloques del flujo de señales de prótesis mioeléctrica	9
Figura 1.6 Sistemas sensoriales para detección de presión	10
Figura 1.7 Sistemas sensoriales para detección de deslizamiento	10
Figura 1.8 Sistemas sensoriales para detección de superficie	11
Figura 1.9 Sistemas sensoriales para detección de material	11
Figura 1.10 Sistemas sensoriales para detección de temperatura	11
Figura 1.11 Sistemas sensoriales para detección de deslizamiento presión	12
Figura 1.12 Sistema Antfolk	12
Figura 1.13 Sistema Culjiat	13
Figura 1.14 Sistema Fukushima	14
Figura 1.15 Sistema Keehon	15
Figura 1.16 Sistema Savioz	15
Figura 1.17 Sistema Nabeel	16
Figura 1.18 Sistema Fontona	17
Figura 1.19 Sistema Milea	18
Figura 1.20 Sistema D'Alonzo	19
Figura 1.21 Sistema Ninu	19
Figura 1.22 Sistema Clemente	20
Figura 1.23 Sistema Kayhan	21
Figura 1.24 Sistema Battaglia	22
Figura 1.25 Sistema Bark	23
Figura 1.26 Sistema Chinello 2016	23
Figura 1.27 Sistema Chinello 2017	24
Figura 1.28 Sistema Godfrey	25



Figura 1.29 Sistema Treadway	25
Figura 1.30 Sistema Morita	26
Figura 1.31 Sistema Bianchi	27
Figura 1.32 Sistema Damian	27
Figura 1.33 Sistema Franceschi	28
Figura 1.34 Sistema Strbac	29
Figura 1.35 Sistema Dosen	30
Figura 1.36 Sistema Liu	30
Figura 1.37 Sistema Isakovič	31
Figura 1.38 Sistema Gallo	32
Figura 1.39 Sistema Ueda	33
Figura 1.40 Sistema Sato	33
Figura 1.41 Sistema Gabardi	34
Figura 1.42 Sistema Nakatani	34
Figura 1.43 Sistema Motamedi	35
Figura 1.44 Sistema Meli	36
Figura 1.45 Sistema Bark	37
Figura 1.46 Sistema Ajoudani	37
Figura 1.47 Sistema Leonardis	38
Figura 2.1 Estructura de funciones	52
Figura 2.2 Adecuación de estructura de funciones	53
Figura 2.3 Dominio Mecánico	54
Figura 2.4 Dominio de actuadores	55
Figura 2.5 Dominio de comunicaciones	55
Figura 2.6 Dominio de control	56
Figura 2.7 Dominio de sensores	56
Figura 2.8 Dominio interfaz	57
Figura 2.9 Dominio energía	57
Figura 2.10 Diagrama de funciones global	59
Figura 2.11 Propuesta de solución	61



Figura 2.12 Disposición espacial sub sistema sensado	62
Figura 2.13 Disposición espacial sub sistema actuación	62
Figura 2.14 Disposición espacial sub sistema actuación - controlador	62
Figura 3.1 Arquitectura de control sistema de retroalimentación	63
Figura 3.2 Sensor de fuerza proximidad y Driver MUX	65
Figura 3.3 Sensor de fuerza ‘Loomia’	66
Figura 3.4 Sensor Sparkfun Thumb Slide Joystick	67
Figura 3.5 Sensor Short Flex	68
Figura 3.6 Arduino Nano RP2040	70
Figura 3.7 Bateria RBT 652540PL	71
Figura 3.8 Actuador resonante lineal	72
Figura 3.9 Tarjeta acondicionadora de señal DRV2605L	73
Figura 3.10 Sparkfun Redboard Artemis Nano	75
Figura 3.11 Bateria LiPo LP803860	76
Figura 3.12 Diagrama esquemático sensor de fuerza en yemas	77
Figura 3.13 Diagrama esquemático sensor de posición XY Joystick	78
Figura 3.14 Diagrama esquemático sensor de fuerza en palma y sensor flex	78
Figura 3.15 Diagrama esquemático microcontrolador y conexión a batería	78
Figura 3.16 Diagrama esquemático actuadores vibrotáctiles	79
Figura 3.17 Diagrama esquemático microcontrolador subsistema actuación	80
Figura 3.18 Comparación prótesis con y sin sistema diseñado	81
Figura 3.19 Disposición sensores de fuerza	82
Figura 3.20 Modificación pieza índice para sensor flexión	83
Figura 3.21 Disposición de sensor de flexión	83
Figura 3.22 Carcasa Dorso	84
Figura 3.23 Sensor de deslizamiento	84
Figura 3.24 Vista palma prótesis PUCP-Hand	85
Figura 3.25 Disposición controlador - batería	85
Figura 3.26 Carcasa Palma	86
Figura 3.27 Módulo electrónico del subsistema de actuación	87

Figura 3.28 Vista carcasa inferior	88
Figura 3.29 Vista cartas intermedia	89
Figura 3.30 Vista de la carcasa superior	90
Figura 3.31 Vista del brazaletes	91
Figura 3.32 Diagrama de flujo Programa principal	93
Figura 3.33 Diagrama de flujo subrutina flexión	94
Figura 3.34 Diagrama de flujo subrutina fuerza	95
Figura 3.35 Diagrama de flujo subrutina deslizamiento	96
Figura 3.36 Diagrama de flujo - actuación	98
Figura 3.37 Diagrama de flujo flexión	99
Figura 3.38 Diagrama de flujo prensión	100
Figura 4.1 Simulación subsistema sensado	103
Figura 4.2 Simulación sensor flexión	104
Figura 4.3 Simulación sensor deslizamiento	105
Figura 4.4 Simulación sensor yemas/palma	106
Figura 4.5 Simulación sub sistema actuación	107
Figura 4.6 Simulación propiocepción	109
Figura 4.7 Simulación actuación fuerza	111
Figura 4.8 Simulación actuación deslizamiento - estado inicial	112
Figura 4.9 Simulación actuación deslizamiento - estado vibrante	113
Figura 4.10 Vista corte componentes subsistema de actuación	115
Figura 4.11 Subsistema de actuación - posiciones anatómicas	116
Figura 4.12 Actuación palma mirando hacia abajo	116
Figura 4.13 Actuación palma rodada 90 grados	117
Figura 4.14 Actuación palma mirando hacia arriba	118
Figura 4.15 DCL dispositivo de actuación	119
Figura 4.16 Vista del mallado	119
Figura 4.17 Esfuerzo de Von Misses	120
Figura 4.18 Resultados Sim. Desplazamiento	121
Figura 4.19 Factor de seguridad - simulación	122

Figura 5.1 Prótesis PUCP Hand con sistema de retroalimentación	124
Figura 5.2 Vista del subsistema de sensado cara interna	125
Figura 5.3 Vista interna del subsistema de sensado	126
Figura 5.4 Vista del subsistema de actuación	127



## LISTA DE SÍMBOLOS

- $\sigma_v$ : Esfuerzo equivalente (MPa)  
 $\sigma_z$ : Esfuerzo en el eje Z (MPa)  
 $\tau_t$ : Torque de torsión (N.m)  
 $F_p$ : Fuerza aplicada al perno (N)  
 $A_p$ : Área del perno ( $mm^2$ )  
 $\sigma_{per}$ : Esfuerzo máximo permitido (MPa)  
 $R_e$ : Resistencia a la fluencia (MPa)  
 $S_f$ : Factor de seguridad



## INTRODUCCIÓN

Se estima que alrededor de 65 millones de personas viven con amputación en todo el mundo [McDonald, 2017]. Un 64% vive con algún tipo de amputación en países en vías de desarrollo siendo los principales motivos de pérdida de la extremidad por causas traumáticas (accidentes), infecciones (sepsis) y por causas congénitas. Así, de acuerdo a la distribución regional de personas que viven con una amputación, América Latina cuenta con alrededor de 1,6 millones de habitantes que presentan ausencia de miembro superior [Liao, 2020]. La pérdida de una mano o un brazo suele significar una pérdida en la calidad de vida, convirtiendo a la persona en alguien menos libre y mucho más dependiente [Lake, 2006].

En este sentido, los brazos protésicos son diseñados con la finalidad de restaurar funciones para aquellos con amputación de miembro superior. La funcionalidad de cada prótesis depende de la habilidad del usuario para interactuar y manipularla eficientemente [Schofield, 2014]. Se entiende que un mejor control intuitivo favorecerá la utilidad de la prótesis; sin embargo, conseguir que la prótesis funcione tal cual como lo haría una mano o un brazo representa un reto tecnológico grande [Agur, 1999].

Al ejecutar movimientos de mano con destreza, la persona depende del control motor eferente<sup>1</sup> así como de la retroalimentación sensorial aferente<sup>2</sup>. Los mecanismos de retroalimentación sensorial transmiten información exteroceptiva<sup>3</sup> y propioceptiva<sup>4</sup> a los centros de control superiores del cerebro [Lundborg, 2001] y son responsables de detectar la fuerza de sujeción, la posición de la mano, la forma del objeto, textura y otras cualidades [Keehoon, 2010]. Por lo tanto, sería posible modelar la base del movimiento de la mano como la de un control de motor de lazo cerrado. Precisamente, la pérdida de una extremidad altera esta dinámica pues son perdidos

---

<sup>1</sup> El sentido de la sensación va de la mente a la extremidad del cuerpo

<sup>2</sup> Las sensaciones va de la extremidad del cuerpo a la mente del usuario.

<sup>3</sup> Sensaciones que provienen de la superficie corporal o del entorno, percibido a través de los sentidos.

<sup>4</sup> Es la capacidad que el propio cuerpo tiene de evaluar en qué posición se encuentra.

tanto el terminal móvil eferente como la capacidad de sentir el tacto. Para quienes emplean una prótesis, esta devuelve las funcionalidades del terminal eferente pero no la sensación del tacto.

En la actualidad, existen avances significativos en brazos robóticos motorizados y multi articulables capaces de un rango amplio de sujeciones y movimientos [Kashef, 2020]. Estas prótesis suelen ser controladas empleando señales electromiográficas superficiales<sup>5</sup> (EMG) generadas por los músculos; sin embargo, la gran mayoría de prótesis mioeléctricas operan con una lógica de control en lazo abierto y por tanto son incapaces de comunicar los estímulos externos sobre la prótesis al usuario. Esta ausencia de señales de retroalimentación impiden el uso eficiente de la prótesis. En 2007, una encuesta reveló que alrededor de 40% de personas con amputación de miembro superior dejaban de utilizar su prótesis [Biddis, 2007a], de acuerdo a la encuesta uno de los factores de mayor impacto era la falta de retorno sensorial [Wright, 1995][Biddis, 2007b].

Así, la siguiente tesis tiene como objetivo principal diseñar un sistema de retroalimentación háptico palmo dactilar que permita captar las sensaciones relacionadas con la propiocepción de los dedos, la fuerza aplicada durante la prensión y el deslizamiento inminente de objetos, para transmitirlos de manera no invasiva al usuario de la prótesis “PUCP-Hand”.

Para cumplir este objetivo general será necesario cumplir cuatro objetivos específicos: Primero, desarrollar un subsistema de sensado que mida el ángulo de flexión de los dedos, la fuerza aplicada en la prensión, así como la detección del deslizamiento de objetos cuando son sujetados. El segundo objetivo específico es el diseñar un subsistema de actuación que transmita estas sensaciones al antebrazo del usuario mediante estímulos físicos de intensidad variable. Como tercer objetivo específico se buscará optimizar los componentes mecánicos y electrónicos, con el propósito de aumentar la eficiencia del sistema y reducir costos. Finalmente, como

---

<sup>5</sup> Son las señales fisiológicas medibles de manera superficial que generan los músculos del cuerpo.



cuarto objetivo específico validar el diseño propuesto mediante simulaciones electrónicas, así como análisis mecánico por elementos finitos.

Las etapas macro de diseño y simulación son necesarias para cumplir el objetivo principal. El diseño sigue la metodología de norma VDI 2206<sup>6</sup> aplicada al diseño de sistemas mecatrónicos [Asociación de Ingenieros Alemanes, 2006].. En segundo lugar, durante las simulaciones, el diseño será validado empleando herramientas computacionales para el análisis mecánico del subsistema de actuación y simulaciones electrónicas para el subsistema de sensado.

Al contar con más sensores superficiales en el interior de la palma y de los dedos de la mano protésica se tendrá mayor área de captura de sensaciones exteroceptivas y propioceptivas que, transmitidas al usuario por medio de los actuadores en la región amputada, otorgarán mayor retorno sensorial al usuario sobre su prótesis incrementando su destreza.

La estructura de esta tesis se organiza en cinco capítulos. El primero presenta el estado del arte en materia de sistemas hápticos implementados en la academia y la industria y los antecedentes que faciliten la comprensión del tópico. El segundo capítulo aborda al diseño conceptual; es presentada la lista de requerimientos y culmina con la presentación del diseño óptimo. El capítulo tres profundiza la ingeniería de detalle en los dominios de control, electrónico y mecánico. El cuarto capítulo describe el análisis de esfuerzos para el módulo electrónico del subsistema de actuación, así como las simulaciones de funcionamiento del subsistema de sensado. Finalmente, el quinto capítulo muestra una síntesis del diseño elaborado, los costos asociados al mismo, así como la lista de planos.

Se espera que con este trabajo se disponga de un sistema novel de retroalimentación háptico que destaque por su versatilidad, autonomía , y que permita integrarse con prótesis de miembro superior (mecánica o mioeléctrica).

---

<sup>6</sup> Metodología de diseño de sistemas mecatrónicos de la escuela de ingeniería alemana.

## **CAPÍTULO 1**

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

Este capítulo ofrece una revisión exhaustiva del Estado del Arte de sistemas hápticos para prótesis de miembro superior, se abordan los desarrollos en el sector comercial y académico. Primero, se describen conceptos asociados con la fisiología de amputación en miembro superior para contextualizar el estudio. En segundo lugar, son presentados los desarrollos hápticos de acuerdo al tipo de sensación que transmiten. Finalmente se presenta una comparación por atributos entre las tecnologías presentadas.

#### **1.1 Aspectos fisiológicos de la háptica humana**

Se expone a continuación el trasfondo teórico relacionado con los aspectos fisiológicos de la percepción háptica en el ser humano. En primer lugar, se describe la anatomía de los receptores sensoriales, seguida de una explicación de los mecanismos fisiológicos involucrados en el sistema receptor.

##### **1.1.1 Anatomía de los receptores**

En el cuerpo humano existen mecanoreceptores que le permiten al ser humano interactuar con su entorno; ello se ve reflejado en los diferentes sentidos: gusto, olfato, tacto. La mano humana es un órgano complejo que cumple las funciones de sujeción y palpación [Grunwald, 2008].

Los mecanoreceptores de la mano pueden clasificarse en aquellos ubicados dentro de la piel y los tejidos subcutáneos y aquellos asociados con las articulaciones y los músculos proporcionando al sistema nervioso central información sobre la posición del movimiento de la mano y los dedos.

De acuerdo a Grunwald, además de los mecanoreceptores existen numerosas terminaciones nerviosas libres que reaccionan a los estímulos térmicos y dolorosos



generalmente denominados nociceptores polimodales. como se muestra en la Figura 1.1.

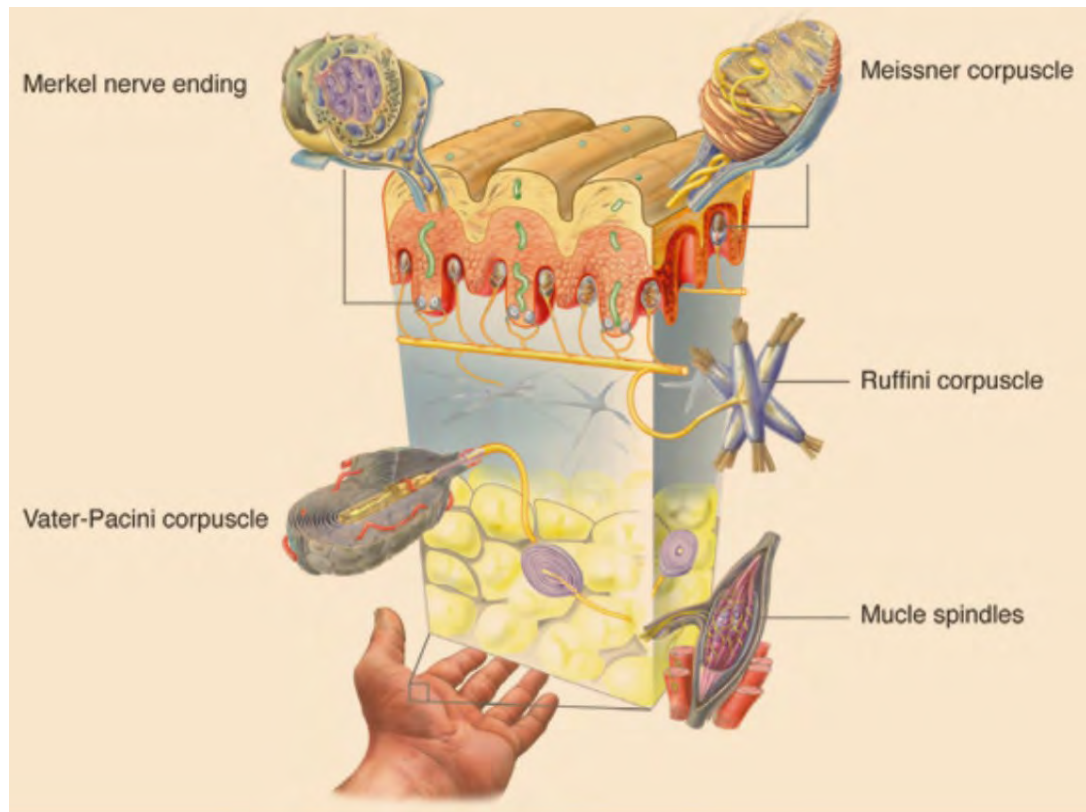


Fig. 1.1. Esquema de mecanorreceptores en la piel y en los músculos de la mano [Grunwald, 2008]

Estas terminaciones nerviosas se agrupan de manera que cumplen diferentes funciones. Por ejemplo, existen agrupaciones especializadas en el control de la presión o de los cambios de presión ejercidos sobre la superficie de la piel (Corpúsculo de Merkel y Meissner), en el estiramiento de la dermis o de los ligamentos y cápsulas articulares (Corpúsculos de Ruffini) y en las vibraciones transmitidas por las herramientas a la mano (Corpúsculos de Pacini) [Valbo, 2017].

### 1.1.2 Mecanismos fisiológicos del sistema receptor

Cuando un objeto es manipulado, se activan los mecanorreceptores de la piel, las articulaciones y los músculos. Los impulsos de acción en las fibras aferentes primarias de estos mecanorreceptores transmiten información sobre el objeto y sobre la propia manipulación al cerebro. El área pegosa de las yemas de los dedos se encuentran precisamente innervadas en abundancia. Estos aferentes transmiten información sobre la forma y textura del objeto, sobre la ubicación del contacto sobre

la piel, sobre las fuerzas entre los dedos y el objeto y sobre la presencia o ausencia de deslizamiento [Goodwin, 2004] como se muestra en la Figura 1.2.

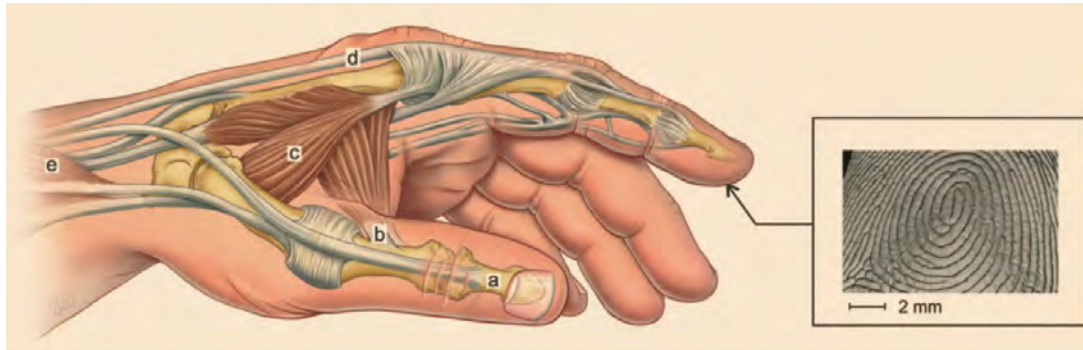


Fig. 1.2. Las falanges (a) son movidas por los tendones (b) que se insertan dentro de ellas y se originan en los músculos de la mano (c) y por los tendones (d) de los músculos del antebrazo (e). [Grunwald, 2008]

Las respuestas de los aferentes individuales se ven afectadas por múltiples parámetros del estímulo, de modo que la información que transmiten es ambigua. Sin embargo, debido a que se tratan de poblaciones enteras de aferentes cutáneos puede transmitirse al sistema nervioso central información precisa sobre los múltiples parámetros medibles mostrados en la Sección 1.1.1. De esta manera se conforma la percepción táctil de la mano.

## 1.2 Aspectos clínico-psicológicos de la háptica humana

Se presentan a continuación los fundamentos relacionados con los aspectos psicológicos de la percepción háptica en humanos, con especial énfasis en la experiencia de la sensación de miembro fantasma.

### 1.2.1. Sensaciones fantasma

Las sensaciones fantasma son aún un misterio científicamente no resuelto [Weiss, 2008]. De acuerdo a Weiss, estas sensaciones incluyen todo el espectro de sensaciones somatosensoriales, incluyendo el dolor. De los estudios realizados, diferentes mecanismos en la periferia, la médula espinal y las regiones superiores del sistema nervioso central contribuyen a la creación y perdure de las sensaciones fantasma.

Los estudios desarrollados en personas con amputación por causa accidental [Flor, 2006] informan de una progresión de las sensaciones de los usuarios a lo largo del tiempo. Según Flor, la sensación fantasma suele moverse gradualmente hacia el extremo distal del muñón en un proceso llamado telescopaje. Esto se puede ver en la figura 1.3.

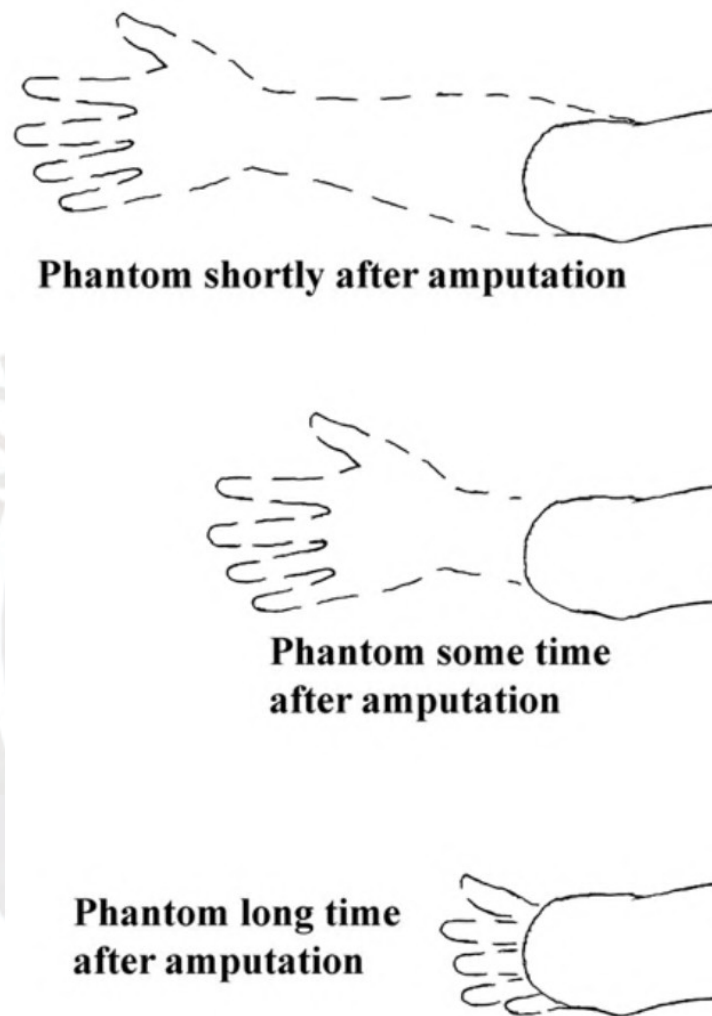


Fig. 1.3. Fenómeno de telescopaje progresivo de la sensación de mano fantasma en el transcurso del tiempo. [Grunwald, 2008].

### 1.2.2 Retroalimentación sensorial invasiva

La técnica invasiva depende de la intervención quirúrgica para acceder al sistema nervioso de las personas con amputación, y pasar directamente de los sensores táctiles al cerebro del usuario. Un aparato externo de electrodos de brazalete implantado en el terminal nervioso de la sección amputada, ha sido utilizado para

generar pulsos cuadrados de carga que se suministran a los nervios para restaurar la sensación en la punta de los dedos de las prótesis de miembro superior [Graczyk, 2016].

Sin embargo, de acuerdo a Antfolk, la mayoría de las opiniones alientan el uso de la intervención no quirúrgica en la que la falta de sensación en la sección amputada es compensable estimulando la piel de otras partes del cuerpo del usuario [Antfolk, 2012] como se puede ver en la figura 1.4.

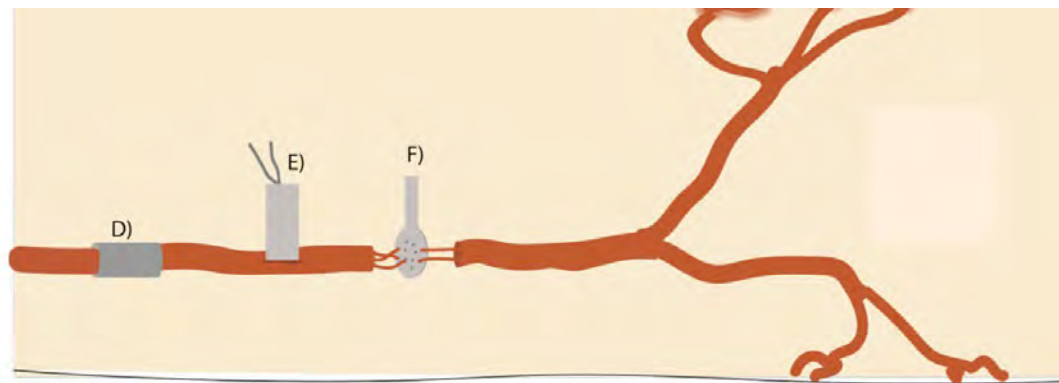


Fig 1.4 Los actuadores interactúan directamente con los nervios aferentes: (D) El electrodo brazaletado envuelve al nervio; (E) El nervio se ha separado para crecer en el tiempo alrededor del electrodo; (F) Electrodo transversal. [Svensson, 2017].

### 1.3 Retroalimentación sensorial no invasiva

Este tipo de retroalimentación suele acoplarse a la mano protésica mioeléctrica. La prótesis mioeléctrica se controla mediante una bioseñal - en estos modelos protésicos los de la lectura electromiográfica (EMG) de la actividad muscular de la sección amputada. La Figura 1.5 muestra el diagrama de bloques de la interacción de un sistema háptico no invasivo.

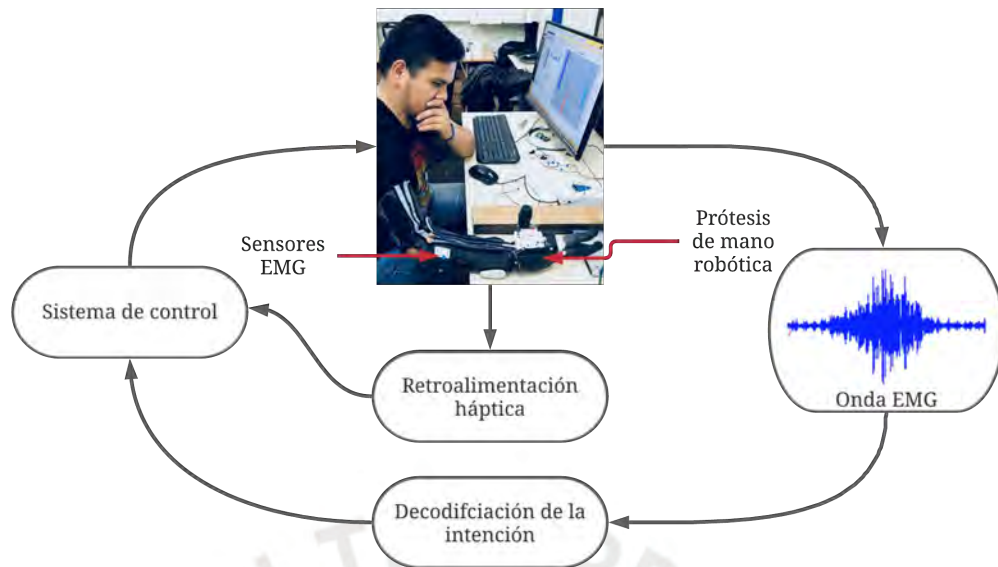


Figura 1.5 Representación del flujo de señales de las prótesis mioeléctricas.

Las bioseñales medidas por los sensores superficiales EMG registran y amplifican la actividad muscular. Después de la conversión analógica/digital, el sistema de control procesa e interpreta los datos EMG. La señal de salida del sistema de control se utiliza para impulsar la mano robótica controlando sus motores de accionamiento. Por último, la posición, la velocidad, la aceleración y la fuerza de agarre de la mano protésica pueden medirse mediante el sistema sensorico y utilizarse como retroalimentación al controlador para mejorar su rendimiento.

En general, el sistema de retroalimentación háptica consta de tres partes principales: el sistema sensorial táctil, el sistema de control y el sistema de estimulación de retroalimentación [Nemah, 2019]. El sistema sensorial táctil se encarga de recoger la información háptica de la mano protésica y transducirla a señales medibles. El sistema de control se encarga de procesar las señales táctiles y de manipular las señales de estímulo para controlar los actuadores de retroalimentación. Por último, el sistema de estimulación está conformado por actuadores mecánicos o eléctricos que tienen la capacidad de interactuar con el área remanente de la sección amputada para estimular la piel y transmitir la información táctil al cerebro de los usuarios de manera silenciosa.



### 1.3.1 Sistema sensorial táctil

Puede clasificarse en cinco clases según su función: sistema sensorial de detección de presión [Zheng, 2016][Polishchuk, 2016]; deslizamiento [Osborn, 2013][Osborn, 2014]; textura de superficie [Youn, 2013][Fishel, 2008]; material [Kerr, 2018] [Aziziaghdam, 2017]; y de detección de temperatura [Klute, 2007][Cho, 2007]. En algunos estudios se han abordado los retos sobre cómo combinar dos o más tipos de sensores táctiles para formar un sistema sensorial híbrido que tenga la capacidad de medir simultáneamente varios tipos de información táctil [Romero, 2016] [Cotton,2007] como se puede ver en las figuras de 1.6 a 1.11.



Fig. 1.6. Sistemas sensoriales para detección de presión. Izq: Guante sensorial Zheng [Zheng, 2016], Der: Guante sensorial Polishchuk [Polishchuk, 2016].



Fig. 1.7. Sistemas sensoriales para detección de deslizamiento. Izq: Aditivo dactilar Osborn [Osborn, 2013], Sistema palmar Osborn [Osborn, 2014].

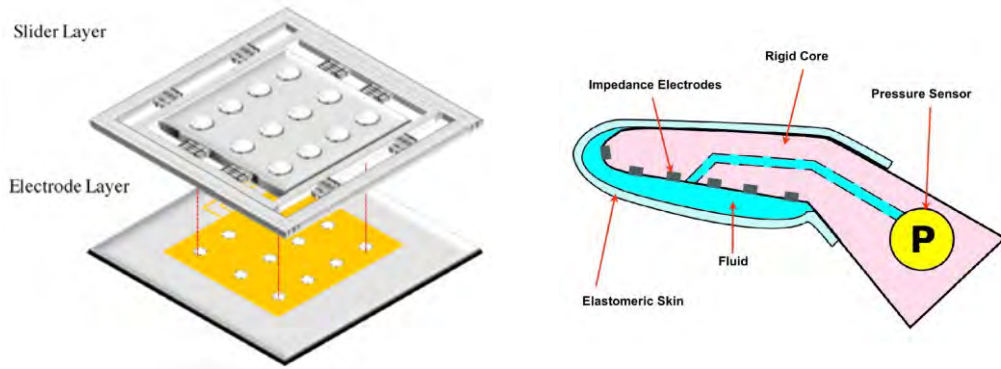


Fig. 1.8. Sistemas sensoriales para detección de de superficie. Izq: Sensores Youn [Youn, 2013], Aditivo dactilar Fishel [Fishel, 2018].

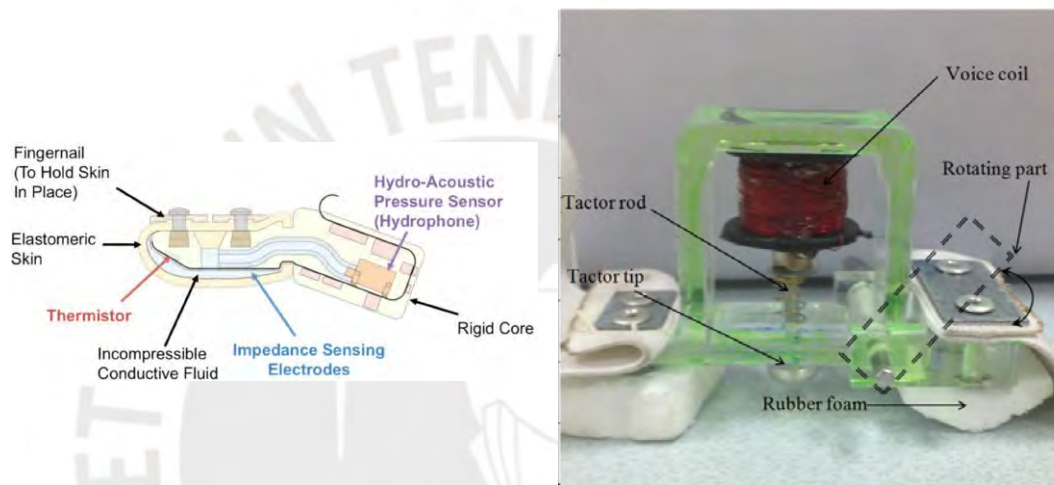


Fig. 1.9. Sistemas sensoriales para detección de de material. Izq: Aditivo dactilar [Kerr, 2018], Sistema Aziziaghdam [Aziziaghdam, 2017].

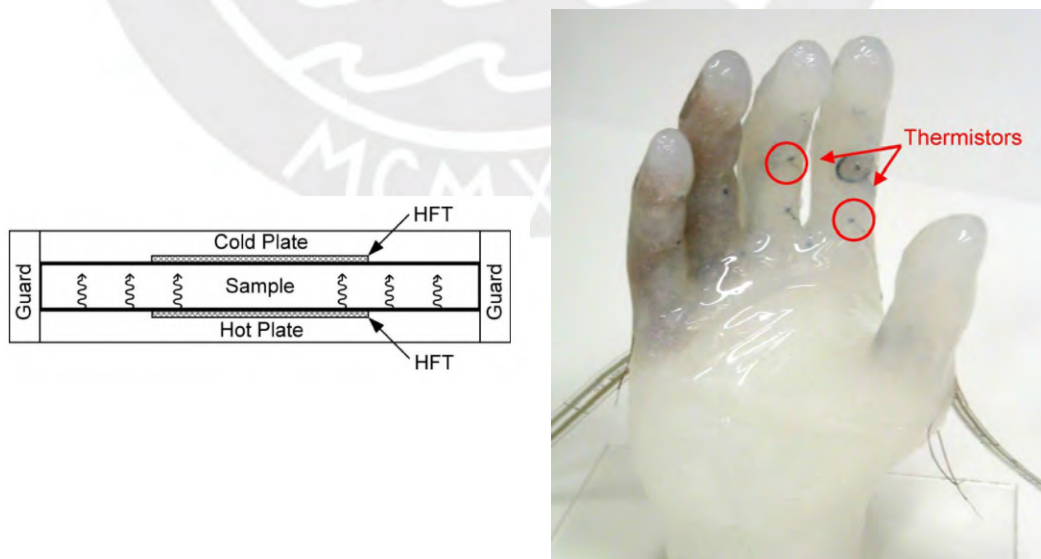


Fig. 1.10. Sistemas sensoriales para detección de temperatura. Izq: Diseño sensor Klute [Klute, 2007], Aditivo falange distal Cho [Cho, 2007].

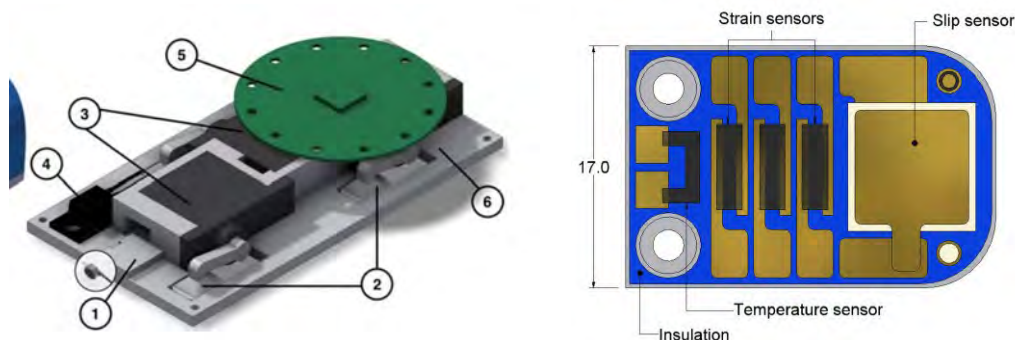


Fig. 1.11. Sistemas sensoriales para detección de deslizamiento y presión. Izq: Diseño sistema Romero [Romero, 2016], Sensores dactilares Cotton [Cotton, 2007].

### 1.3.2 Sistemas hápticos de actuación mecanotáctil

En este tipo de sistemas la información táctil es transmitida al cerebro del usuario mediante la presión o deformación vertical de la piel cercana a la sección amputada. A continuación son presentados 5 tipos de sistemas hápticos de este tipo.

#### 1.3.2.1 Sistema Antfolk

En este sistema diseñado por Antfolk y equipo [Antfolk, 2012] disponen 5 servomotores equipados con *plungers* de 15mm de largo con áreas de contacto de 12mm de área sobre el antebrazo del usuario. Para el experimento se empleó una mano virtual. El estudio indicó que el diseño simple basado en actuadores mecánicos sobre la piel resultaba efectivo y mejoraba la actuación de la prótesis mioeléctrica y devolvía la sensación al usuario como se ve en la figura 1.12.

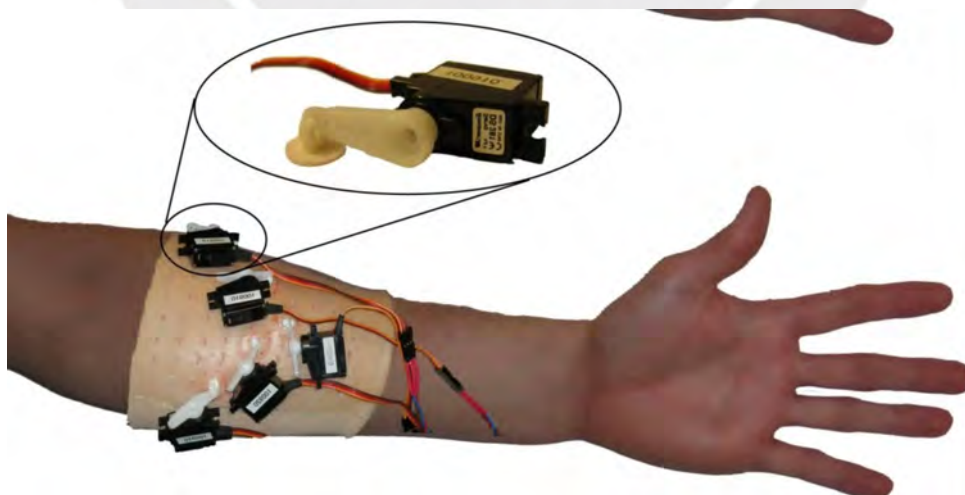


Fig. 1.12 Se muestra la distribución de los servomotores del sistema Antfolk sobre el antebrazo del usuario [Antfolk, 2012].



### 1.3.2.2 Sistema Culjiat

El sistema diseñado por Culjiat fue probado en 5 usuarios sin amputación [Culjiat, 2010]. Como se ve en la figura 1.13, dispone de 5 actuadores tipo globo conectados a un sistema neumático los cuales se encuentran dispuestos sobre las yemas de los dedos del usuario. Los voluntarios fueron capaces de identificar cada dedo correctamente, asimismo pudieron detectar tres estímulos dactilares simultáneamente con una precisión de 99.3% y 90.2% respectivamente.



Fig. 1.13 Izq: Guante de transmisión de fuerzas neumáticas sobre cada dedo. Der: Actuador neumático Culjiat [Culjiat, 2010].

### 1.3.2.3 Sistema Fukushima

Fukushima y equipo [Fukushima, 2016] presentan una retroalimentación dispuesta en el pie del usuario. El experimento fue llevado a cabo en un usuario con amputación transradial. Se dispuso una pieza fabricada con impresión 3D que ejercía presión sobre el dedo pulgar del pie izquierdo del usuario. Para el experimento se emplearon dos tipos de mano: mecánica y mioeléctrica. El estudio concluye que el sistema sugerido es más sencillo de operar en comparación con los sistemas clásicos y sin necesidad de entrenamiento previo como se ve en la figura 1.14.

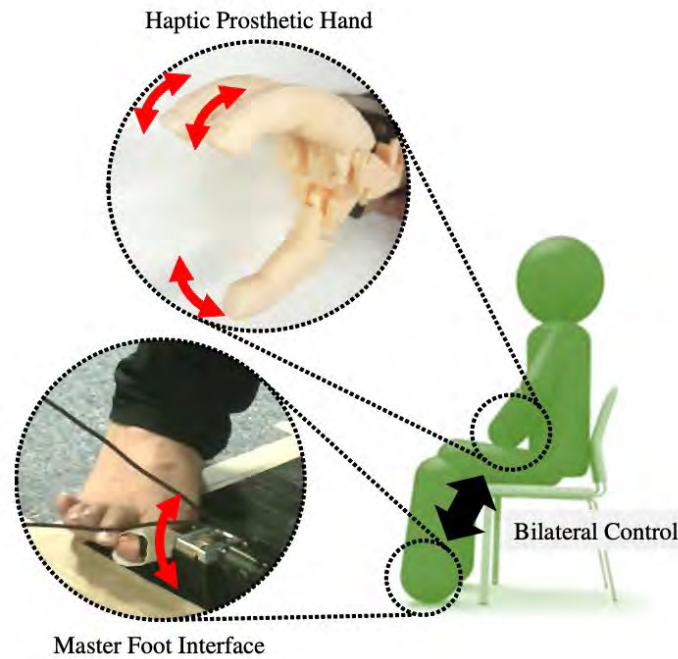


Fig. 1.14 Render CAD del experimento para el sistema Fukushima [Fukushima, 2016].

#### 1.3.2.4 Sistema keehoon - Colgate

Keehoon y equipo coreano [Keehoon, 2012] presentan una retroalimentación dispuesta en las zonas donde los usuarios sintieran sensación fantasma. El experimento fue llevado a cabo en dos usuarios con amputación transradial. Se dispuso una pieza fabricada capaz de ejercer una fuerza de hasta 9N en sentido normal a la superficie del pecho del usuario. Como se ven en la figura 1.15, para el experimento fue empleada una prótesis de mano de entorno virtual. El estudio concluye que el control de sujeción/fuerza mejora con el sistema háptico.

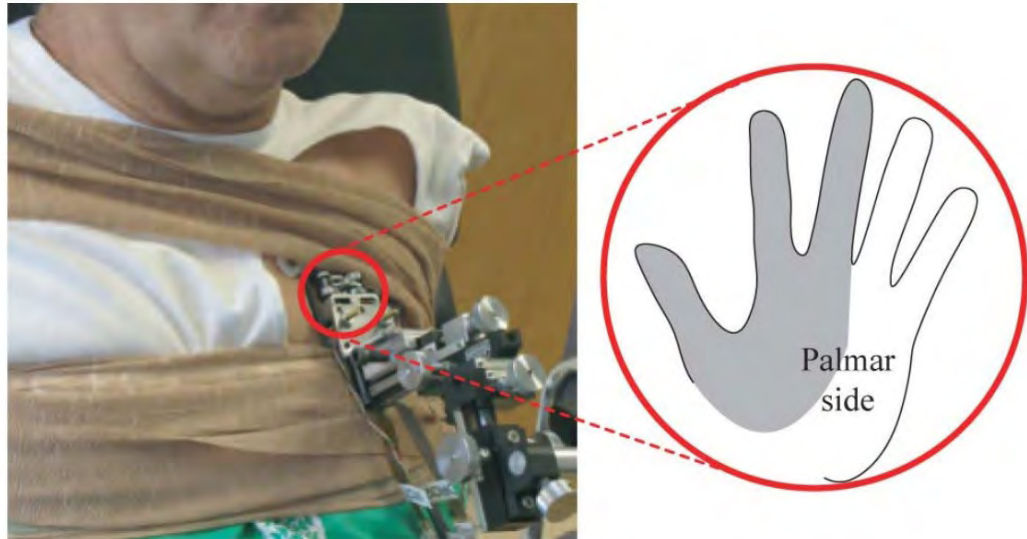


Fig. 1.15 La sección en gris corresponde a la localización percibida del estímulo según mano fantasma. [Keehoon, 2012].

### 1.3.2.5 Sistema Savioz

Savioz y equipo presentan un sistema de retroalimentación que es distinto a los anteriormente mencionados [Savioz, 2010]. Como se ve en la figura 1.16 este sistema de retroalimentación ejerce presión al reducir el área de brazalete ejerciendo presión a lo largo de la muñeca del usuario. Los sensores se ubican en las yemas de los dedos protésicos y pueden deformarse hasta 10mm de desplazamiento. El experimento fue desarrollado de manera virtual. El estudio concluye que el actuador puede llegar a producir una fuerza de 7.5 N a 0.5A.

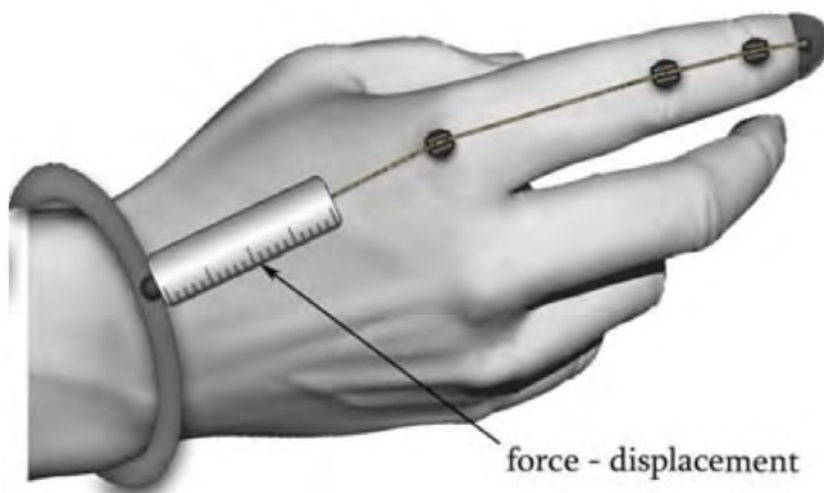


Fig. 1.16 Principio de medida del desplazamiento y fuerza de cada dedo [Savioz, 2010].

### 1.3.3 Sistemas hápticos de actuación vibrotáctil

Esta modalidad busca restaurar las sensaciones perdidas de cada uno de los dedos al cerebro del usuario utilizando diversos tipos de simuladores de vibración, como los actuadores electromagnéticos lineales, los actuadores electromagnéticos rotativos y los actuadores no electromagnéticos.

La ubicación de la posición de los actuadores vibrotáctiles dependerán de los niveles de amputación de los pacientes, y sobre todo del estado de los nervios de las partes residuales. De esta manera, a continuación son mostradas 5 sistemas hápticos de este tipo.

#### 1.3.3.1 Sistemas Nabeel

El sistema de retroalimentación táctil presentado por Nabeel y equipo consiste de un sensor de presión FSR, una mano protésica de impresión 3D modelo open source, y un motor de vibración sin eje, de tamaño pequeño y en forma de moneda de 10 mm de diámetro [Nabeel, 2016].

El objetivo principal del estudio fue lograr que el amputado responda bien al sujetar y soltar los objetos. . Las secuencias son de alta vibración durante 0,5 segundos en el momento de agarrar y soltar los objetos, y periódicamente se produce una excitación intermedia para dar al usuario la sensación de que está sujetando el objeto continuamente. Los resultados demostraron la eficacia del sistema vibrotáctil para aumentar la capacidad de la mano protésica utilizada para manipula objetos de diferentes tamaños como se ve en la Figura 1.17.



Fig. 1.17 Izq: Prototipo de prótesis Nabeel. Der: 2 motores vibradores sobre antebrazo [Nabeel, 2016].



### 1.3.3.2 Sistema Fontana

Fontana y colegas presentan un sistema basado en tres vibradores sin eje de 10mm [Fontana, 2018]. Para el experimento se empleó una mano virtual. Como se ve en la Figura 1.18, los vibradores fueron dispuestos en el antebrazo y en los bíceps de 30 voluntarios sin amputación de mano. El estudio indicó que los voluntarios fueron capaces de detectar el tacto y la fuerza de sujeción con precisiones de 94% y 85% promedio respectivamente.

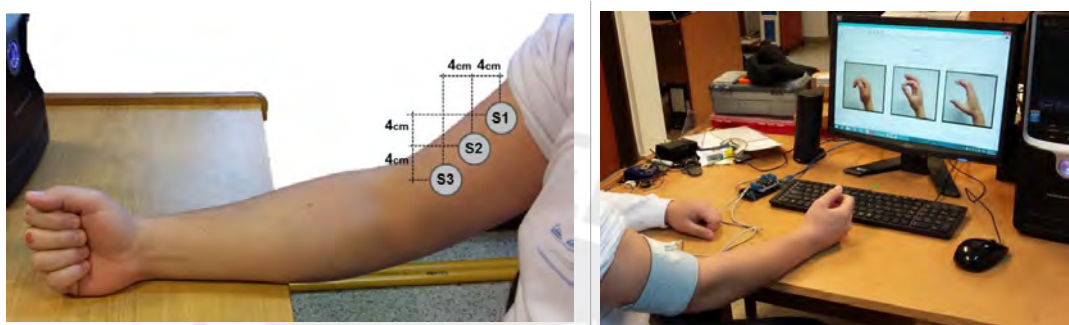


Fig. 1.18 Izq: Localización de los actuadores vibrotáctiles en los bíceps. Der: usuario sin amputación en experimento con prótesis de mano virtual [Fontana, 2018].

### 1.3.3.3 Sistema Milea

Este es un sistema basado en cinco vibradores rotativos con eje [Milea, 2017]. Para el experimento (Figura 1.19), se empleó una mano protésica transradial. Los vibradores fueron dispuestos a manera de brazalete cercano a la sección amputada de los dos voluntarios. En la prótesis fueron dispuestos 14 sensores de presión CZN-CP6. El estudio confirmó que la retroalimentación brindada a los voluntarios a mejorar la ejecución de movimientos usuales de manera automática, así como responder en tiempo real a múltiples efectos externos.

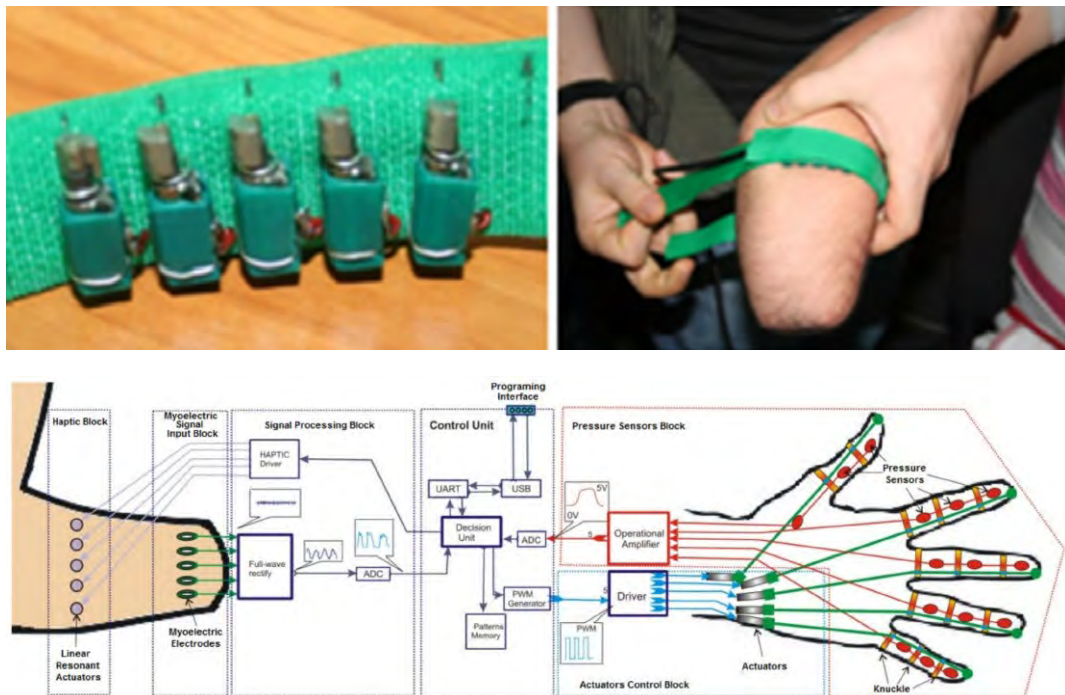


Fig. 1.19 Sup: Arreglo de cinco actuadores vibrotáctiles con eje disposición brazaletes. Inf: Esquema funcional de la prótesis [Milea, 2017].

### 1.3.3.4 Sistema D'Alonzo

Este sistema fue desarrollado en la Universidad de Pisa, Italia [D'Alonzo, 2015]. Se trata de dos experimentos los que fueron empleados dos diferentes vibradores miniatura 310-101, Precisión Microdrives UK. Los experimentos fueron aplicados a nueve voluntarios con amputación transradial. Los sensores de respuesta conductiva de la piel fueron colocados en la mano completa del usuario. Durante el experimento las posiciones de la zona amputada y de la mano de goma empleada se encontraban separadas. Como se ve en la Figura. 1.20, el ejercicio era aplicado por un investigador en el que pasaba un pincel con agua sobre los dedos de la mano de goma. El estudio concluye que la estimulación es capaz de proveer a las personas con amputación una sensación incrementada de pertenencia con su prótesis.

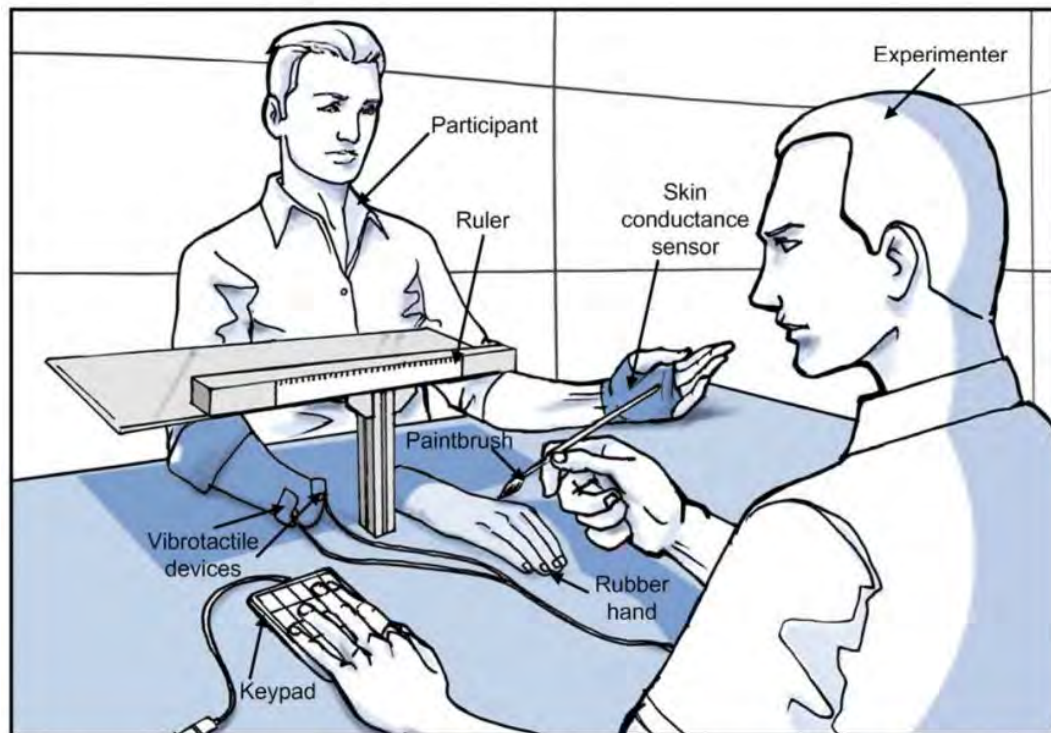


Fig. 1.20 Configuración experimental durante la estimulación de la mano de goma en un extremo, y los dos actuadores vibrotáctiles sobre la sección amputada del usuario [D'Alonzo, 2015].

### 1.3.3.5 Sistema Ninu

Este sistema vibrotáctil fue desarrollado por Ninu y equipo [Ninu, 2014]. Cuenta con un motor DC Maxon EC32 de 15W con control de lazo cerrado. El sistema sensorial lo compone un sensor de fuerza montado en el dedo de la prótesis "Robot Hand". El experimento (Figura 1.21), fue llevado a cabo con cuatro personas con amputación transradial quienes para ejecutar el ensayo tuvieron que cubrir sus vistas. Como resultado de la investigación los sujetos fueron capaces de controlar la fuerza de sujeción.

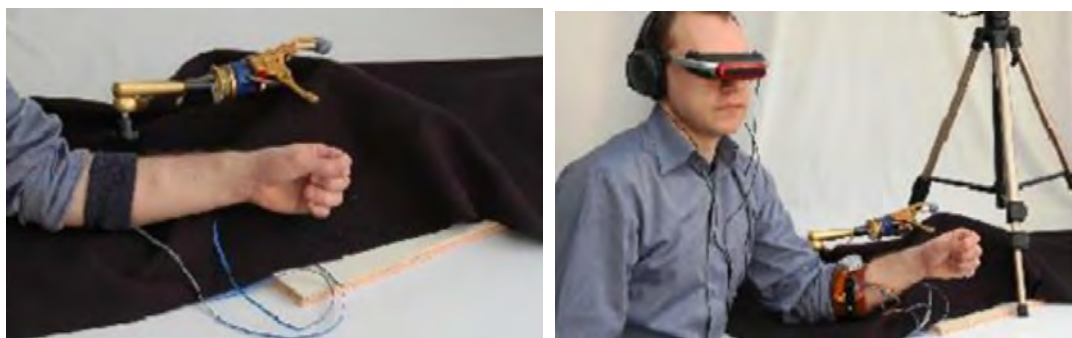


Fig. 1.21 Izq: Muestra de la prótesis Robot Hand y arreglo de actuadores en antebrazo. Der: Disposición final de experimento Ninu [Ninu, 2014].



### 1.3.3.6 Sistema Clemente

Este sistema fue desarrollado también en la Universidad de Pisa por Francesco Clemente y equipo [Clemente, 2016]. El sistema háptico cuenta con dos motores vibradores modelo 306-101; el sistema sensorial lo componen dos FSR406 para dos dedos, y un FSR 400 para el pulgar. La prótesis empleada es un modelo mioeléctrico transradial. Como se ve en la Figura 1.22, el experimento contó con cinco personas con amputación y consistió en un ejercicio en el que únicamente se debía emplear retroalimentación háptica para sujetar un vaso y trasladarlo de un punto de la mesa a otro. Se pudo demostrar la efectividad de *wearable* diseñado para mejorar el control de la prótesis de mano en situaciones cotidianas.

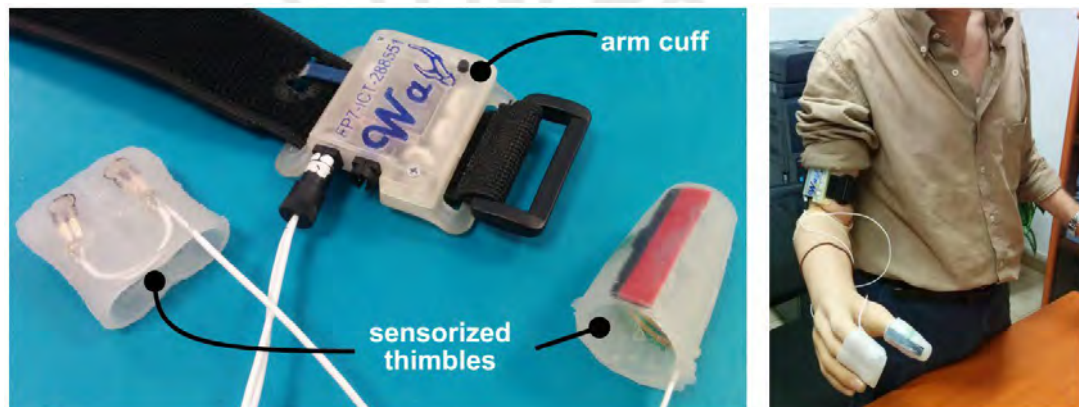


Fig. 1.22 Izq: El DESC-Glove es el nombre colocado al Sistema Clemente. Izq: Es mostrado tanto el sistema háptico como los dos puntos sensoriales. Der: Disposición en usuario. [Clemente, 2016].

### 1.3.4 Sistemas hápticos de actuación que estiran la piel

Los sistemas hápticos basados en el estiramiento de la piel asemejan en gran medida a los sistemas hápticos mecanotáctiles. Este mecanismo busca deformar el área de la piel estirándola por lo que depende del frotamiento de la piel para proporcionar las sensaciones táctiles al usuario con amputación [Kayhan, 2018].

El objetivo principal de estos dispositivos es controlar la posición y la orientación de los efectores finales de la prótesis con una ausencia total de información visual. A continuación son mostradas cinco propuestas de sistemas hápticos de actuación que estiran la piel.



### 1.3.4.1 Sistema Kayhan

Kayhan y equipo desarrollan un sistema háptico con hilos y brazaletes que se desplazan a lo largo del antebrazo del usuario [Kayhan,2018] como se puede ver en la Figura 1.23. El desplazamiento es proporcional al sistema sensorial virtual con el que se controla la prótesis virtual. El ensayo fue desarrollado con 11 voluntarios que no cuentan con amputación de miembro superior. El estudio concluye que el sistema háptico de actuadores necesita aun mejoras pues existe confusión en la información táctil en los voluntarios.

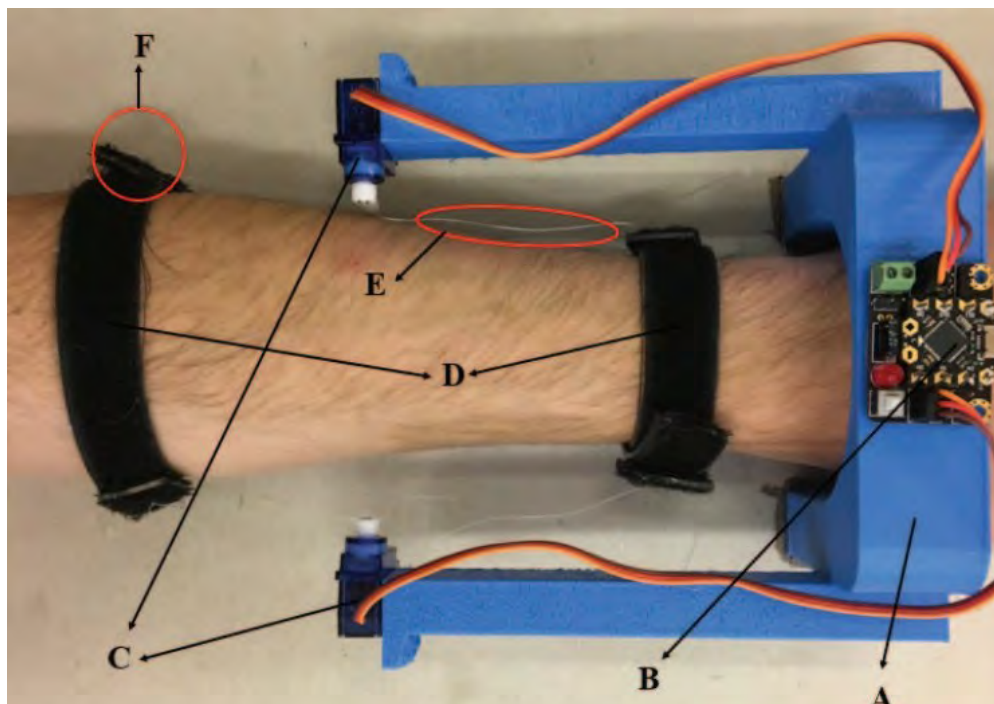


Fig. 1.23 Prototipo del actuador de estiramiento Kayhan. A: Cuerpo principal; B: Arduino Beedle; C Servomotores; D: Brazaletes proximales y pístales; E: Hilo de pescar [Keyhan, 2018].

### 1.3.4.2 Sistema Battaglia

Este sistema háptico es desarrollado en la Universidad de Pisa, Italia por Battaglia y equipo [Battaglia, 2017]. el *HapPro* cuenta con un único servomotor que permite el giro de una pieza de impresión 3D que se coloca a la altura de los bíceps del usuario y cuya rotación se encuentra sujeta a los ángulos de flexión y extensión de los dedos al ejecutar un gesto. La prueba se realizó con 44 voluntarios de los que uno era persona con amputación empleando la prótesis experimental Pisa/ITT *SoftHand*. Los resultados del estudio mostraron que aquellos sujetos que emplearon el *HapPro* fueron capaces de discriminar entre diferentes tamaños de esferas con una certeza de

73% en comparación con la del grupo de control (33%). como se ve en la Figura 1.24.

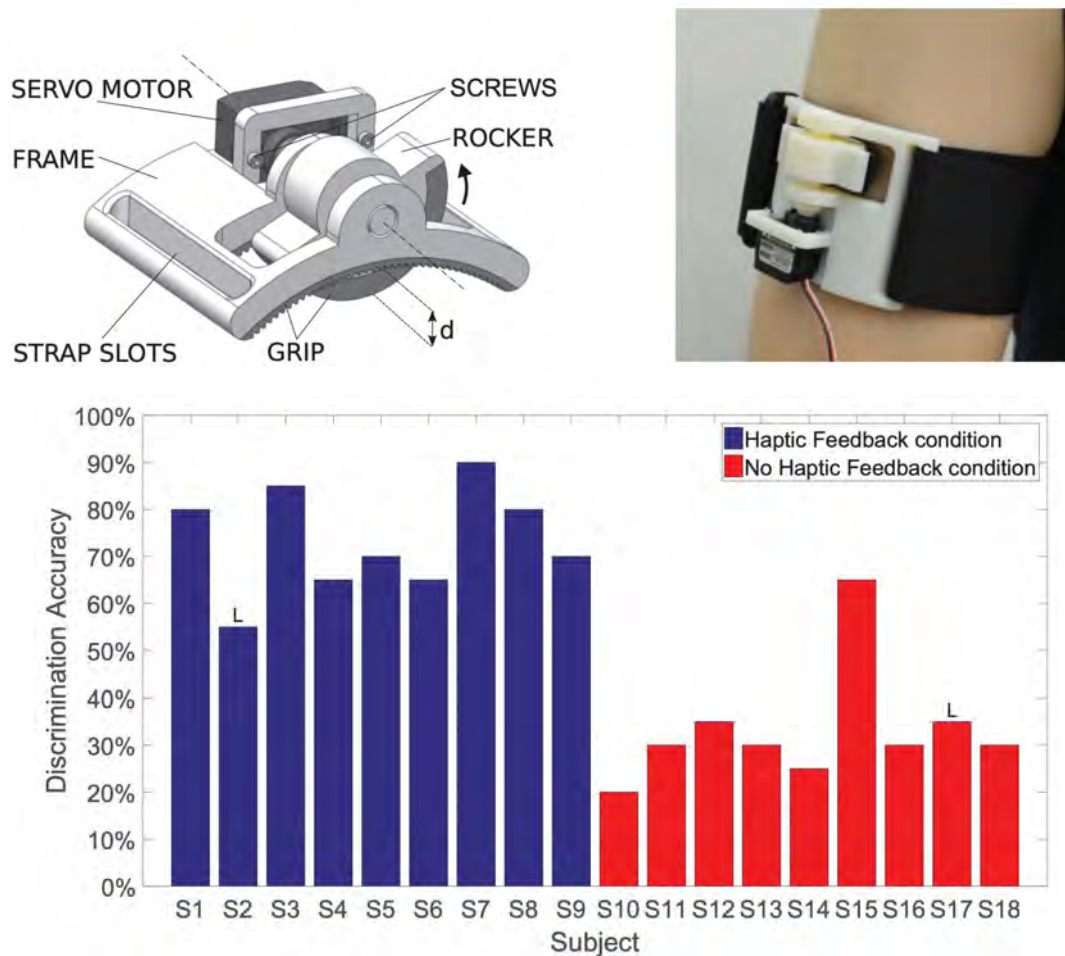


Fig. 1.24 Sistema Battaglia. Sup: Sistema háptico CAD e impreso en 3D sobre antebrazo de usuario. Inferior: Resultados de destreza de 18 participantes (azul con retroalimentación) [Battaglia, 2017].

### 1.3.4.3 Sistema Bark

Este sistema fue desarrollado en la Universidad de Stanford, USA por Mark y equipo [Bark, 2010]. Como se ve en la Figura 1.25, se trata de un *wearable* embebido con un actuador rotacional que cuenta con dos puntos de presión (pads de silicona). Los puntos se encuentran unidos por un biela que restringe el movimiento a únicamente una torsión sobre la piel del usuario. En este ensayo participaron 10 voluntarios de los cuales ninguno era persona con amputación. Los resultados del estudio fueron satisfactorios pues la lectura táctil es clara y diferenciable. Sin embargo, los autores recomiendan horas previas de aprendizaje de uso del dispositivo.

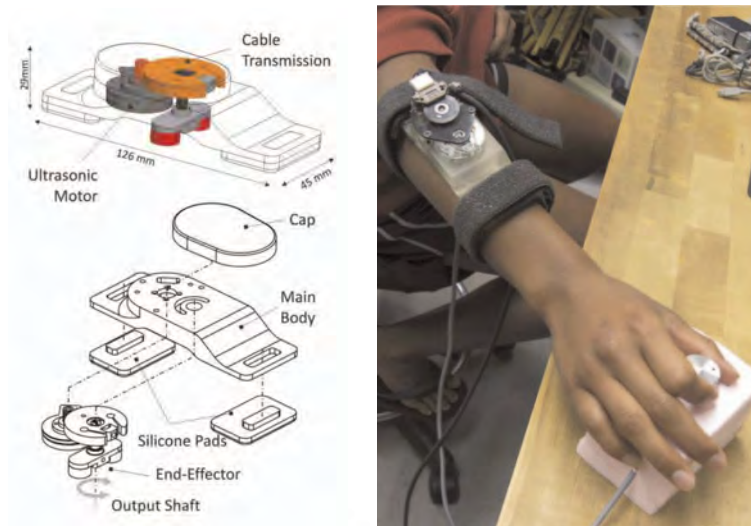


Fig. 1.25 Sistema Bark. Izq: Representación CAD del sistema diseñado. Der: Pruebas del sistema puesto en usuario, la generación del giro se produce con un perillero [Bark, 2010].

#### 1.3.4.4 Sistema Chinello 2016

Este sistema háptico fue desarrollado en la Universidad de Siena, Roma por Chinello y equipo [Chinello, 2016]. Como se ve en la Figura 1.26, se trata de un sistema de actuadores que proporcionan estiramientos independientes de la piel en las zonas palmar, dorsal, cubital y radial del brazo. El brazalete cuenta con 4 servomotores DC. El estudio fue desarrollado con 10 voluntarios - ninguno con amputación -, asimismo se prescindió de emplear una prótesis física o virtual. El experimento llevado a cabo fue uno de navegación háptica. Los resultados del proyecto mostraron que los participantes mostraron un índice de error de 1.87 y 2.84 mm para rotación y navegación de tránsito, respectivamente.

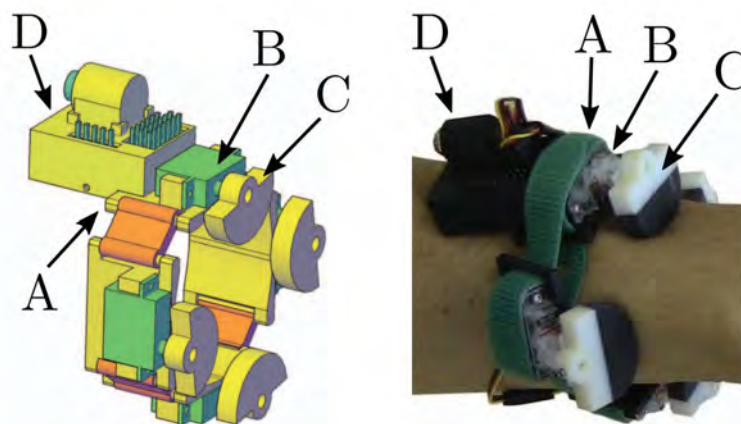


Fig. 1.26 Izq: El dispositivo se compone de cuatro plataformas (A) que albergan cuatro servomotores (B) y cuatro semi-ruedas © capaces de aplicar estímulo en la piel. [Chinello, 2016].

### 1.3.4.5 Sistema Chinello 2017

Un año después Chinello presenta un sistema háptico mejorado de estiramiento de piel para el antebrazo [Chinello, 2017]. Como se ve en la Figura 1.27, está compuesto por cuatro efectores finales cilíndricos. Pueden generar estímulos de estiramiento de la piel independientes en los lados palmar, dorsal, cubital y radial del brazo. Cuando dos efectores finales opuestos giran en direcciones diferentes, el dispositivo cutáneo proporciona estímulos cutáneos sobre una traslación deseada del antebrazo. Fue desarrollado el mismo experimento del sistema del 2016 sobre la misma cantidad y tipo de voluntarios. Los resultados obtenidos mostraron mejoras en el rendimiento respecto a la versión anterior, así a como a ejecutar el ejercicio sin sistema háptico.

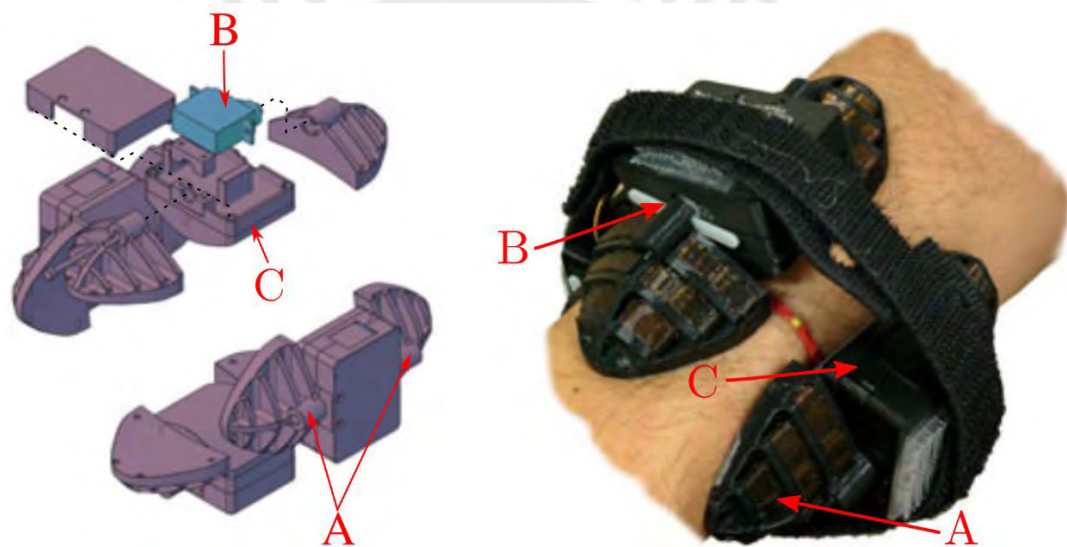


Fig. 1.27 Izq:CAD del modelo - Está compuesto por los cuatro extremos cilíndricos efectores (C), que acomodan cuatro servomotores (B), y ocho almohadillas (A), una en la parte trasera y otra en la parte delantera de cada efector final. Der: Vista de el dispositivo cutáneo de estiramiento de la piel que se puede llevar puesto [Chinello, 2017].

### 1.3.5 Sistemas hápticos de actuación que aprietan la piel

Esta modalidad es análoga a la mostrada en los sistemas que estiran la piel. Suelen estar basadas en principios tecnológicos que en simultáneo se desplazan hacia adelante y hacia atrás sobre la sección amputada del usuario, simulando así una caricia humana por medio de la presión de la piel [Casini, 2015].

A continuación se presentan cinco propuestas tecnológicas con esta tecnología.



### 1.3.5.1 Sistema Godfrey

Este sistema fue desarrollado por Godfrey y equipo [ Godfrey, 2016]. El dispositivo fue colocado en el antebrazo. Tal como se presenta en la Figura 1.28, se trató de un estudio que incluye una prótesis mioeléctrica modelo Pisa/IIT. El estudio recibe la información de parte de sensores de posición. Fueron evaluados 6 usuarios saludables y un usuario con amputación de miembro superior. El estimulador consistía de un *wearable* el cual apretaba la piel con el apoyo de dos motores DC con los que se conseguía apretar la piel del usuario. El estudio concluyó que equipando al modelo de prótesis Pisa/IIT con los sensores de posición táctil representaba una alternativa efectiva en comparación con los sensores de fuerza.

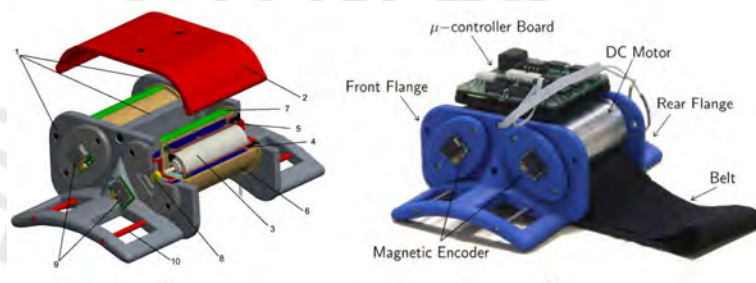


Fig. 1.28. La figura muestra la implementación mecánica del sistema Godfrey [Godfrey, 2016].

### 1.3.5.2 Sistema Treadway

Este sistema mostrado en la Figura 1.29 muestra el trabajo desarrollado por Treadway y equipo [Treadway, 2015]. El ensayo fue desarrollado únicamente con el sistema de retroalimentación y con usuarios sin amputación. Se solicitaba a los voluntarios sujeten objetos con texturas distintas mientras una unidad mecánica presionaba en un extremo de la piel. El estudio buscaba determinar la importancia del feedback visual cuando existe un sistema háptico presente.

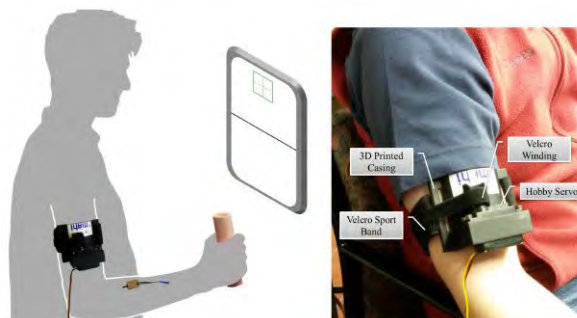


Fig. 1.29. Configuración experimental sistema Treadway [Treadway, 2015].



### 1.3.5.3 Sistema Morita

En 2016, Morita y equipo desarrollaron este sistema de retroalimentación [Morita, 2016]. se desarrolló un dispositivo de retroalimentación sensorial para mejorar la operabilidad de una mano protésica mioeléctrica. El dispositivo se lleva en la parte superior del brazo del usuario y proporciona retroalimentación de la dureza del objeto al enrollar un cinturón en la parte superior del brazo mediante un motor. De acuerdo con la dureza del objeto, un generador de entrada de referencia genera una entrada de referencia para realizar la correspondiente velocidad de enrollado de la correa. Así, la correa del dispositivo de retroalimentación es enrollada por el motor y aprieta la parte superior del brazo del usuario, permitiendo así que éste reciba retroalimentación táctil como se ve en la Figura 1.30.

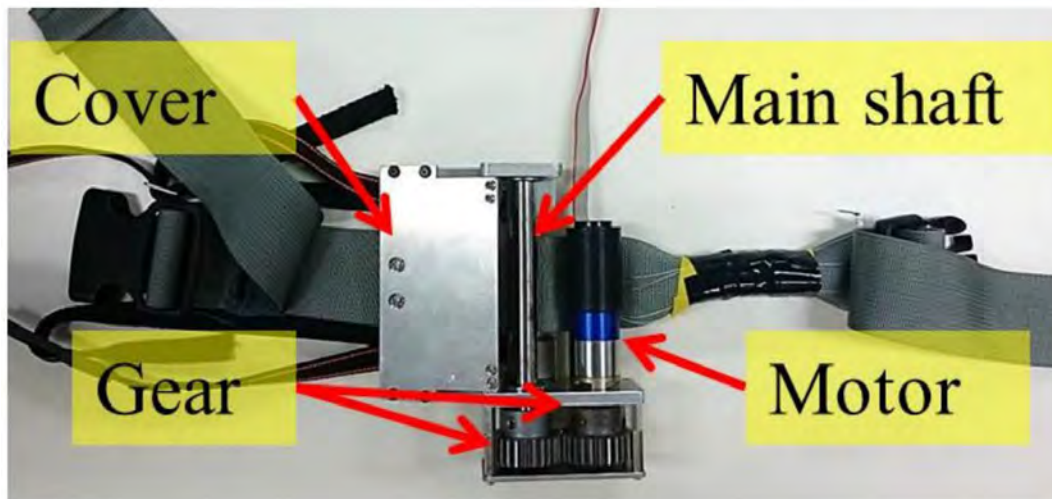


Fig. 1.30. Sistema háptico Morita [Morita, 2016].

### 1.3.5.4 Sistema Bianchi

La configuración que presentan Bianchi y equipo [Bianchi, 2014] es observada en la Figura 1.31. Este sistema muestra un tejido elástico que puede moverse hacia adelante y hacia atrás sobre el antebrazo del usuario simulando una caricia humana. El sistema es capaz de regular tanto la velocidad como la fuerza de la “caricia”. Los resultados revelan una correlación significativa entre el nivel de sensación percibido según la fuerza y velocidad de la caricia aplicada. En este sentido, se demuestra la eficacia del sistema en transmitir estímulos hápticos emocionales de una manera controlable y manejable.

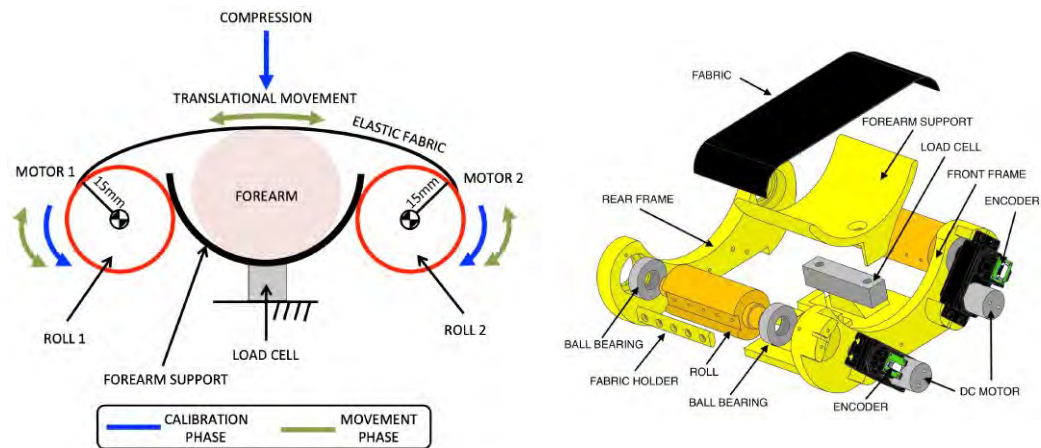


Fig. 1.31. Izq: Interacción del sistema con antebrazo del usuario . Der: Vista del sistema explotada [Bianchi, 2014].

### 1.3.5.5 Sistema Damian

Damian y equipo en 2012 desarrollan un sistema que transmite información háptica multimodal, como la fuerza de agarre y la velocidad de deslizamiento [Damian, 2012]. Como se ve en la Figura 1.32, dos cinturones que se activan de forma mutuamente excluyente por la rotación dirección de un solo motor ejercen una fuerza normal y movimiento tangencial en la superficie de la piel, respectivamente. El dispositivo es capaz de mostrar las fuerzas normales como una frecuencia de pulsación en el rango de aproximadamente 1,5-5,0 Hz y la velocidad de deslizamiento en el rango de 50-200 mm/s. Dentro de estos valores, los usuarios son capaces de identificar al menos cuatro niveles de estimulación para cada modalidad de retroalimentación, con entrenamiento de corto plazo.

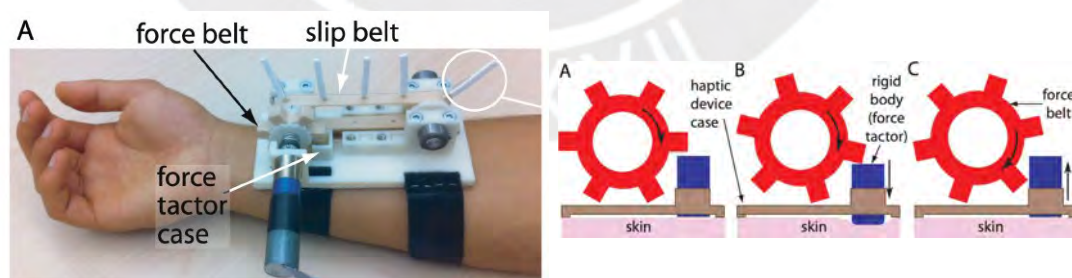


Fig. 1.32. Izq: Sistema háptico en usuario . Der: Secuencia de activación [Damian, 2012].

### 1.3.6 Sistemas hápticos electrotáctiles

Los sistemas electrotáctiles son el método háptico de suministrar pulsos de corriente eléctrica de bajo nivel a la piel del usuario para despolarizar los aferentes de la piel, provocando así la sensación háptica [Franceschi, 2017].

Los electroestimuladores de retroalimentación suelen estar formados por una sola fila de almohadillas de electrodos activadores o por patrones de matriz. La distribución de las almohadillas de electrodos depende completamente del diseño del sistema háptico y de la naturaleza de la señal medida del sistema sensorial. A continuación son presentados cinco sistemas hápticos electrotáctiles.

#### 1.3.6.1 Sistema Franceschi

Franceschi y equipo describen un arreglo tipo matriz de electrodos de bajo nivel de transmisión de corriente [Franceschi, 2017] como se ven la Figura 1.33. El sistema se probó en ocho sujetos sanos a los que se les pidió que reconocieran la forma, la trayectoria y la dirección de un conjunto de patrones de movimiento dinámico (líneas simples, objetos geométricos, letras) presentados en la piel electrónica. Los experimentos demostraron que el sistema traducía con éxito la interacción mecánica en los perfiles electrotáctiles en movimiento, que los sujetos podían reconocer con un buen rendimiento (reconocimiento de la forma: 86 + 8% líneas, 73 + 13% geometrías, 72 + 12% letras).



Fig. 1.33. Arreglo tipo matriz sobre antebrazo de usuario [Franceschi, 2017].

### 1.3.6.2 Sistema Strbac

Strbac y equipo desarrollan un ensayo electrotáctil por medio de un estimulado comercial marca MAXSENS [Strbac, 2017]. El objetivo de este estudio era investigar longitudinalmente la retroalimentación somatosensorial artificial y el control de la retroalimentación en el contexto del agarre con prótesis mioeléctricas como se ve en la Figura 1.34. Nueve sujetos amputados realizaron ensayos de agarre rutinarios, con el objetivo de producir cuatro niveles de fuerza durante cuatro bloques de 60 ensayos a lo largo de cinco días. La retroalimentación de la fuerza electrotáctil se proporcionó en el segundo y tercer bloque utilizando un electrodo multipad y una codificación espacial. Los resultados demostraron que la retroalimentación electrotáctil mejoraba el rendimiento tanto dentro como a través de las sesiones.

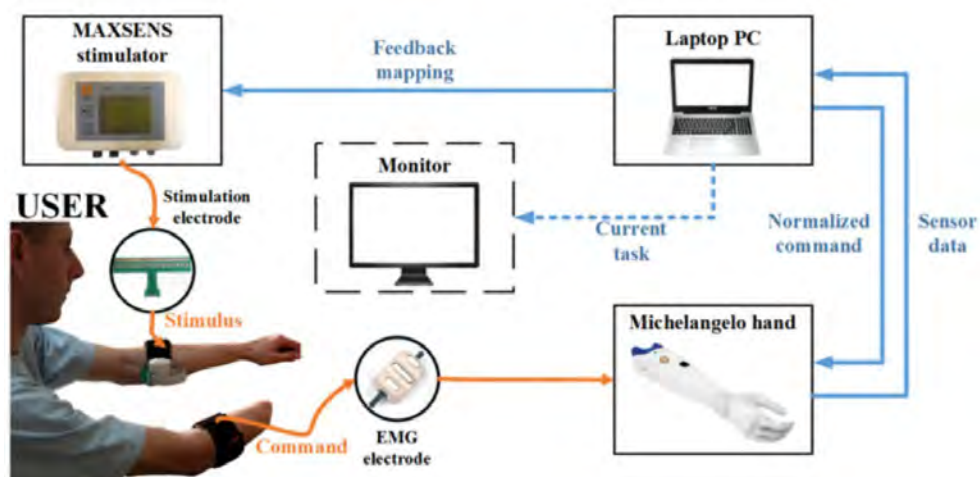


Fig. 1.34. Esquema de la configuración experimental [Strbac, 2017].

### 1.3.6.3 Sistema Dosen

Este sistema desarrollado por Dosen y equipo [Dosen, 2017] se muestra en la Figura 1.35. Fue desarrollada una solución multicanal integrada y compacta que comprende una matriz de electrodos y un estimulador programable. Dos esquemas de codificación (15 niveles), modulación espacial y mixta (espacial y de frecuencia), fueron probados en sujetos sin discapacidad.

Los resultados demostraron que la mezcla y codificación espacial, aunque sustancialmente diferente en las pruebas de psicometría, resultaron en un desempeño similar durante ambas pruebas de control de fuerza en prótesis virtual y física.



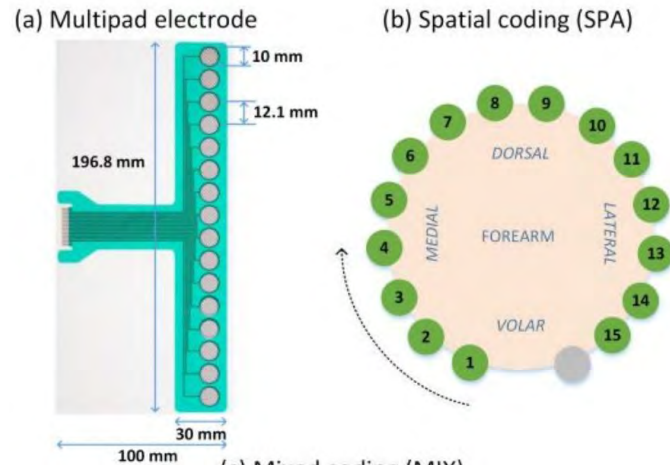


Fig. 1.35. Izq: Electro flexible. Der: Disposición espacial en antebrazo [Dosen, 2017].

### 1.3.6.4 Sistema Liu

En 2014, Liu y equipo presentan un sistema electrotáctil para prótesis mioeléctrica [Liu, 2014] como se ve en la Figura 1.36. El sistema está basado en el fenómeno de la sensación táctil evocada (ETS). El sistema podría trazar un patrón dinámico de estímulos a un electrodo colocado en las correspondientes áreas proyectadas de los dedos en la piel del muñón. Se utilizó un transductor de presión colocado en la punta de los dedos protésicos para detectar la presión de contacto, y un procesador de señales para tomar muestras de las señales de presión y calcular la amplitud de la estimulación de retroalimentación en tiempo real. Los resultados preliminares mostraron que los sujetos podían percibir diferentes niveles de presión en la punta del dedo protésico a través de la sensación táctil evocada (ETS) con distintos grados y modalidades.

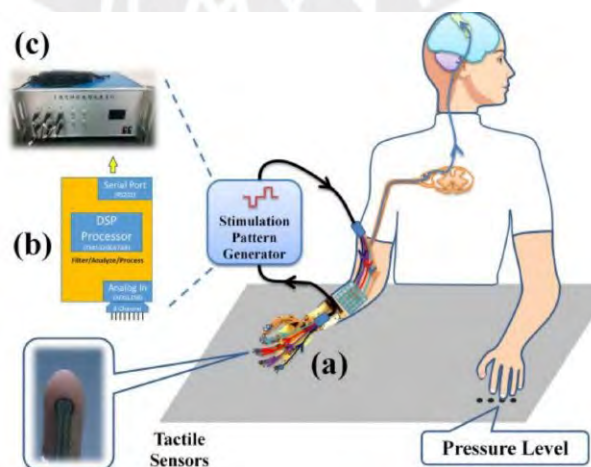


Fig. 1.36. Diagrama estructural del sistema háptico [Liu, 2014]



### 1.3.6.5 Sistema Isaković

En 2016, Isaković y equipo presentan su sistema electrotáctil [Isaković, 2016] como se muestra en la Figura 1.37. El objetivo de este estudio era investigar la viabilidad de la retroalimentación electrotáctil en el entrenamiento de bucle cerrado del control de la fuerza durante la tarea rutinaria de agarre. La retroalimentación se proporcionó utilizando un electrodo de guía y una simple codificación espacial de seis niveles, y el experimento se llevó a cabo en tres sujetos amputados. Los resultados obtenidos confirmaron que el uso de la retroalimentación mejoró la exactitud y precisión del control de la fuerza.



Fig. 1.37. Arreglo de electrodos del sistema Isaković [Isaković, 2016].

### 1.3.7 Sistemas hápticos térmicos

La retroalimentación térmica es el método de transmitir la información térmica del agarre de los objetos a la persona con amputación de miembro superior. Así, los usuarios podrán reconocer la información múltiple presente las superficies y los cuerpos dependiendo de la diferencia de temperaturas y el flujo de calor entre los objetos y la mano protésica. En este sentido es importante considerar que las propiedades de cada material - como la capacidad de calor y la conductividad térmica - afectan directamente a la sensación térmica.

A continuación se presentan 5 sistemas de retroalimentación térmica.

### 1.3.7.1 Sistema Gallo

Gallo y equipo presentan un sistema háptico con funciones híbridas táctiles y de temperatura [Gallo, 2015] como se muestra en la Figura 1.38. Gallo propone un accionamiento híbrido electromagnético-neumático para operar un conjunto de células táctiles de 2 x 2. Cada celda proporciona un estímulo repetitivo con una fuerza y una hendidura que están por encima del umbral de percepción humana para el dedo, la palma y el antebrazo. Asimismo, la temperatura de la superficie del dispositivo es controlada mediante una celda Peltier acoplado a un disipador térmico refrigerado por aire. Al proporcionar un gradiente de enfriamiento reproducible, el sistema simula los materiales comunes que se encuentran en el ambiente diario

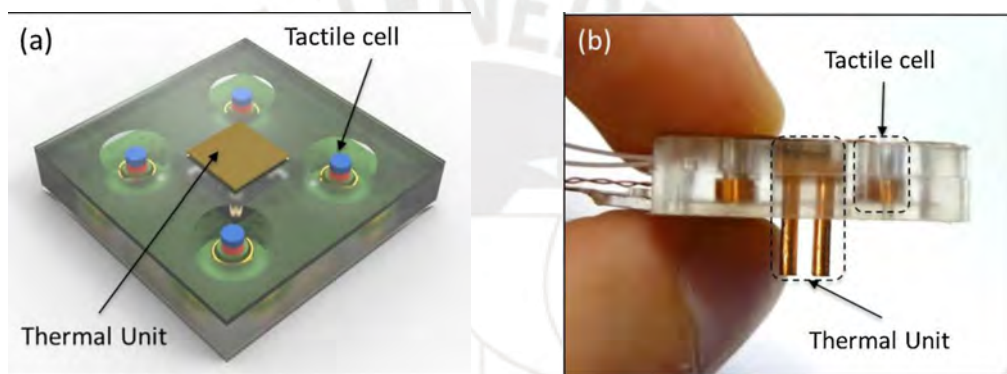


Fig. 1.38. Izq: Diagrama CAD del sistema . Der: Fotografía del sistema [Gallo,2015].

### 1.3.7.2 Sistema Ueda

Ueda y equipo desarrollan en 2016 un sistema háptico térmico dependiente de una celda peltier [Ueda, 2016] como se ve en la Figura 1.39. En primer lugar, cuando la mano protésica mioeléctrica toca un objeto, la temperatura del objeto es detectada por un sensor de temperatura instalado en la yema de uno de los dedos de la prótesis. dicha sensación de temperatura es transmitida al usuario utilizando una celda Peltier montada en la parte superior del brazo del usuario. Así, cuando el usuario toca un objeto utilizando la mano protésica mioeléctrica, la temperatura en la punta del dedo se estima utilizando un algoritmo de predicción de temperatura, y el dispositivo de retroalimentación produce la correspondiente sensación de temperatura en la parte superior del brazo.

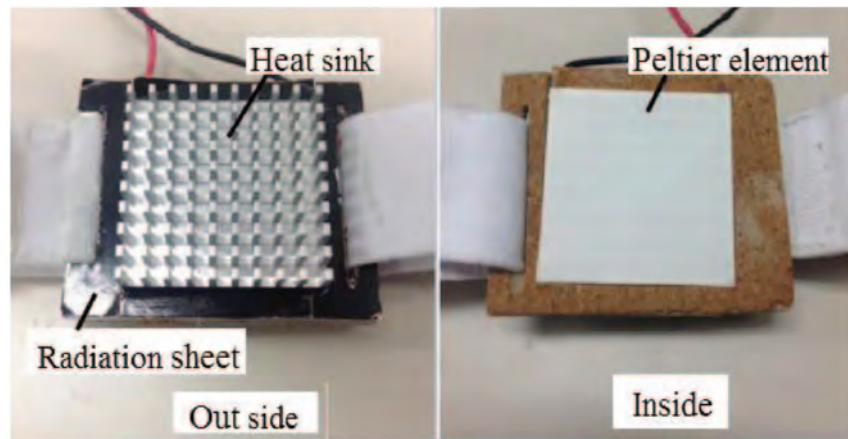


Fig. 1.37. Sistema de retroalimentación Ueda. Izk: Vista exterior. Der: Vista interior [Ueda, 2016].

### 1.3.7.3 Sistema Sato

En 2012, Sato y equipo proponen un arreglo de 4 celdas peltier para otorgar retroalimentación sobre sensación térmica [Sato, 2012] como se ve en la Figura 1.40. El arreglo de actuación de Sato propone concentrarse en indicarle al usuario la diferencia de temperatura de caliente a frío y viceversa; así como el umbral térmico de adaptación. Los resultados experimentales confirmaron que los usuarios percibieron la temperatura térmica individual separada como un único estímulo cuando la zona estimulada térmicamente era pequeña debido a la baja resolución espacial. La distribución espacial del calor y el frío los estímulos permitieron a los usuarios percibir la sensación térmica rápidamente, incluso si el frío se presentó repentinamente después del estímulo caliente y viceversa.

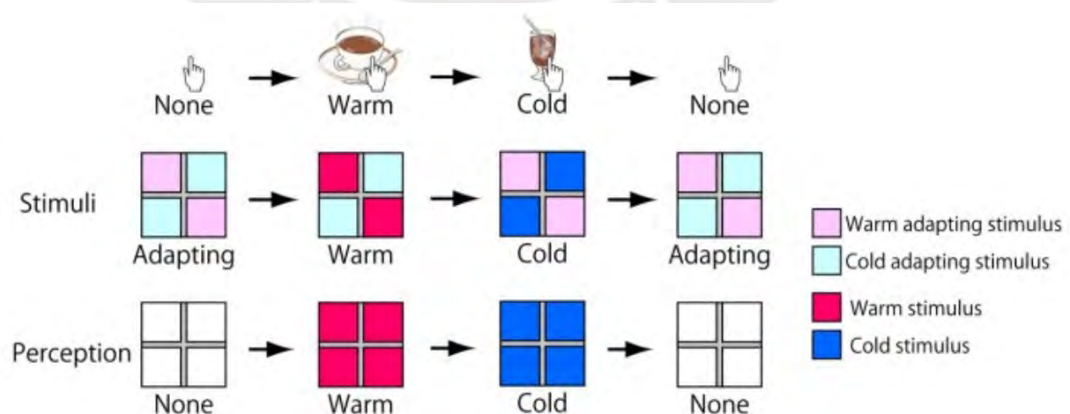


Fig. 1.40. Ejemplos de la presentación de la sensación térmica [Sato, 2012].

### 1.3.7.4 Sistema Gabardi

Gabardi y equipo presentan un sistema de retroalimentación háptico del tipo experimental que requiere ingreso y salida de agua para la transferencia de calor [Gabardi, 2018]. Se encuentra diseñado para experimentos en entornos virtuales. El dispositivo (Figura 1.41), está destinado a integrarse con el dispositivo del dedal háptico, con el fin de desarrollar una novedosa interfaz para la representación térmica y háptica de superficies virtuales. Las pruebas fueron realizadas en tres voluntarios sin amputación de mano. Las sesiones de entrenamiento fueron personalizadas de acuerdo a los niveles de confort de cada voluntario.

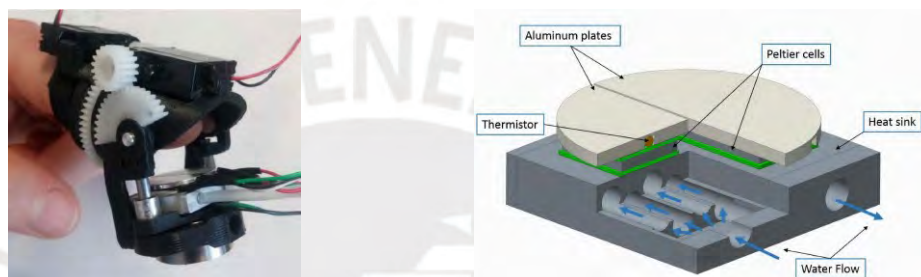


Fig. 1.41. Izq: Dispositivo multimodal . Der: CAD de la unidad térmica [Gabardi, 2018].

### 1.3.7.5 Sistema Nakatani

Nakatani y equipo en 2016 proponen el diseño de un sistema de retroalimentación térmico y vibratorio sobre la piel [Nakatani, 2016] como se puede ver en la Figura 1.42. El módulo está compuesto por dos componentes diferentes; un vibrador miniaturizado y cuatro unidades de dispositivos Peltier. Las dimensiones del dispositivo de retroalimentación vibrotérmica táctil son  $16 \times 32 \times 7$  mm, lo que es lo suficientemente pequeño como para fijarlo a la almohadilla del dedo. El sensor empleado es una termocupla tipo K. Los resultados de los experimentos mejoran en un 36% cuando son empleados 4 celdas peltier en lugar de una.

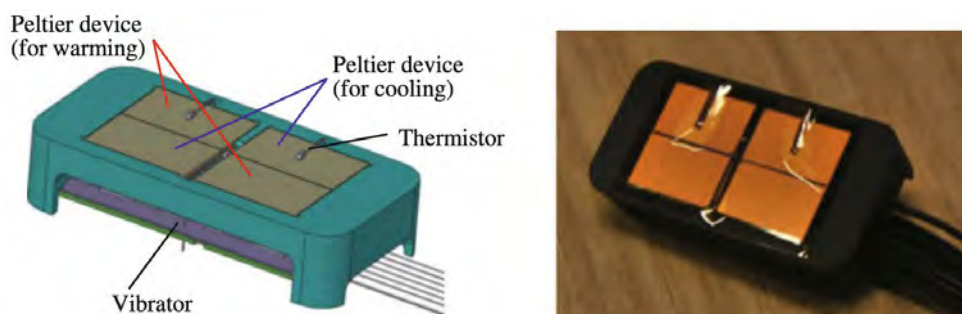


Fig. 1.42. Izq: CAD del sistema. Der: Prototipo Nakatani [Nakatani, 2016].



### 1.3.8 Sistemas hápticos híbridos

Tal como fue mostrado en alguna de las sub-secciones anteriores, los investigadores deciden otorgar al usuario retroalimentación háptica simultánea a fin de incrementar la percepción sensorial de los usuarios. Este tipo de sistemas de retroalimentación son llamados híbridos.

En este sentido, los sistemas desarrollados en esta categoría han demostrado un mejor rendimiento que el que implicaría brindar cada sensación por separado [Motamedi, 2017]. Así, a continuación se mostrarán cinco ejemplos de sistemas de retroalimentación híbridos.

#### 1.3.8.1 Sistema Motamedi

Motamedi y equipo desarrollan un sistema de retroalimentación háptico que combina actuadores mecanotáctiles con vibrotáctiles [Motamedi, 2017] como se aprecia en la Figura 1.43. El experimento fue desarrollado en 14 voluntarios no amputados. Los experimentos evaluaron si los participantes experimentaban una percepción sensorial más precisa, en comparación con la vibración o el esfuerzo normal solamente, cuando la vibración se aplicaba al mismo tiempo que el esfuerzo normal. Los resultados indican que aunque la percepción de los participantes del esfuerzo normal disminuyó cuando se aplicó la vibración en el mismo lugar, la misma combinación mejoró su percepción de la vibración.

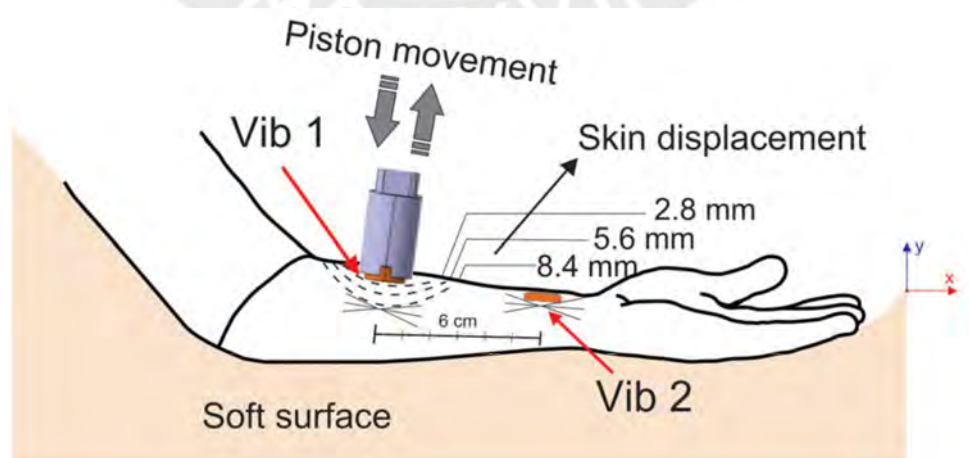


Fig. 1.43. Diagrama sistema Motamedi [Motamedi, 2017].



### 1.3.8.2 Sistema Meli

Meli y equipo desarrollaron en 2018 un sistema de retroalimentación que, mediante el control de dos cintas de caucho distanciadas 2cm una de otra permite generar sobre el brazo del usuario sensación de presión, estiramiento y apriete de la piel [Meli, 2018]. Cuando los motores giran en direcciones opuestas, el cinturón presiona en el brazo del usuario, mientras que cuando giran en la misma dirección, el cinturón aplica una fuerza de cortante sobre la piel como se ve en la Figura 1.44. Los resultados muestran que el dispositivo es capaz de proporcionar con éxito información sobre las fuerzas que actúan en el lugar remoto, mejorando así la telepresencia.

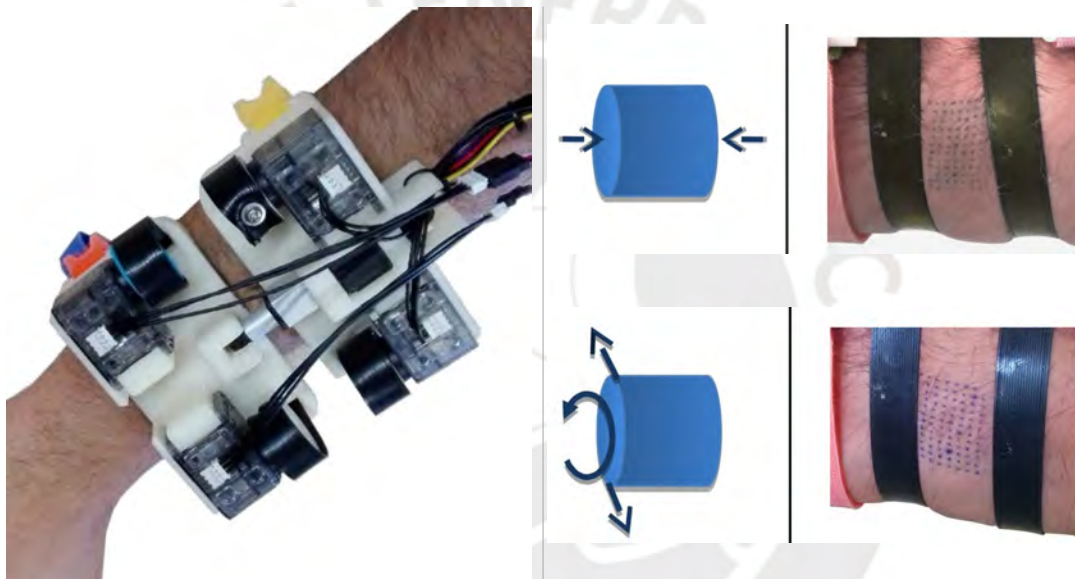


Fig. 1.44. Izq: Implementación del hBracelet en brazo de usuario. Der: Representación DCL junto con imágenes de generación de estímulo en apriete (sup) y torque (inf) [Meli, 2018].

### 1.3.8.3 Sistema Bark

Bark y equipo en 2018 diseñan un sistema híbrido que brinda sensaciones mecanotáctiles y vibrotáctiles que además de brindar exterocepción, puede brindar propiocepción [Bark, 2018] como se puede apreciar en la Figura 1.45. Los experimentos finales fueron llevados en 10 usuarios no amputados quienes entrenaron con retroalimentación visual y luego vibratoria, estiramiento de la piel y finalmente sin retroalimentación en absoluto. Los resultados concluyeron que tanto la vibración como el estiramiento de la piel mejoraron el rendimiento de los voluntarios; siendo el estiramiento de la piel el que mejores resultados presentó.

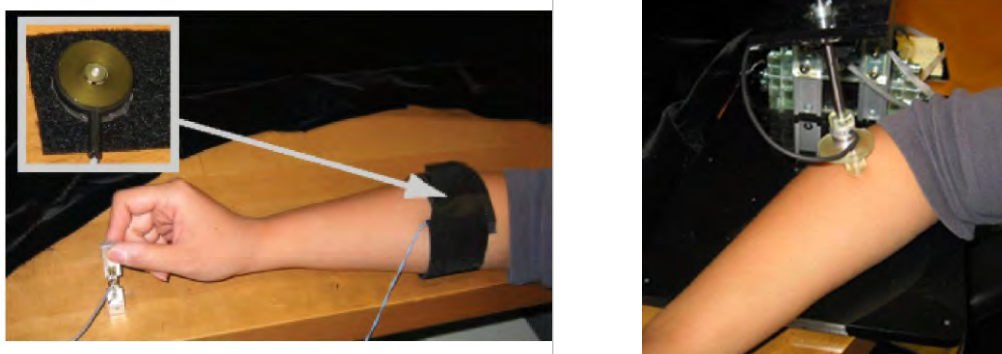


Fig. 1.45. Izq: Sistema vibrotáctil. Der: Sistema de estiramiento de la piel [Bark, 2018].

### 1.3.8.4 Sistema Ajoudani

Ajoudani y equipo proponen un controlador de teleimpedancia con retroalimentación táctil para un control más intuitivo de la SoftHand de Pisa/IIT [Ajoudani, 2014]. La primera interfaz (mecanotáctil) aprovecha un receptor de perturbaciones que estima las fuerzas de interacción en contacto con el objeto agarrado. La segunda interfaz emplea la retroalimentación vibrotáctil basada en las irregularidades de la superficie y las señales de aceleración y se utiliza para proporcionar al usuario información sobre las propiedades de la superficie del objeto, así como para detectar el deslizamiento del objeto mientras se agarra como se ve en la Figura 1.46.

Los resultados sugieren que la incorporación de las estrategias de retroalimentación háptica antes mencionadas, junto con el cumplimiento de la mano por parte del usuario, facilitan la ejecución de agarres seguros y estables.

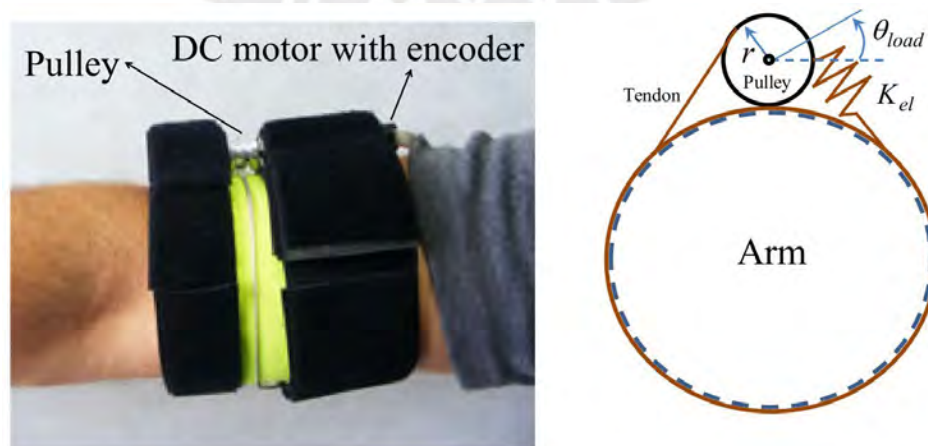


Fig. 1.46. Izq. Sistema háptico implementado. Der: Esquema de funcionamiento. [Ajoudani, 2014]

### 1.3.8.5 Sistema Leonardis

Leonardis y equipo presentaron en 2017 un sistema háptico híbrido que transmite las sensaciones vibrotáctiles y mecanotáctiles al usuario [Leonardis, 2017] como se ve en la Figura 1.47. El sistema permite modular las fuerzas de contacto en la punta de los dedos. Cuenta con una configuración de tres revoluciones esféricas. El dispositivo permite amplificar las pequeñas deformaciones de la almohadilla.

Los resultados de los experimentos - en 29 voluntarios sin amputación de miembro superior - muestran que los participantes controlaron mejor las fuerzas de interacción cuando la retroalimentación cutánea estaba activa, con diferencias significativas entre las condiciones experimentales visuales.

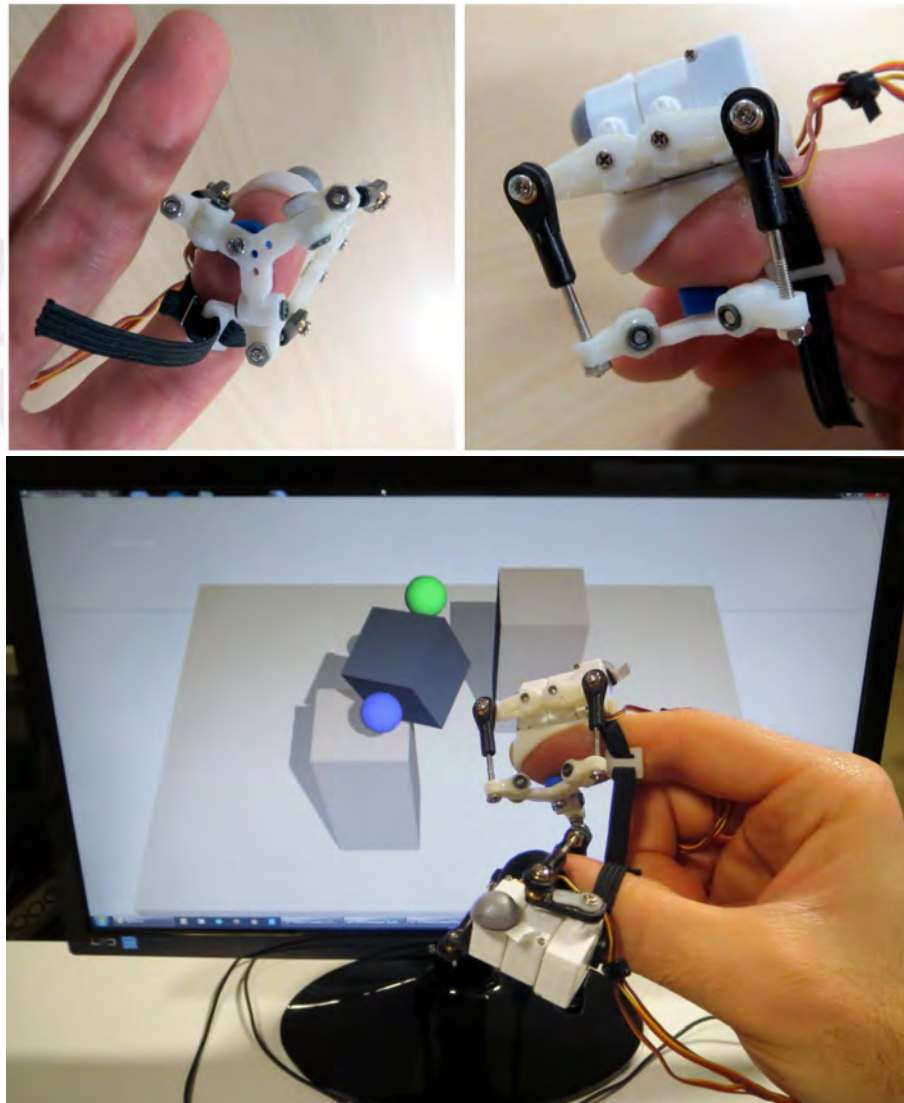


Fig. 1.47. Sup: Disposición del sistema en dedo de usuario. Inf: Interacción con entorno virtual [Leonardis,2017].

### 1.3.9 Comparaciones

Como se pudo apreciar en los sub-capítulos anteriores incluso dentro de una misma clasificación existen diferencias de acuerdo a la propuesta de cada autor. En algunos casos el cambio de la disposición de sensores y actuadores mejoraba los resultados del autor.

A continuación son presentadas las comparaciones de las categorías presentadas desde la Tabla 1.1 hasta la Tabla 1.8.

Tabla 1.1. Comparación de sistemas hápticos mecanotáctiles

Referencia	Ubicación del actuador	Tipo de prótesis	Tipo de sistema sensorial	Número de voluntarios sin amputación/ amputación	Detalles del actuador	Resultados/ Conclusiones
[Antfolk,2012]	Antebrazo	Mano virtual	Sistema sensorial táctil virtual	5/5	Un solo servomotor con indentador de 15mm contra la piel	El discernimiento de ubicación para personas sin amputación es 75.2% y de 89.6% para personas con amputación
[Culjiat,2010]	Dedos	No incluye una prótesis	Sensores de presión (Tekscan)	5/0	5 globos actuadores con una única cámara de presión	Los voluntarios fueron capaces de identificar el dedo correcto y detectar 3 estímulos en simultáneo con 99.3% de efectividad.
[Fukushima, 2016]	Pie	No incluye una prótesis	Sensor de fuerza de reacción aplicada a motores	0/2	Interfaz impresa 3D para presionar el dedo pulgar del pie	El sistema es sencillo de operar sin necesidad de entrenamiento previo
[Keehoon, 2012]	Dedos	No incluye una prótesis	No incluye ningún sensor	0/1	Dispositivo háptico. 9N de fuerza presión max.	El control grip mejora al emplear el sistema háptico
[Savioz, 2010]	Dedos	No incluye una prótesis	Sensor piezoresistivo y sensor laser para medir fuerza y posición	0/0	Guante portable háptico con un actuador por dando (10N, desplazamiento 10-12mm)	El dispositivo produce una fuerza de 7.5N. Se espera que alcance 12N en saturación.



Tabla 1.2. Comparación de sistemas hápticos vibrotáctiles

Referencia	Ubicación del actuador	Tipo de prótesis	Tipo de sistema sensorial	Número de voluntarios sin amputación/ amputación	Detalles del actuador	Resultados/ Conclusiones
[Nabeel, 2016]	Antebrazo	Mano impresión 3D	Sensor FSR diametro 0.5 pulgadas	0/6	Actuadores vibrotáctiles 10mm forma moneda	Efectividad del sistema vibrotáctil para incrementar la habilidad de la mano protésica para manipular obj. de diferente tamaño.
[Fontana, 2018]	Transradial y antebrazo	Mano virtual	Sistema sensorial virtual	30/0	3 actuadores vibrotáctiles de 10mm (Precision Microdrives)	Voluntarios detectan el tacto y sujeción con 94% y 84% de efectividad.
[Milea, 2017]	Transradial y antebrazo	Mano robotica teleoperada	sensor de 6GDL fuerza torque	12/0	4 Precision Microdrives 307 - actuadores vibrotáctiles 9mm	La efectividad incrementa con vibraciones en un 111% comparado con control sin feedback
[D'Lonzo, 2015]	Transradial	Mano de caucho	Sensor SCR	0/9	dos actuadores vibrotáctiles (310-101 precision microdrives)	Estimulo vibrotactil provee a la persona con amputación una gran sensación de pertenencia
[Ninu, 2014]	Antebrazo	Mano robótica	Sistema de sensado de fuerza montado en dedo	9/4	Motor DC (Maxon EC32, 15W)	El sistema vibrotactil es recomendado para mejorar la velocidad y agarre en prótesis mioeléctrica.



Tabla 1.3. Comparación de sistemas hápticos que estiran la piel

Referencia	Ubicación del actuador	Tipo de prótesis	Tipo de sistema sensorial	Número de voluntarios sin amputación/ amputación	Detalles del actuador	Resultados/ Conclusiones
[Kayhan, 2018]	Antebrazo	Mano virtual	Sistema sensorial virtual	11/0	Dispositivo wearable de 3 GDL con 2 motores y dos brazaletes	El dispositivo necesita mejoras. Usuarios reportan confusión en la información táctil
[Battaglia, 2017]	Antebrazo	Mano Pisa/IIT SoftHand	Sensores de posición	8/0	Dispositivo de actuación con servo.	El sistema permitió reconocer las formas de los objetos del ensayo de validación con una precisión de 73.3+11.2%.
[Bark, 2010]	Antebrazo	No incluye prótesis	No incluye sensores	10/0	Dispositivo diseñado por dos efectores de 14mm circulares por motor Shinsei USR30-B3	El dispositivo otorga beneficios para la recuperación de sensación integrado a prótesis mioeléctrica. Se recomienda horas de entrenamiento previo.
[Chinello, 2016]	Antebrazo	No incluye prótesis	Sensor de 6 GDL fuerza/torque (ATI Nano 25)	10/0	4 efectores cilíndricos controlado por cuatro servomotores	Participantes mantuvieron error promedio de 1.87mm para rotación y 2.84 mm para navegación espacial de brazo.
[Chinello, 2017]	Antebrazo	Manipulador robótico 6 GDL	Cuatro sensores de fuerza piezo (FSR)	10/0	4 efectores cilíndricos controlado por cuatro servomotores	Resulta útil para navegación espacial del brazo, mas no para información táctil.

Tabla 1.4. Comparación de sistemas hápticos que aprietan la piel

Referencia	Ubicación del actuador	Tipo de prótesis	Tipo de sistema sensorial	Número de voluntarios sin amputación/ amputación	Detalles del actuador	Resultados/ Conclusiones
[Godfrey, 2016]	Antebrazo	Pisa/IIT Soft Hand	Sensores de posición	6/1	Dispositivo de retroalimentación de la fuerza de los miembros superiores	Equipar al SHF con los sensores de posición táctil es un método alternativo efectivo a la utilización de los sensores de fuerza táctil.
[Treadway, 2015]	Antebrazo	No incluye prótesis	No incluye sensor	6/0	Dispositivo de banda de compresión que se puede llevar puesto por un servomotor, con un peso de 3,8 onzas.	Los voluntarios son capaces de reaccionar a las señales presentadas a través de la banda de compresión en la función de seguimiento compensatorio
[Morita, 2016]	Antebrazo	Prótesis mioeléctrica	FSR402	1/0	Wearable pequeño con dimensiones 97x117x39 mm	Se demostró la eficacia del dispositivo de estimulación de retroalimentación háptica para transmitir la presión de contacto
[Bianchi, 2014]	Transradial	No incluye prótesis	No incluye sensor	6/0	Un tejido de 60x160 mm impulsado por dos rodillos. Activado por motor DC HITEC	Experimento validaron la capacidad del dispositivo háptico para provocar estados emocionales táctiles
[Damian, 2012]	Transradial	No incluye prótesis	FSR	10/0	Dispositivo de un único actuador	El dispositivo propuesto es capaz de mostrar las fuerzas normales y la velocidad de deslizamiento de una manera silenciosa y de alta precisión.

Tabla 1.5. Comparación de sistemas hápticos electrotáctiles

Referencia	Ubicación del actuador	Tipo de prótesis	Tipo de sistema sensorial	Número de voluntarios sin amputación/ amputación	Detalles del actuador	Resultados/ Conclusiones
[Franceschi, 2017]	Antebrazo	No incluye prótesis	No incluye sensor	8/0	Electrodos MAXSENS	Todos los voluntarios fueron capaces de reconocer diferentes formas, con una precisión de reconocimiento del $86\pm 8\%$ para las líneas, $73\pm 13\%$ para las geometrías, $72\pm 12\%$ para las letras
[Strbac, 2017]	Antebrazo	Prótesis Michelangelo	Sensor de fuerza (Strain gauge)	0/9	Electrodos MAXSENS	El sistema de estimulación por electro-retroalimentación fue capaz de mejorar el rendimiento de las prótesis
[Dosen, 2017]	Antebrazo	Mano virtual	Sensores virtuales táctiles	8/0	electrodos en arreglo matriz	La retroalimentación visual y la retroalimentación táctil tienen un rendimiento similar durante la rutina de agarre.
[Liu, 2014]	Antebrazo	Prótesis de mano	Sensor FSR	0/2	Electrodos TENS	Se ha demostrado la viabilidad de recuperar la sensación de presión de la punta del dedo protésico basada en la sensación táctil evocada
[Isaković, 2016]	Antebrazo	Protesis de mano impresión 3D con actuadores lineales	Sensor de presión	5/0	dos electrodos de estimulación	Los resultados mostraron la eficacia de los electroestimuladores de retroalimentación para transmitir la información táctil de manera rápida

Tabla 1.6. Comparación de sistemas hápticos térmicos

Referencia	Ubicación del actuador	Tipo de prótesis	Tipo de sistema sensorial	Número de voluntarios sin amputación/ amputación	Detalles del actuador	Resultados/ Conclusiones
[Gallo, 2015]	Dedo	No incluye prótesis	LSMN-TR2252	10/0	Matriz de sensores táctiles y celdas peltier	Se demostró el potencial del dispositivo háptico como un sistema háptico prometedor para proporcionar retroalimentación háptica en la teleoperación
[Ueda, 2016]	Antebrazo	Prótesis mioeléctrica	AD-1214 tipo K termocupla	10/0	Celda peltier	Las pruebas de evaluación de la distinción de la temperatura de diez participantes presentan una tasa de éxito media del 88%.
[Sato, 2012]	No es claro en el artículo	No incluye prótesis	Termocupla K	0/0	4 celdas peltier KSMH029F	El tiempo de reconocimiento de la variación de la temperatura se mejoró en un 36% en promedio, en comparación con el uso de solamente una celda Peltier.
[Gabardi, 2018]	Dedo	No incluye prótesis	Sistema virtual de sensores	3/0	2 celdas peltier Telecom-Grade 20038	La capacidad del Dedal Háptico para proporcionar una caracterización consistente e informativa sobre la temperatura virtual se mejoró experimentalmente
[Nakatani, 2016]	No es claro en el artículo	No incluye prótesis	Termocupla K	0/0	4 celdas peltier KSMH029F	El tiempo de reconocimiento de la variación de la temperatura se mejoró en un 36% en promedio, en comparación con el uso de solamente una celda Peltier.

## **CAPÍTULO 2**

### **DISEÑO CONCEPTUAL**

El siguiente capítulo aborda la lista de requerimientos técnicos que debe cumplir la propuesta de diseño a ser implementada. Posteriormente, la estructura de funciones globales de la propuesta son descritos. Finalmente, el proyecto óptimo que cumple los requerimientos es presentado.

#### **2.1. Requerimientos del diseño**

En esta sección son descritas las propiedades técnico económicas considerados como requerimientos con las que el diseño del sistema debe cumplir. Dado que prevalece un alto grado de singularización de acuerdo a cada usuario, yace la problemática de la personalización. En este sentido, los siguientes requerimientos serán referidos para el modelo de prótesis mioeléctrica “PUCP-Hand” desarrollado en el Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA-PUCP).

##### **2.1.1 Función Principal**

Diseño de un sistema de retroalimentación háptico palmo dactilar para la prótesis de miembro superior modelo “PUCP-Hand” que devuelva al usuario sensaciones táctiles y propioceptivas de manera intuitiva no invasiva.

##### **2.1.2 Geometría**

El sistema propuesto se integrará como un componente adicional de la prótesis de miembro superior “PUCP-Hand”, diseñado para operar en conjunto con ella. Esta prótesis de tipo transradial dispone el encaje alrededor de la sección amputada transradial; asimismo, los sensores son dispuestos en la mano protésica.. Por ello, el sistema de retroalimentación debe ajustarse a las dimensiones disponibles, que están determinadas tanto por la mano protésica como por el antebrazo del usuario (aproximadamente entre 26.4 y 27 cm, de acuerdo con la antropometría peruana para adultos) [Ramirez, 2006].



Considerando que el usuario del sistema háptico podría conservar movimiento de pronación-supinación en la extremidad, el sistema desarrollado debe asegurar un contacto constante con los puntos seleccionados en la piel del usuario. Esto es esencial para que los actuadores electrónicos mantengan su posición sin desplazamiento relativo, garantizando así un funcionamiento adecuado.

### **2.1.3 Cinemática**

El correcto desempeño del sistema depende de que los sensores y actuadores mantengan un contacto constante tanto con la palma interna de la prótesis como con la piel del antebrazo. Dado que el propósito de esta tesis es transmitir las sensaciones táctiles al usuario, no debe existir ningún tipo de movimiento relativo entre el sistema y la superficie de la piel en contacto.

### **2.1.4 Cinética**

El subsistema de mediciones en la palma protésica no excederá un peso de 100g distribuidos en el área palmo dactilar. Asimismo, los subsistemas de control y de actuación no excederán un peso de 100g y 200g dispuestos en la prótesis y antebrazo del usuario respectivamente.

La profundidad de indentación de las fuerzas aplicadas por la etapa de actuación del sistema sobre la piel del usuario variará entre 1.6 y 4.2 mm, intervalo que corresponde al comportamiento cuasi lineal del Módulo de Young en la piel, según Pailler-Mattei [Pailler-Mattei, 2008].

### **2.1.5 Energía**

El sistema de retroalimentación se diseñará para operar de manera energética independiente de la prótesis mioeléctrica “PUCP-Hand”, cuyo tiempo activo de funcionamiento en laboratorio alcanza hasta 6 horas. Esta duración se toma como referencia para asegurar que el sistema de retroalimentación permanezca energizado mientras la prótesis esté en uso, lo cual permitirá seleccionar una batería de capacidad suficiente, de mínimo peso y tamaño, conforme a los requisitos de geometría y cinética establecidos.

Debido al contacto continuo entre la piel del antebrazo del usuario y el dispositivo háptico, la corriente utilizada deberá mantenerse por debajo del umbral máximo seguro para el cuerpo humano (50 mA DC, asociado a la pérdida de control motor) [Socorro, 2015], asegurando que todas las conexiones estén correctamente aisladas para prevenir contacto directo.

### **2.1.6 Ergonomía**

El diseño del dispositivo deberá cumplir con la “Norma básica de ergonomía y procedimiento de evaluación de riesgo disergonómico” [Ministerio del Trabajo, 2008], garantizando que el usuario experimente el mayor grado de comodidad posible al emplear el dispositivo háptico. Para ello, el dispositivo debe ajustarse a la forma del antebrazo en la sección de los actuadores y adaptarse a la palma interna en la ubicación de los sensores, permitiendo libertad de movimiento y asegurando el confort del usuario.

Existe en la actualidad una norma técnica de código ISO/FDIS 9241-971 relativo a la interacción ergonómica humano-sistema referido a accesibilidad táctil; sin embargo, esta se encuentra aún en desarrollo.

### **2.1.7 Materiales**

los componentes del sistema deberán fabricarse con materiales ligeros que permitan su manipulación eficiente, aplicando esta consideración a ambos subsistemas de

sensado y actuación. Tal como se indicó en la sección de cinética, el peso total del sistema no debe exceder los 400 g.

Además, dado el uso frecuente de la prótesis y su exposición al ambiente, el sistema de retroalimentación háptica debe considerar emplear materiales hipoalergénicos que no causen irritación en la piel del usuario ni provoquen sudoración excesiva.

Los materiales mecánicos y electrónicos del sistema deberán ser comprados de manera local.

### **2.1.8 Señales**

En cuanto respecta a las señales asociadas al suministro de energía, los elementos de suministro de energía que se utilizarán serán de tipo comercial, ya que son los disponibles en el mercado. En consecuencia, los sensores, actuadores y tarjetas electrónicas integrados en el sistema deberán operar con niveles de voltaje y corriente estándares para garantizar un suministro adecuado de energía.

Dado que el sistema está vinculado a las sensaciones táctiles y propioceptivas, se priorizarán componentes comerciales que ofrezcan la menor latencia posible, a fin de asegurar una rápida transmisión de señales entre los sensores, el controlador y los actuadores del sistema.

### **2.1.9 Seguridad**

El sistema desarrollado estará en contacto constante con el usuario, por lo que deberá incorporar medidas de seguridad que prevengan cualquier accidente relacionado tanto con los componentes electrónicos como con los materiales de fabricación del dispositivo. Además, se debe integrar un botón de apagado de emergencia.

Dado que las actividades cotidianas del usuario pueden implicar exposición a líquidos, grasas y polvo, el sistema de retroalimentación deberá contar con una

protección impermeable que resguarde los elementos de sensado y actuación, preferentemente seguir consideraciones de los estándares de protección IP 66 e IP 67.

#### **2.1.10 Fabricación**

La fabricación del sistema será hecha de manera local; asimismo serán tomadas técnicas comerciales nacionales de acuerdo a la capacidad local. Ello comprende a los sistemas mecánicos y electrónicos. Se buscará encontrar el menor costo posible sin afectar en absoluto las condiciones de funcionamiento.

#### **2.1.11 Uso**

El usuario únicamente interactúa con el sistema háptico diseñado en el encendido y apagado del sistema. Su funcionamiento interno (programación y configuración de parámetros) son acondicionados para el usuario en una etapa anterior a su colocación.

#### **2.1.12 Mantenimiento**

El diseño se realizará teniendo en consideración la realización de procedimientos de mantenimiento preventivo en los subsistemas de sensores, control y actuadores del sistema.

Dado que el sistema de retroalimentación opera en conjunto con la prótesis “PUCP-Hand” la cual se utiliza en promedio durante 6 horas diarias [Pylatiuk, 2007], es posible que los sensores y actuadores electrónicos requieran reemplazo debido a posibles disfunciones o, en el peor de los casos, a daños. El proceso de sustitución de sensores, controladores y actuadores deberá completarse en un lapso de entre 30 y 60 minutos.

En la tabla 2.1 se presenta un resumen de los requerimientos, antes mencionados del dispositivo.

Tabla 2.1. Resumen de los requerimientos del dispositivo

<b>Consideración</b>	<b>Requerimiento</b>
Geometría	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ocupar el mínimo espacio posible, restringido por las dimensiones del antebrazo y el tamaño de la prótesis 'PUCP-Hand.'</li> <li>- Facilitar el acoplamiento con el antebrazo y permitir el reemplazo sencillo de sensores y actuadores.</li> </ul>
Cinemática	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Evitar cualquier desplazamiento relativo entre el sistema de retroalimentación y el antebrazo.</li> </ul>
Energía	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Contar con un propio sistema de suministro (Batería 6h).</li> <li>- Consumir el mínimo necesario de energía.</li> <li>- No exceder los 50mA DC de corriente en los sensores y actuadores.</li> <li>- Conexiones eléctricas debidamente aisladas al contacto.</li> </ul>
Materiales	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sistema y materiales livianos</li> <li>- Materiales resistentes y anticorrosivos.</li> </ul>
Señales	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sistemas de alimentación actuando con niveles comerciales de voltaje.</li> <li>- Sencillo suministro de energía.</li> <li>- Señales de ingreso al sistema: señal de sensado de propiocepción, señal de sensado de fuerza y/o presión, señal de detección de deslizamiento inminente, señal de encendido del sistema.</li> <li>- Señales de salida del sistema: señal de actuación asociada a propiocepción, señal de actuación asociada a la fuerza y/o presión, señal de actuación asociada al deslizamiento inminente.</li> </ul>
Seguridad	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cumplir con la Norma Básica de Ergonomía Nacional.</li> <li>- Asegurar la comodidad del usuario.</li> <li>- Minimizar la posibilidad de sudoración excesiva.</li> <li>- Preferencia: Procurar adherirse a los estándares de la norma ISO/FDIS 9241-971 sobre interacción ergonómica humano-sistema (en proceso de publicación)</li> </ul>
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Seguir la Norma Básica de Ergonomía Nacional</li> <li>- Garantizar la comodidad del usuario.</li> <li>- Evitar la sudoración excesiva.</li> <li>- Deseo: Procurar cumplir los estándares de la norma ISO/FDIS 9241-971 relativo a interacción ergonómica humano-sistema (norma por publicar)</li> </ul>
Fabricación	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La fabricación del sistema se realizará a nivel local.</li> <li>- Se emplearán técnicas comerciales nacionales acorde a la capacidad local.</li> <li>- Esto aplicará tanto para los sistemas mecánicos como electrónicos.</li> <li>- Se optimizarán los costos al máximo sin comprometer las condiciones de funcionamiento.</li> </ul>



Tabla 2.1. (cont.) Resumen de los requerimientos del dispositivo

<b>Consideración</b>	<b>Requerimiento</b>
Uso	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Energizado directo para funcionamiento.</li> <li>- Las condiciones de funcionamiento son las mismas a las que funcionará la prótesis "PUCP-Hand". Este modelo protésico de laboratorio se encuentra en el Campus de la Universidad Católica donde las condiciones de funcionamiento son las siguientes: Altura: 0-100 m.s.n.m.; Humedad Relativa: 70-90%.</li> </ul>
Mantenimiento	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El diseño incluirá la posibilidad de realizar mantenimiento preventivo en los subsistemas de sensores, control y actuadores del sistema.</li> <li>- Dado que el sistema de retroalimentación trabaja junto con la prótesis "PUCP-Hand" que se utiliza en promedio 6 horas diarias [Pylatiuk, 2007], los sensores y actuadores electrónicos podrían requerir reemplazo debido a disfunciones o daños eventuales.</li> <li>- La sustitución de sensores, controladores y actuadores deberá completarse en un tiempo estimado de entre 30 y 60 minutos.</li> </ul>
Electrónica	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Disponer de sensores que puedan medir información relativa a la propiocepción espacial del gesto flexo-extensión (posición angular del dedo), así como la fuerza/presión al sostener objetos (N/Pa) e información relativa al deslizamiento indeseado de objetos (booleano de notificación deslizamiento).</li> <li>- Disponer de actuadores que provoquen tres estados de excitación asociados a: (i) La posición angular del dedo, (ii) a la medida de fuerza/presión ejercida contra un objeto, (iii) Notificación de un deslizamiento inminente de un objeto que está siendo sujetado.</li> <li>- Disponer de una unidad de control de procesos para el tratamiento con periféricos: Que reciba la data que está siendo sensada, que escale una respuesta proporcional para ser enviada a las unidades de actuación/excitación.</li> </ul>
Comunicaciones	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Las comunicaciones son sostenidas únicamente entre dentro del sistema. El diseño planteado no requiere comunicación con un dispositivo externo, computador, o la misma prótesis "PUCP-Hand".</li> </ul>
Software	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El sistema debe contar con tres algoritmos para garantizar el funcionamiento adecuado: (i) Un algoritmo de nivel alto de control central que interactúe con periféricos (sensores y actuadores), (ii) Un algoritmo de nivel intermedio para la etapa de sensado, (iii) Un algoritmo de nivel intermedio para la etapa de actuadores.</li> </ul>

## 2.2. Estructura de funciones

El uso de la estructura de funciones permite abstraer el problema, ayudando a evitar tanto sesgos hacia soluciones específicas como bloqueos mentales en el proceso de diseño. Esta técnica también facilita la organización y la identificación de las funciones que el diseño debe cumplir.

El desarrollo comienza considerando el diseño como un conjunto de elementos de un sistema mecatrónico fundamental, para posteriormente listar las funciones generales que deberá desempeñar el sistema de retroalimentación háptico. Un diagrama se tradicional VDI 2206 puede verse en la Figura 2.1.

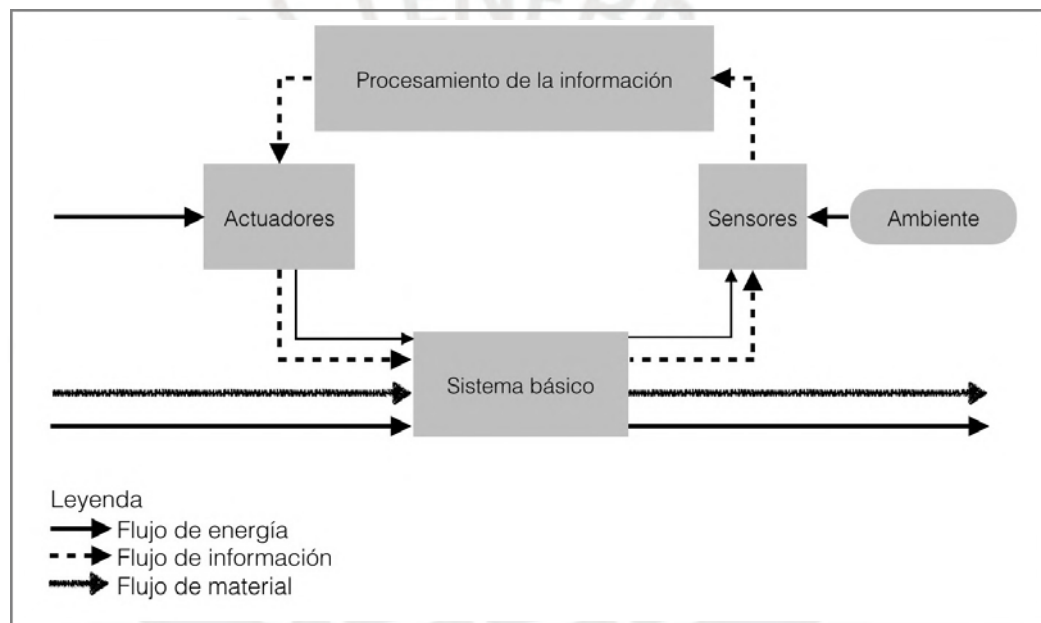


Fig. 2.1. Estructura de funciones de un sistema mecatrónico  
[Asociación de Ingenieros Alemanes, 2006]

Al respecto; es importante destacar que para cuando la metodología de diseño mecatrónico fue planteada - entre el 2000 y 2006 -, la Norma VDI 2206 era empleada para el diseño de máquinas destinadas a la fabricación y producción, casi de manera exclusiva. En este tipo de máquinas la persona era considerada un operario que ingresaba comandos del valor de referencia (SET POINT) en un diagrama de lazo de control [Gausemeier & Moehring, 2002].

En la presente tesis, se busca aplicar la metodología de diseño a un caso en el que el usuario está integrado al proceso, es decir, además de fijar los parámetros de

referencia, conforma la planta del sistema. Los efectos de los actuadores serán ejecutados sobre un ser vivo involucrado, por lo tanto es necesario que la estructura de funciones de la norma VDI 2206 sea presentada considerando que el sistema genera estímulos (actuadores, indicadores, etc) que modifican al usuario constantemente y que por tanto la nueva estructura de funciones debe considerar además de un efecto físico, un efecto emocional. Se plantea así un reordenamiento en la Figura 2.2.

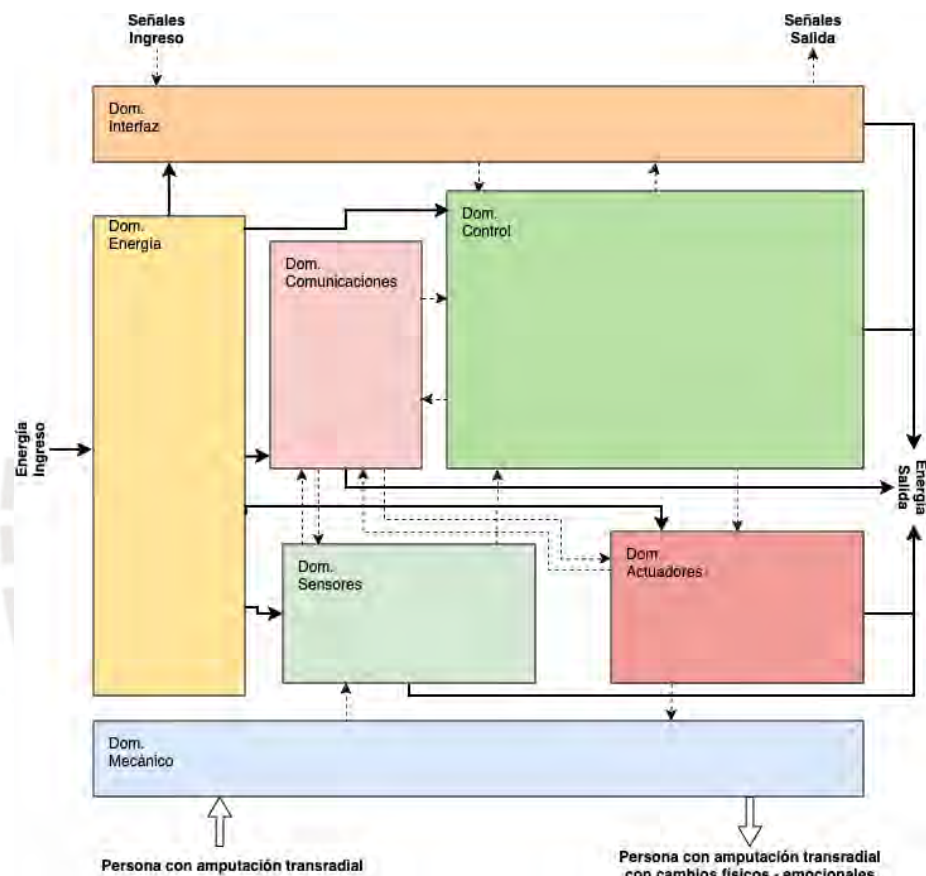


Fig. 2.2 Adecuación de estructura de funciones para sistemas mecatrónicos wearables

Como se aprecia, esta nueva adecuación considera al usuario como parte integral del sistema; usuario con el que interactúan las señales de ingreso y salida en ambos sentidos pues el sistema actúa en función de la destreza del usuario. Asimismo es considerada la energía que ingresa y sale del sistema.

El diagrama de funciones es dividido así en siete dominios: Mecánico, Actuadores, Control, Comunicaciones, Sensores, Interfaz y Energía. A continuación se presentan las funciones internas dentro de cada dominio.

### Dominio Mecánico

Este dominio cuenta con dos funciones llamadas “Accionar estímulo sujeción” y “Accionar estímulo ubicación espacial”. La primera recibe como entrada el interior de la palma de la prótesis mioeléctrica; asimismo, recibe la entradas entradas del dominio de los actuadores; también es tomada la información que va hacia el dominio de los sensores. Por último se genera una salida que es la sección amputada del usuario estimulada. Se aprecia este dominio en la Figura 2.3.

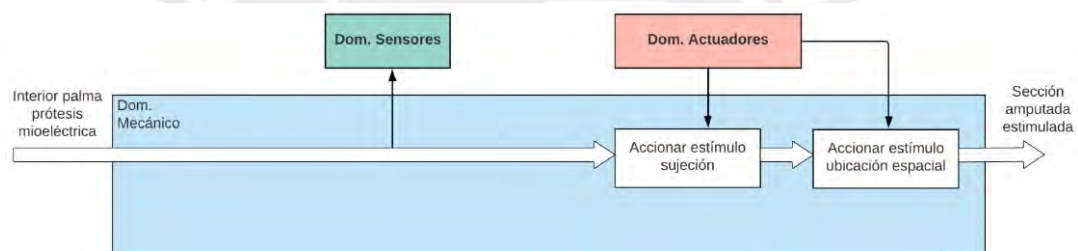


Fig. 2.3 Dominio mecánico

### Dominio Actuadores

Este dominio (Figura 2.4) cuenta con dos funciones. La primera “Activar actuadores táctiles” recibe señal del dominio de control y actúa sobre el dominio mecánico directamente; de manera similar se comporta la función “Activar actuadores de propiocepción”. El dominio recibe ingreso de energía eléctrica para su funcionamiento y por ende también la libera en forma de vibraciones, ruido y calor.

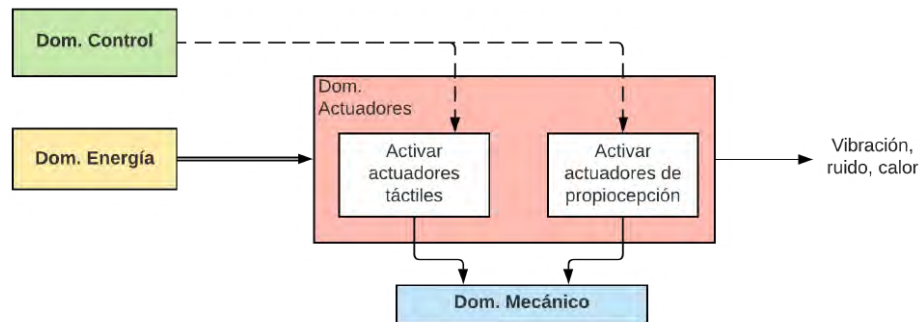


Fig. 2.4 Dominio de actuadores

### Dominio Comunicaciones

Dentro del dominio ocurren dos funciones “Enviar señales” y “Recibir señales”. Ambas funciones transmiten señales con el dominio de control tal como se ve en la Figura 2.5. Reciben a su vez entrada del Dominio de la energía.

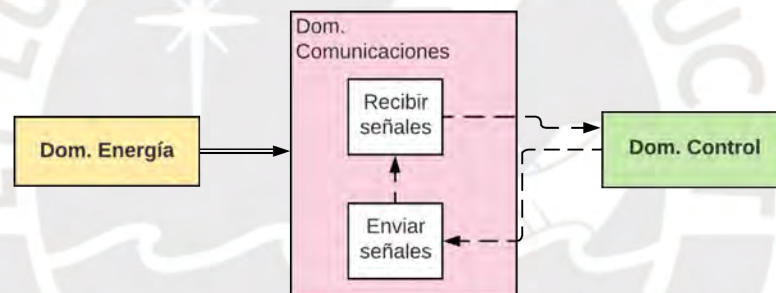


Fig. 2.5 Dominio de comunicaciones

### Dominio Control

Dentro del dominio ocurre una función madre llamada “Procesar señales” la cual es encargada de recibir la información que proviene del dominio de los sensores, así como establecer la relación de entrada salida con el dominio de comunicaciones; esta función madre es la encargada de mandar las señales de indicación al dominio de la interfaz.

A su vez, “Procesar señales” es encargada de ejecutar “Calcular información táctil” y “Calcular información propioceptiva”; estas funciones calculan la data necesaria relativa a las sensaciones táctiles y propioceptivas del sistema y envían señales de salida hacia el dominio de actuadores.



Finalmente, el dominio de control recibe ingreso de energía eléctrica; por tanto, también libera energía en forma de calor, vibraciones y ruido. En la Figura 2.6 se aprecia la disposición.

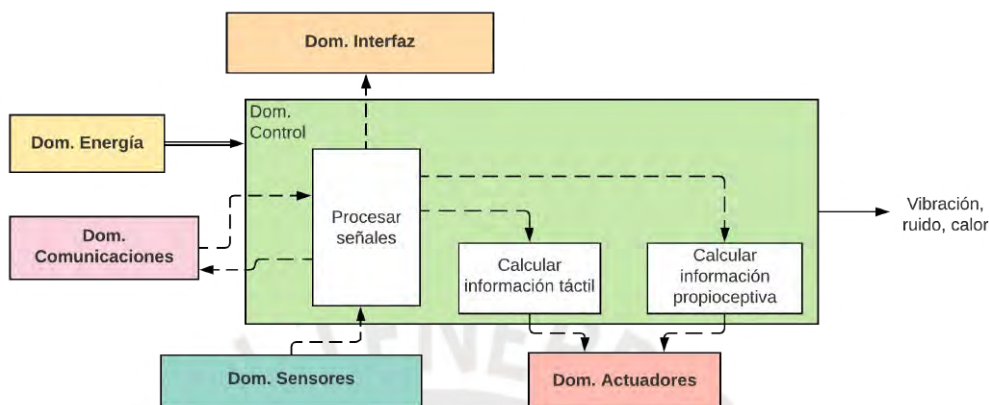


Fig. 2.6 Dominio de control

### Dominio Sensores

Este dominio (Figura 2.7) cuenta con tres funciones. La primera “Sensor presión/agarre” es la encargada de medir la actividad asociada con la presión de objetos; la segunda “Sensor deslizamiento”, mide la actividad asociada con el deslizamiento de los objetos; finalmente “Sensor propiocepción”, mide la actividad asociada con el posicionamiento espacial relativo de la prótesis de mano. Estas funciones reciben esta información de los sensores montados en el interior de la palma de la prótesis de mano. Emiten señales de salida que van hacia el dominio de control. Para operar el dominio requiere alimentación eléctrica.

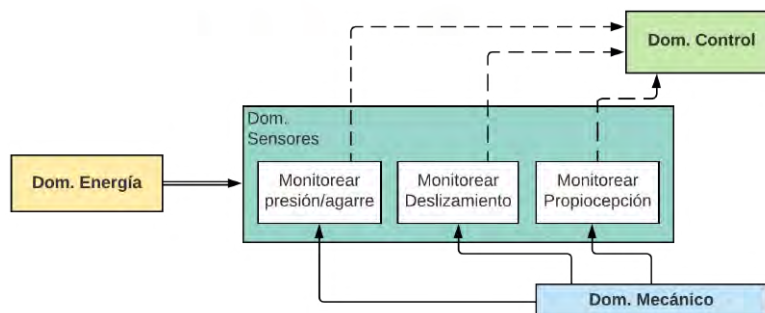


Fig. 2.7 Dominio de sensores

### Dominio Interfaz

Este dominio (Figura 2.8) contiene a las funciones necesarias para el encendido y apagado del sistema en escenario de operación regular, así como cuando sea necesario detenerlo por emergencia; a saber: “Iniciar el sistema”, “Apagar el sistema” y “Parar el sistema”. Estas funciones generan una salida conectada al dominio de energía. Por otro lado, la función “Mostrar indicador del sistema” recibe información del dominio de control para mostrar las señales externas de indicador de funcionamiento de sistema, así como el estado de la batería. El dominio recibe una entrada de energía eléctrica.

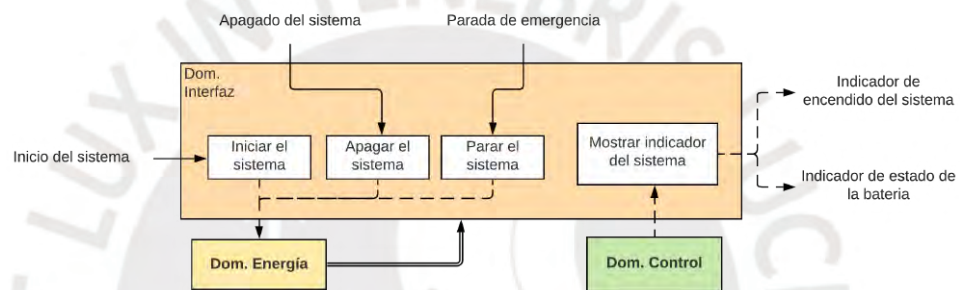


Fig. 2.8 Dominio Interfaz

### Dominio Energía

El dominio cuenta con dos funciones vinculantes. La primera “Activar Energía” recibe la entrada de 12V de la batería, así como las señales que recibe del dominio de interfaz. Su salida está conectada con la función “Acondicionar energía” la cual se encarga de regular las salidas de corriente para cada dominio que requiere energizado. Este dominio se aprecia en la Figura 2.9.

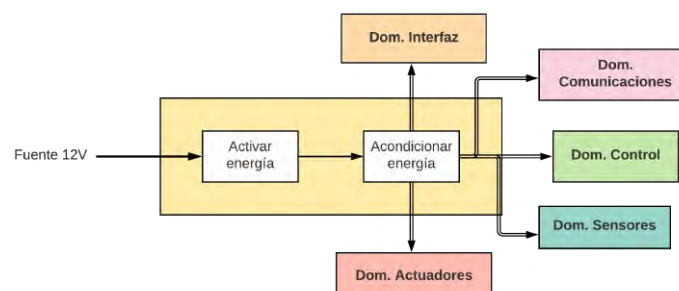


Fig. 2.9 Dominio Energía

### Estructura de funciones global

El funcionamiento del sistema requiere la interconexión de los siete dominios definidos, cada uno desempeñando un rol esencial en la comunicación y respuesta del sistema. El proceso comienza con la detección de datos a través de los sensores ubicados en la palma de la prótesis mioeléctrica, que capturan estímulos del entorno en tiempo real. Este conjunto de sensores mide información clave relacionada con la sensación táctil, como la textura y presión, además de la ubicación espacial relativa (propiocepción), que permite al usuario percibir la posición de la prótesis respecto a su entorno.

Los valores registrados por el dominio de sensores se envían al dominio de control, que procesa las señales, gestiona el envío y recepción de datos con el dominio de comunicaciones, y realiza los cálculos necesarios para interpretar la información táctil y propioceptiva. Este procesamiento asegura que la retroalimentación sea rápida y precisa, facilitando la activación del dominio de actuadores para transmitir las señales al usuario.

Los actuadores ejercen fuerza sobre el antebrazo de la persona con amputación a nivel transradial, simulando sensaciones táctiles y propioceptivas para mejorar la percepción y control del usuario. El dominio de interfaz se encarga de las funciones de encendido, apagado y emergencia del sistema, transmitiendo también el estado del dispositivo y de la batería.

Por último, el dominio de energía gestiona la entrada de la batería del sistema, acondicionando y distribuyendo la energía a cada dominio según sus necesidades, lo que optimiza el uso y prolonga la autonomía del sistema.

La Figura 2.10 muestra la estructura funcional global, ilustrando la relación entre los dominios y su contribución al funcionamiento general del sistema.

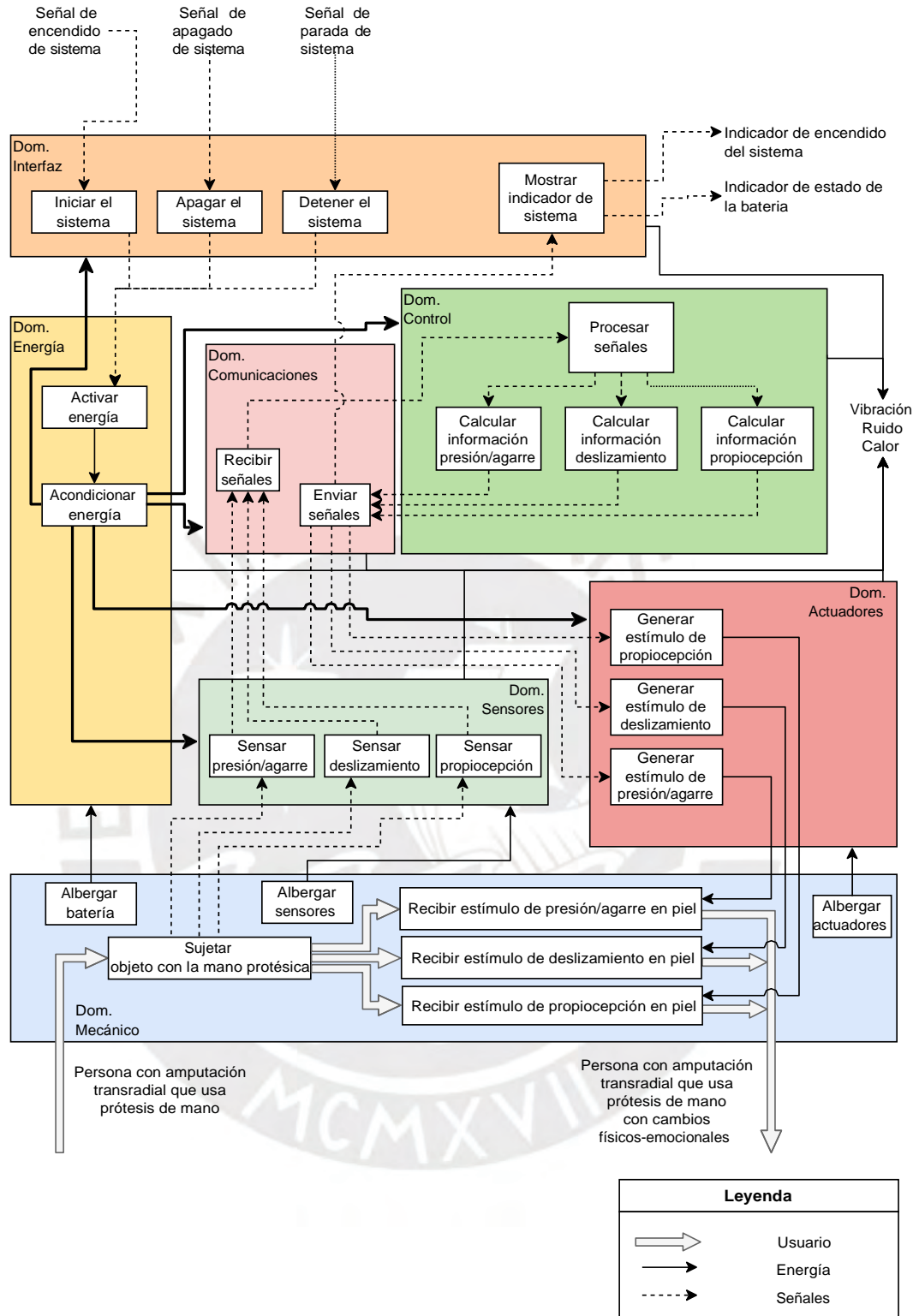


Fig. 2.10 Estructura de funciones global

### 2.3. Concepto de solución

El concepto de solución seleccionado es mostrado en la Figura 2.11. De acuerdo a la metodología seguida, una etapa trascendental de la formulación del concepto de solución es la Matriz Morfológica. Esta matriz permite mostrar distintas alternativas de solución de acuerdo a cada una de las funciones listadas en la estructura de funciones. La combinación de cada una de estas alternativas permite generar un concepto de solución. En el Anexo A.1. se muestra la matriz morfológica. El análisis y evaluación de los conceptos de solución de acuerdo a considerandos técnicos - económicos se encuentra en el Anexo A.2.

La Figura 2.11 muestra el concepto de solución seleccionado. Este concepto es obtenido tras haber elaborado la matriz morfológica. Esta matriz es generada en función de la estructura de funciones global planteada. de las combinaciones de propuesta de solución se obtienen 3 propuestas integradas. Cada una de estas propuestas de solución es sometida a un análisis técnico-económico comparado entre las tres propuestas. Este procedimiento de selección es presentado en el Anexo A.1 y Anexo A.2.

El control del subsistema se encuentra montado en el dorso de la palma. Cuenta con una tarjeta microcontroladora con *Bluetooth* incorporado; asimismo, la batería se encuentra montada adyacente.

En cuanto respecta al subsistema de actuación. El sensor de flexión está asociado a la propiocepción de apertura-cierre de la mano; los sensores de fuerza están asociado al agarre de objetos; y el sensor de deslizamiento a la fuerza de fricción con la que un objeto se sujeta. Así cada una de estas sensaciones es transmitida al usuario a través de un arreglo de tres vibradores dispuestos de manera vertical sobre la cara interna de la sección amputada. El arreglo cuenta con: Una batería para su funcionamiento independiente, una tarjeta PCB encargada de regular las intensidades de vibración según sea el caso, así como con un terminal de recepción para comunicación *Bluetooth*.



Como se ve en la Figura. 2.11, cada uno de los equipos que integran el sistema (sensorial-control y háptico) se encuentran distribuidos al interior de dos estructuras flexibles creadas con fabricación digital. Ambas unidades son independientes inalámbricamente y establecen comunicación por *Bluetooth*.

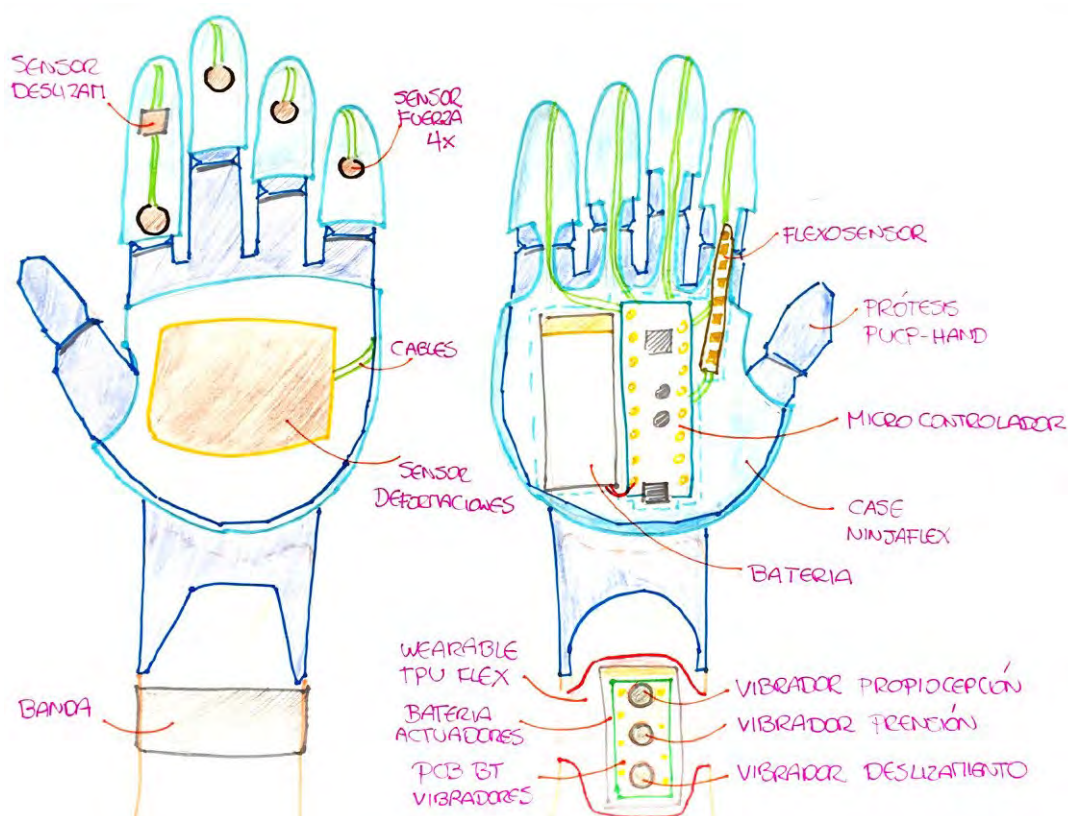


Fig 2.11 Propuesta de solución

Una descripción mucho más detallada de los subsistemas de sensado y actuación es mostrado en las figuras 2.12 a 2.14.

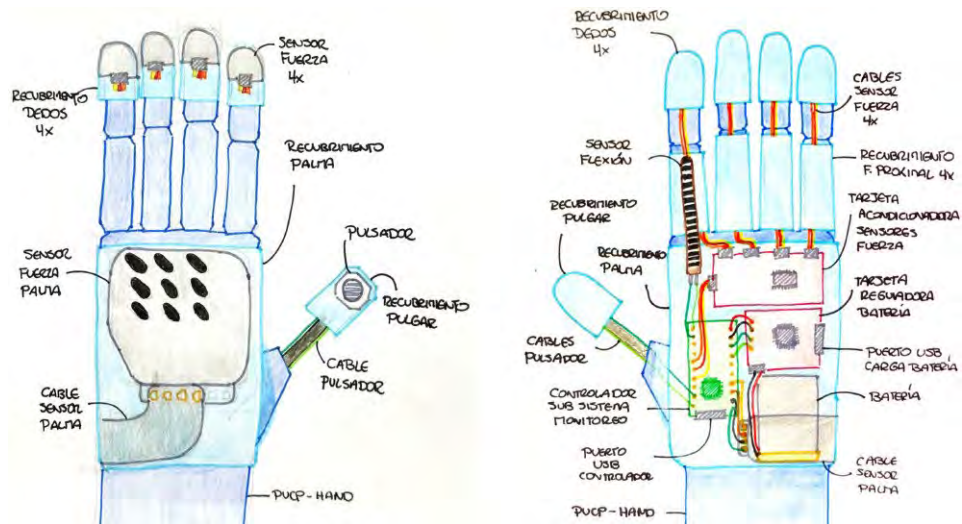


Fig 2.12 Disposición espacial subsistema sentido

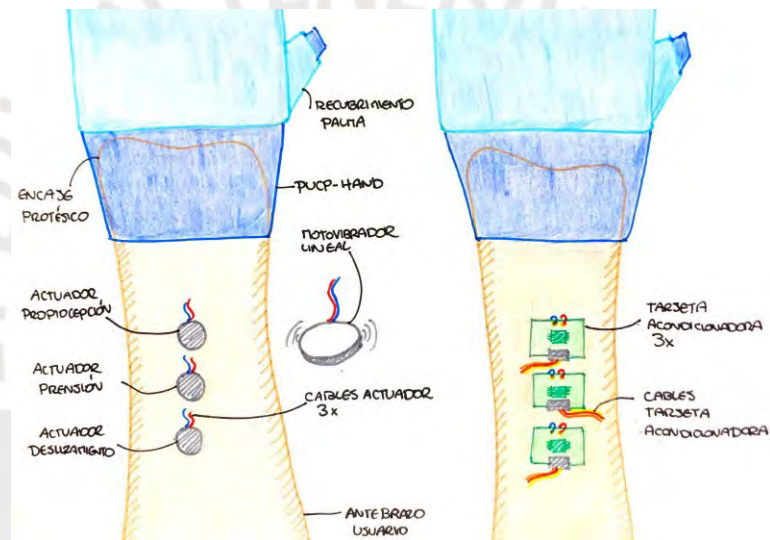


Fig 2.13 Disposición espacial subsistema actuación

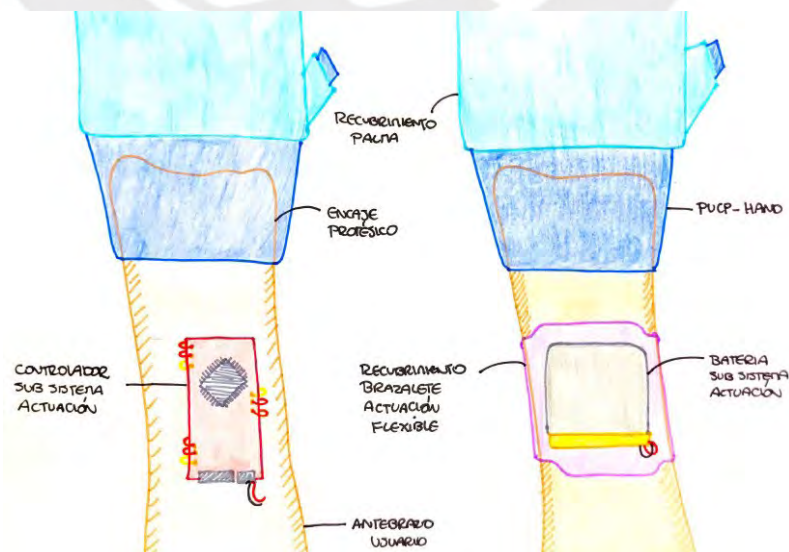


Fig 2.14 Disposición espacial subsistema actuación-controlador

## CAPÍTULO 3

### INGENIERÍA DE DETALLE DEL SISTEMA MECATRÓNICO

El siguiente capítulo detalla el proceso de diseño del sistema háptico. Se inicia con el diseño electrónico, desglosando sus subsistemas, la arquitectura de control que los regula y los componentes electrónicos seleccionados. Posteriormente, se describe el diseño mecánico, incluyendo un análisis de deformación de las piezas clave bajo las condiciones de trabajo más exigentes. Finalmente, se explican los algoritmos de control que implementará el sistema háptico.

#### 3.1. Diseño electrónico

La Figura 3.1 presenta el esquema general de la arquitectura de control, en el cual se visualiza el sistema de control configurado en modo *Master-Slave* junto con las interconexiones entre los diversos componentes. A continuación, se detallan los componentes electrónicos que conforman tanto el subsistema de sensado como el de actuación.

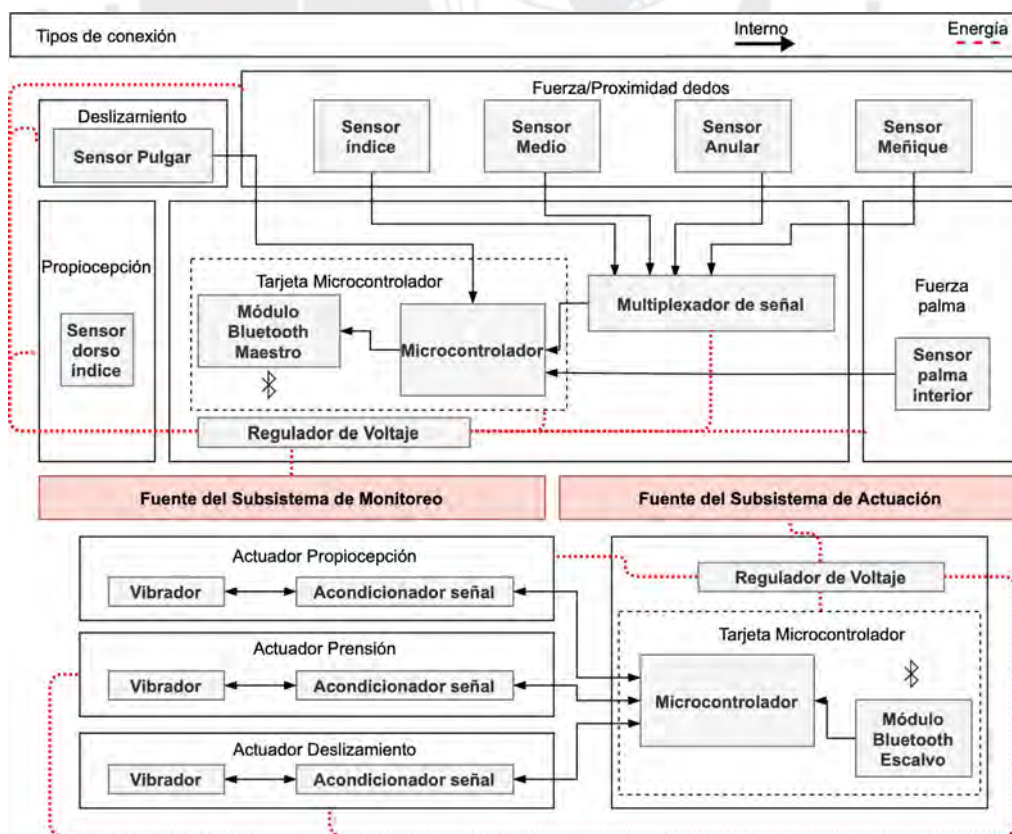


Fig 3.1 Arquitectura de control subsistemas sensado-actuación

### 3.1.1 Subsistema de sensado

Este subsistema se encuentra completo por los sensores, acondicionadores de señal, controlador y sistema de batería. Se proporcionará una descripción de los criterios de selección de cada componente y sus especificaciones técnicas clave.

#### 3.1.1.1 Sensor de fuerza/proximidad yemas

La selección de los sensores de fuerza consideró el rango de medición (0-5N), las dimensiones del área de montaje del sensor (con un diámetro máximo de 25 mm, correspondiente al diámetro de la yema del dedo medio), y la precisión en la respuesta lineal de salida calibrada. Las opciones que cumplen con estos criterios se presentan en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 Comparación de sensores de fuerza

Atributo	Tamaño	Rango	Error Lineal
Flexiforce A301	longitud=24.5mm, área=9.53 mm <sup>2</sup>	0-111N	<3%
FSR 400 Interlink Electronics	longitud = 38 mm, área sensado =5 mm <sup>2</sup>	0-25N	<6%
Robotic Finger Sensor V2	largoxancho=20x20mm, área sensado=5mm <sup>2</sup>	0-25N	<2%

La Tabla 3.1 muestra que las opciones propuestas cubren el rango de medición requerido. No obstante, es la tercera alternativa la que presenta un menor porcentaje de error lineal en comparación con los otros sensores evaluados. Además, según la hoja de datos del fabricante, los “Robotic Finger Sensor V2” incluyen un sensor infrarrojo para detectar proximidad frente a obstáculos.

El fabricante de este sensor ofrece una tarjeta que permite la lectura simultánea de varios sensores para entregar una única salida hacia el microcontrolador ; así como librerías de código para aplicación híbrida de detección de obstáculos y medición de fuerza. Por lo tanto se seleccionan los sensores ‘Robotic Finger Sensor V2’ que se muestra en la Figura 3.2, cuyas propiedades se encuentran en el Anexo E.1.



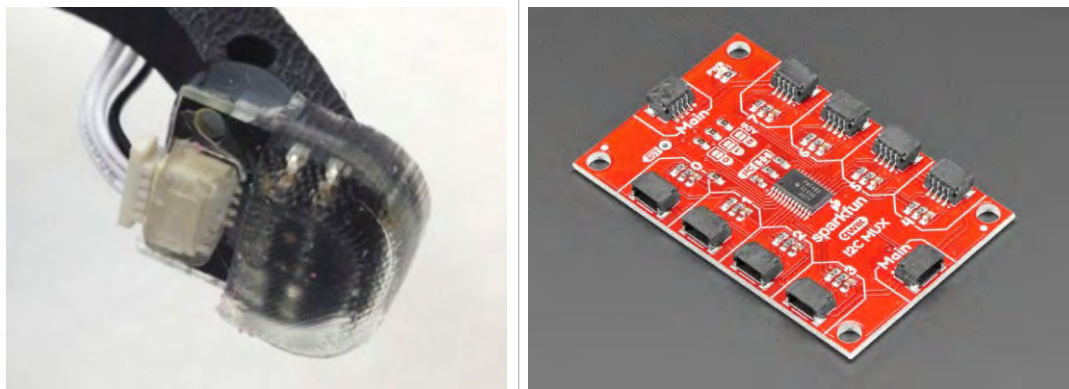


Fig. 3.2 Sensor de Fuerza/proximidad y Driver MUX

### 3.1.1.2 Sensor de fuerza palma

La selección del sensor de fuerza consideró el rango de medición (0-5N), las dimensiones del área de montaje (máximo 40x40 mm<sup>2</sup> en el interior de la palma protésica), la flexibilidad necesaria para adaptarse a los movimientos previstos de la prótesis, así como la precisión en el comportamiento lineal de la salida calibrada. Las opciones que cumplen con estos criterios se presentan en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2 Comparación de sensores de fuerza palma

Atributo	Tamaño	Rango	Error Lineal	Flexibilidad
Flexiforce A101	largo=38.5mm, área=9.53 mm <sup>2</sup>	0-80N	<3%	No
Loomia Mini Pressure Matrix	largo = 38 mm, área sensado =30 mm <sup>2</sup>	0-10N	<5%	Si
Piezo Ribbon Sensor	largo=600mm,	0-25N	<2%	No

En la Tabla 3.2 se aprecia que las tres opciones se encuentran dentro del rango de carga requerido, sin embargo son las dimensiones en donde varían, así como en el rango lineal del error. La decisión es tomada en función del área que el sensor abarca, así como su flexibilidad. Si bien, en comparación con el resto el 'Loomia Mini Pressure Matrix' ofrece una tolerancia al error lineal de 5%, este no es un impedimento pues en las yemas protésicas se han seleccionado sensores con mejor precisión (<2%). Por lo tanto, se selecciona el sensor 'Loomia Mini Pressure Matrix' que se muestra en la Figura 3.3 y cuyas propiedades se encuentran en el Anexo E.2.





Fig. 3.3 Izq: Sensor de Fuerza ‘Loomia’ ; Der: Cable flexible.

### 3.1.1.3 Sensor de deslizamiento

Este tipo de sensores se encuentran en desarrollo, en tanto componen la investigación de nuevos tipos de materiales [Cranny, 2019] o el acondicionamiento de sensores de presión clásicos con estructuras blandas [Teshigawara,2020]. Entonces, es un reto contar con un sensor cuya superficie sea capaz de medir las fuerzas de fricción estática y cinética con precisión y que, además, su geometría sea lo suficientemente compacta para la aplicación de la tesis que aquí se presenta (máximo diámetro de sensado: 20mm en yema de pulgar protésico).

En este sentido, se recurre a otro tipo de tecnologías que de manera indirecta puedan proporcionar al usuario información sobre el deslizamiento inminente al momento de sujetar objetos. Es decir, el instante en el que suceda este deslizamiento, el usuario sea notificado a fin de tomar una acción preventiva que evite que el objeto sea soltado por los dedos de la prótesis.

En este trabajo se presenta como alternativa el uso de sensores de posicionamiento espacial 2D del tipo *joystick*. En este caso, cuando el objeto realice contacto con el sensor - en tanto la prótesis se encuentre sujetando el objeto - no habrá ningún cambio en la posición cartesiana del pulsador puesto que la fuerza esta siendo aplicada de manera normal. En cambio, cuando un deslizamiento esté por producirse, las componentes de la fuerza consiguen que el sensor cambie de posición, por tanto es generado un delta de deformación longitudinal.

Los criterios considerados para seleccionar este sensor incluyeron tamaño, error lineal, capacidad de autocentrado y consumo eléctrico. Las opciones que cumplen con estos requisitos se presentan en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3 Comparación de sensores para medir deslizamiento

Nombre	Dimensiones	Error Lineal	Autocentrado	Consumo
Adafruit Analog Thumbstick	Dimensiones: 17.5x17.5x12mm	<3%	Si	5V
Sparkfun Thumb slide Joystick	Dimensiones: 20x20x5mm	<3%	Si	3V
Makerfabs Joystick	Dimensiones: 35x35x20mm	<2%	No	3V

En la Tabla 3.3 se aprecia que los sensores del tipo *joystick* de las compañías Adafruit y Sparkfun cumplen con el requisito del dimensionamiento límite. En cuanto respecta a Error lineal y mecanismo de autocentrado ambas coinciden. Sin embargo, la activación del primero requiere contar con 5V, a diferencia del segundo que requiere 3V para su operación. Por lo tanto, se selecciona el sensor ‘Sparkfun Thumb Slide Joystick’ a ser dispuesto en la yema del pulgar protésico. Este sensor se muestra en la Figura 3.4 y sus propiedades figuran en el Anexo E.3.

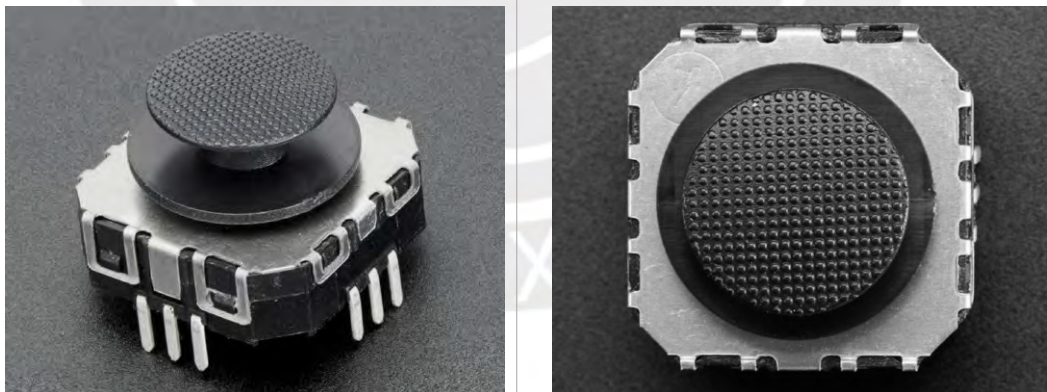


Fig. 3.4 Sensor Sparkfun Thumb Slide Joystick

### 3.1.1.4 Sensor de propiocepción

En la selección del sensor de propiocepción se tomó en cuenta la longitud entre la falange proximal del dedo índice y la palma (80mm de espacio disponible máximo), el ancho del dedo índice (7mm de espacio disponible máximo) y el error lineal. En la Tabla 3.4 se muestran las opciones que cumplen con los criterio de selección.

Tabla 3.4 Comparación de sensor de propiocepción

Nombre	Dimensiones l x a (mm)	Error Lineal
Long Flex Sensor	120x6.7	<5%
Short Flex Sensor	77x6.7	<3%
SoftPot membrane	80x6	<5%

En la Tabla 3.4 se aprecia que dos de las tres opciones cumplen con el requisito de tamaño límite para el montaje sobre la prótesis mioeléctrica. Sin embargo, el SoftPot membrane dispone de la medida límite en cuando al largo y posee un porcentaje de error lineal mucho mayor comparado con el Short Flex Sensor. Por lo tanto, se selecciona este último a ser dispuesto en el sistema de sensado. Este se muestra en la Figura 3.5 y sus propiedades figuran en el Anexo E.4.

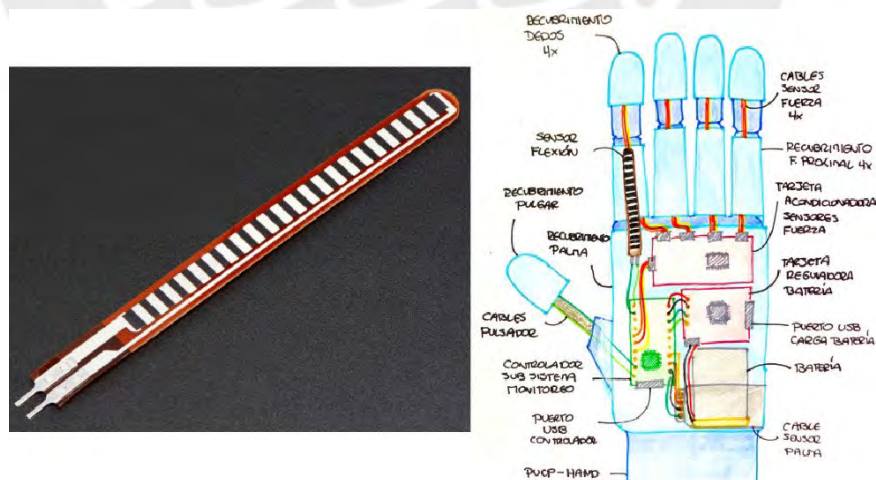


Fig. 3.5 Izq: Sensor Short Flex Sensor, Der: Disposición en Prótesis

### 3.1.1.5 Controlador subsistema sensado

En función de los componentes electrónicos, es posible seleccionar el controlador adecuado para este subsistema. En la Tabla 3.5 se listan y enumeran las entradas y salidas de cada componente, así como sus consumos.

Tabla 3.5 Componentes del subsistema de monitoreo

Nombre	Digital E/S	Analog S	I2C	Voltaje (V)	Corriente (mA)
MUX 4 sensores Fuerza/proximidad	2	0	1	3~3.3	20
Loomia Sensor de Fuerza palma	2	3	0	3~3.3	10
Sparkfun thumb slide joystick	2	0	0	3~3.3	10
Short Flex sensor	2	1	0	3~3.3	10
<b>TOTAL</b>	<b>8</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>3~3.3</b>	<b>50</b>

De la Tabla 3.5 se puede afirmar que es necesario contar con un controlador que cuente con un mínimo necesario de 8 Digital E/S, 4 Analog S, y un puerto I2C. Similarmente, se puede afirmar que se requerirá una batería que garantice 50 mA para los sensores del sub sistema de sensado.

Además, de los requerimientos mínimos para el controlador establecidos con la Tabla 3.5, son necesarios los siguientes requerimientos: Contar con un procesamiento veloz de la data (criterio de diseño : inmediatez), que pueda transmitir información de manera inalámbrica al subsistema de actuación, y que el tamaño máximo del controlador no exceda 60 x 30 mm en el dorso de palma protésica.

En la Tabla 3.6 se muestran las opciones que cumplen con el requisito de dimensión y cantidad de puertos. La alternativa seleccionada es la del Arduino Nano RP2040 pues, a pesar que consume 50 mA, este ofrece transmisión inalámbrica incorporada, mayor velocidad de procesamiento y menor tamaño. Este controlador se muestra en la Figura 3.6 y sus propiedades figuran en el Anexo E.5.



Tabla 3.6 Comparación de controladores subsistema monitoreo

Nombre	Dimensiones l x a (mm)	Velocidad procesamiento	Transmisión inalámbrica	Digital E/S	Analog E	I2C	Voltaje (V)	Corriente (mA)
Sparkfun Thingplus SAMD51	58x23	120MHz	No	13	4	1	3.3	30
Arduino Nano 33 BLE Sense	45x18	64MHz	Si	14	8	1	3.3	25
Arduino Nano RP2040	43x17	133MHz	Si	20	8	1	3.3	50



Fig. 3.6 Arduino Nano RP2040

### 3.1.1.6 Batería subsistema de sensado

La selección de la batería considera el consumo en mA de todos los componentes que requieren alimentación para un período de 6 horas, conforme a los requisitos de diseño establecidos en el Capítulo 2. La Tabla 3.7 presenta el consumo de los componentes del subsistema de sensado.

Tabla 3.7 Consumo del subsistema de sensado

Nombre	Cantidad	Voltaje (V)	Corriente (mA)	Tiempo uso (h)	Energía (mAh)
MUX 4 sensores Fuerza/proximidad	1	3.3	20	6	120
Loomia Sensor de Fuerza palma	1	3.3	10	6	60
Sparkfun thumb slide joystick	1	3.3	10	6	60
Short Flex sensor	1	3.3	10	6	60
Arduino Nano RP2040	1	3.3	50	6	300
Total Batería (3.3V)					600



El valor total obtenido es de 600 mAh para el subsistema de sensado. Para el proceso de selección de la batería se debe tener en cuenta que esta no debe descargarse completamente pues disminuye su tiempo de vida. Por tanto, se tendrá en consideración que la batería debe descargarse hasta un 25% de su capacidad. Con esta consideración la nueva capacidad de la batería a elegir será la que se muestra en la Tabla 3.8.

Tabla 3.8 Cálculo final de la capacidad - Subsistema de sensado

Capacidad Actual (mAh)	% Descarga Batería	Capacidad (mAh)
600	75%	800

Finalmente, con la capacidad obtenida se obtiene el parámetro de búsqueda para la batería del subsistema de sensado: Es necesario contar con una batería que garantice 800 mAh a 3.3V. El proceso final de selección se encuentra además condicionado por la geometría del dorso de la palma protésica (60 x 30 mm) y que ésta sea recargable. En la Tabla 3.9 se muestran las opciones que cumplen con los criterios de selección.

Tabla 3.9 Comparación de Baterías - Subsistema Monitoreo

Nombre	Dimensiones lxaxh (mm)	Energía (mAh)	Voltaje (V)	Recargable
RBT 652540PL	42x25x6.5	800	3.7	Si
PL504041	41x40x4.8	800	3.7	Si
AKZYTUE	51x22x6.4	800	3.7	Si

En la Tabla 3.9 se aprecia que las configuraciones cumplen con los requisitos de energía y capacidad de recarga de hasta 3.7 V. Sin embargo, el primero es el que menor espacio ocupa siendo este el discriminante para su elección. En este sentido, se selecciona la batería RBT652540PL. Este se muestra en la Figura 3.7 y sus propiedades figuran en el Anexo E.6.



Fig. 3.7 Batería RBT 652540PL

### 3.1.2 Subsistema de actuación

A continuación, se detallan los componentes electrónicos que conforman el sistema de control en el subsistema de actuación, incluyendo sensores, tarjetas de acondicionamiento y controladores, junto con la batería asociada. Se especificarán los criterios de selección de cada componente y sus datos técnicos relevantes.

#### 3.1.2.1 Actuadores vibrotáctiles

Las unidades de actuación asociadas a la sensación de propiocepción, deslizamiento y presión son de naturaleza vibrotáctil. Su selección se encuentra restringida, en primer lugar, por la geometría del antebrazo de la persona con amputación; para el caso de la "PUCP-Hand" este tamaño es de 5cm de ancho en la sección más angosta. En segundo lugar, los actuadores deben tener el menor tamaño y peso posible, en tanto se desea que el sub-sistema de actuación ocupe la menor área en el antebrazo y sea liviano. En la Tabla 3.10 se muestran las opciones que cumplen con los criterios de selección.

Tabla 3.10 Comparación de actuadores resonantes lineales

Nombre	Dimensiones (phi)d x e (mm)	Peso(g)	Corriente pico (mA)	Voltaje op. (V)
Sparkfun Vibration motor	10x3.4	0.9	60	2.3~3.6
Adafruit mini motor disc	10x2.7	0.9	60	2-5
Precision Microdrives C08-001	8x3.25	0.95	85	2-5

En la Tabla 3.10 se puede apreciar que la opción que ocupa el menor volumen es la de Adafruit mini motor disc y que, además, consume una corriente pico de hasta 60 mA, por lo tanto esta opción es la seleccionada. Ésta se muestra en la Figura 3.8 y sus propiedades figuran en el Anexo E.7.



Fig. 3.8 Actuador Resonante Lineal Adafruit

### 3.1.2.2 Tarjeta acondicionadora de señal para vibrador

En la selección de la tarjeta acondicionadora de señal para vibrador se tuvo en cuenta como parte de los criterios de selección que tenga el menor tamaño posible, que cuente con protocolo I2C para poder comunicarse con cada unidad vibrotáctil y que permita modular la intensidad de la vibración. En la Tabla 3.11 se muestran las opciones que cumplen con los criterios de selección.

Tabla 3.11 Comparación de acondicionadores de señal

Nombre	Dimensiones l x a x h (mm)	Comunicación I2C	Modulación de intensidad	Voltaje op. (V)
Pimoroni Haptic Bzzz	19x23.5x5.25	Si	Si	3.3 o 5
Adafruit DRV2605L	18x17x2	Si	Si	3 o 5
Sparkfun Haptic Motor Driver	20x19x2.3	Si	Si	2-5.2

En la Tabla 3.11 se puede apreciar que la opción que ocupa el menor volumen es la de Adafruit DRV2605L siendo este el principal discriminante de selección comparado a las otras alternativas. Éste se muestra en la Figura 3.9 y sus propiedades figuran en el Anexo E.8.

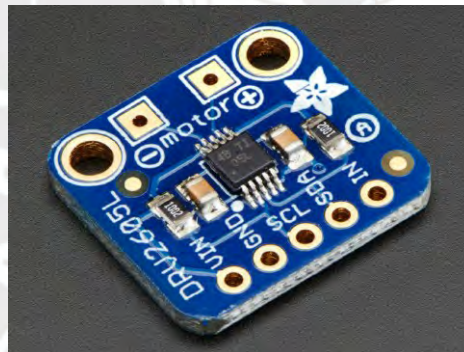


Fig. 3.9 Tarjeta acondicionador de señal Adafruit DRV2605L

### 3.1.2.3 Controlador subsistema de actuación

En función de los componentes electrónicos, es posible seleccionar el controlador adecuado para este subsistema. En la Tabla 3.12 se listan y cuantifican las entradas y salidas de cada componente.

Tabla 3.12 Componentes del subsistema de actuación

Nombre	Digital E/S	I2C	Voltaje (V)	Corriente pico (mA)
Vibrador presión-Adaptador señal DRV2605L	2	1	3~3.3	65
Vibrador deslizamiento-Adaptador señal DRV2605L	2	1	3~3.3	65
Vibrador propiocepción-Adaptador señal DRV2605L	2	1	3~3.3	65
<b>TOTAL</b>	<b>6</b>	<b>3</b>	<b>3~3.3</b>	<b>195</b>

De la Tabla 3.12 se puede afirmar que es necesario contar con un controlador que cuente con un mínimo necesario de 6 entradas-salidas digitales, y 3 puertos de comunicación I2C. Similarmente, se puede afirmar que se requerirá una batería que garantice 195 mA para los actuadores y sus tarjetas acondicionadores de señal del sub sistema de actuación.

Además, de los requerimientos mínimos para el controlador establecidos con la Tabla 3.12, son necesarios los siguientes requerimientos: Contar con un procesamiento veloz de la data (criterio de diseño : inmediatez), que pueda recibir información de manera inalámbrica del subsistema de sensado, y que el tamaño máximo del controlador no exceda los 50mm de ancho en el antebrazo del usuario.

En la Tabla 3.13 se muestra la alternativa seleccionada que es Sparkfun RedBoard Artemis Nano pues, a pesar que consume 50 mA y velocidad de procesamiento media, este ofrece transmisión inalámbrica incorporada, menor tamaño, cantidad de puertos I2C necesarios y cuenta con conexión para introducción de batería incorporada. Este controlador se muestra en la Figura 3.10 y sus propiedades figuran en el Anexo E.9.

Tabla 3.13 Comparación de controladores subsistema de actuación

Nombre	Dim. l x a (mm)	V. procesamiento	Transmisión inalámbrica	Digital E/S	Analog E	I2C	Voltaje (V)	Corriente (mA)
Sparkfun Thingplus SAMD51	58x23	120MHz	No	13	4	1	3.3	30
Arduino Nano 33 BLE Sense	45x18	64MHz	Si	14	8	1	3.3	25
<b>Sparkfun RedBoard Artemis Nano</b>	<b>21x48</b>	<b>96MHz</b>	<b>Si</b>	<b>17</b>	<b>8</b>	<b>4</b>	<b>3.3</b>	<b>50</b>

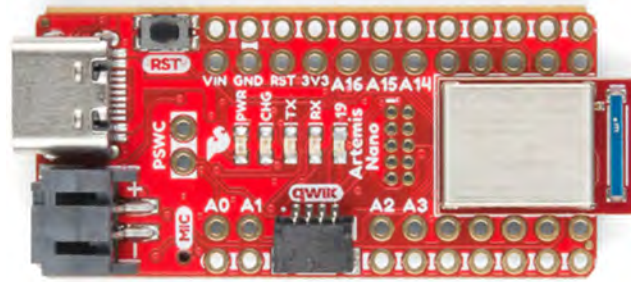


Fig. 3.10 Sparkfun RedBoard Artemis Nano

### 3.1.2.4 Batería subsistema de actuación

La selección de la batería se basa en el consumo en mA de todos los componentes que requieren alimentación durante un periodo de 6 horas, conforme a los requisitos de diseño establecidos en el Capítulo 2. La Tabla 3.14 muestra el consumo de los componentes del subsistema de actuación.

Tabla 3.14 Consumo del subsistema de actuación

Nombre	Cantidad	Voltaje (V)	Corriente (mA)	Tiempo uso (h)	Energía (mAh)
Vibrador presión-Adaptador señal DRV2605L	1	3.3	65	6	390
Vibrador deslizamiento-Adaptador señal DRV2605L	1	3.3	65	6	390
Vibrador propiocepción-Adaptador señal DRV2605L	1	3.3	65	6	390
Sparkfun RedBoard Artemis Nano	1	3.3	50	6	300
Total Batería (3.3V)					1470

El valor total obtenido es de 1470 mAh para el subsistema de actuación. Para el proceso de selección de la batería, se debe tener en cuenta que ésta no debe descargarse completamente pues disminuye su tiempo de vida. Por tanto, se tendrá en consideración que la batería debe descargarse hasta un 25% de su capacidad. Con esta consideración, la nueva capacidad de la batería a elegir será la que se muestra en la Tabla 3.15.

Tabla 3.15 Cálculo final de la capacidad - Subsistema Actuación

Capacidad Actual (mAh)	% Descarga Batería	Capacidad (mAh)
1470	75%	1960

Finalmente, la capacidad de carga establece el parámetro de búsqueda para la batería del subsistema de actuación: se requiere una batería que asegure 1960 mAh a 3.3V. La selección final también está condicionada por la geometría del antebrazo del



usuario (con un ancho máximo de 50 mm), además de que la batería sea recargable y de peso mínimo. La Tabla 3.16 presenta las opciones que cumplen con estos criterios de selección.

Tabla 3.16 Comparación de Baterías - Subsistema Actuación

Nombre	Dimensiones l x a x h (mm)	Peso (g)	Energía (mAh)	Otorga hasta Voltaje (V)	Recargable
LP803860	60x36x7	34	2000	3.7	Si
DTP605068	68.8x49.2x5.6	36	2000	3.7	Si
PL455272	73x55x5	46	2000	3.7	Si

En la Tabla 3.16 se aprecia que las configuraciones cumplen con los requisitos de energía y capacidad de recarga de hasta 3.7 V. Sin embargo, el primero es el que menor espacio ocupa y menor peso tiene, siendo estos criterios los que componen el discriminante para su elección. En este sentido, se selecciona la batería LP803860, la cual se muestra en la Figura 3.11 y cuyas propiedades figuran en el Anexo E.10.



Fig. 3.11 Batería LP803860.

De esta manera, han sido seleccionados todos los componentes comerciales que componen tanto el subsistema de sensado como el subsistema de actuación.

El disponer de las geometrías de todos los componentes seleccionados, así como la ubicación espacial de sus puertos de entrada - salida, puntos de energizado y puertos de comunicación, permiten elaborar la propuesta de los recubrimientos de la palma protésica y del brazalete que va en la muñeca, los que corresponden al diseño mecánico del sistema.

### 3.1.3 Diagramas esquemáticos

A continuación se presentan los diagramas esquemáticos correspondientes a los subsistemas de sensado y de actuación.

#### 3.1.3.1 Diagramas del subsistema de sensado

La Figura 3.12 muestra el diagrama correspondiente al sensor de fuerza en la yema de los dedos índice y medio. La Figura 3.13 muestra el diagrama esquemático del sensor de posición XY para deslizamiento. La Figura 3.14 muestra los diagramas de los sensores de medición de fuerza en la palma, así como del sensor de flexión. Finalmente, la figura 3.15 muestra el diagrama de conexiones del microcontrolador y su conexión a batería.

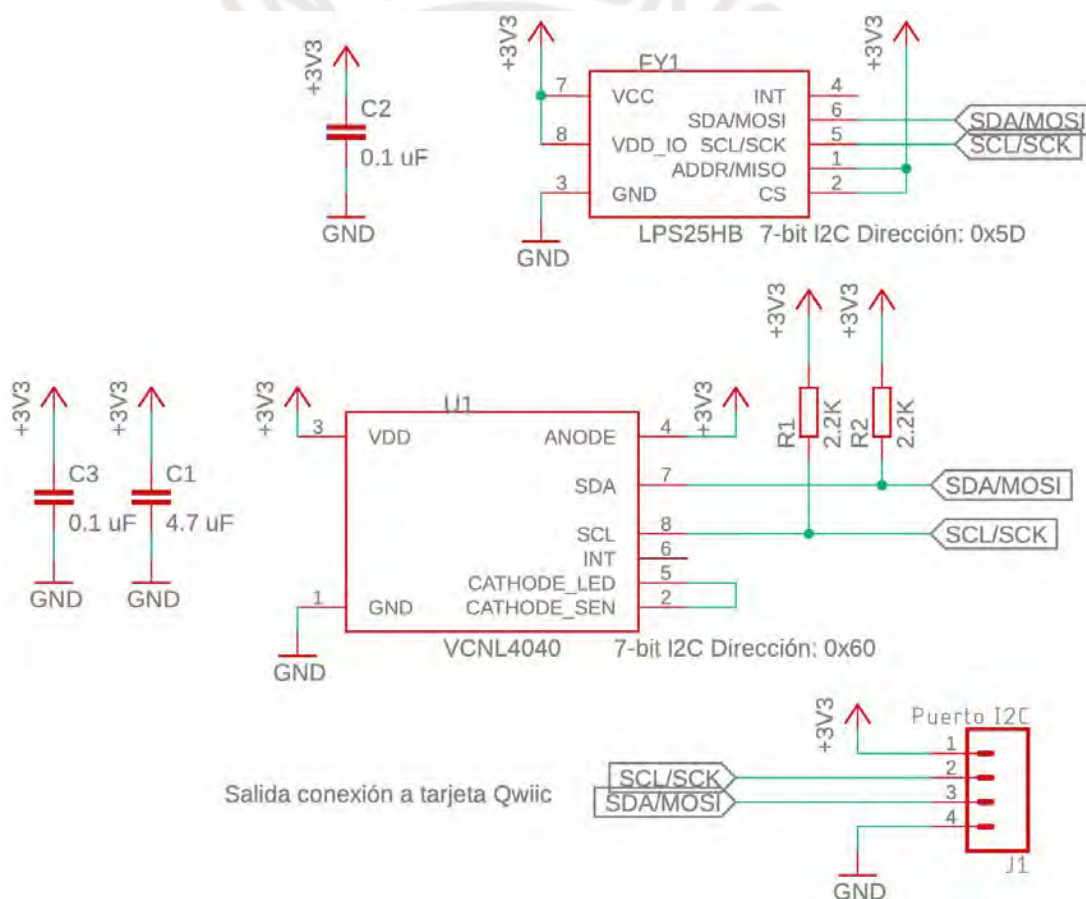


Fig. 3.12 Diagrama esquemático sensor de fuerza en yemas.

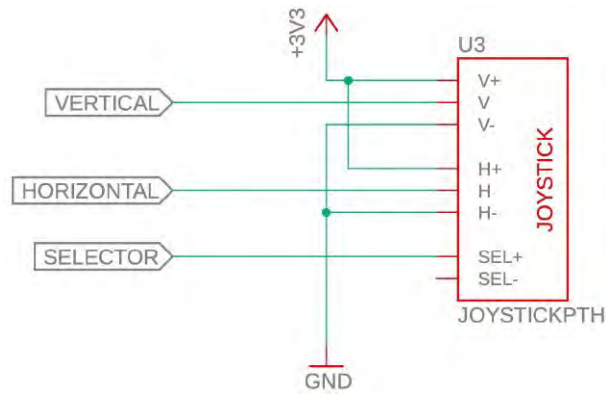


Fig. 3.13 Diagrama esquemático sensor de posición XY Joystick.

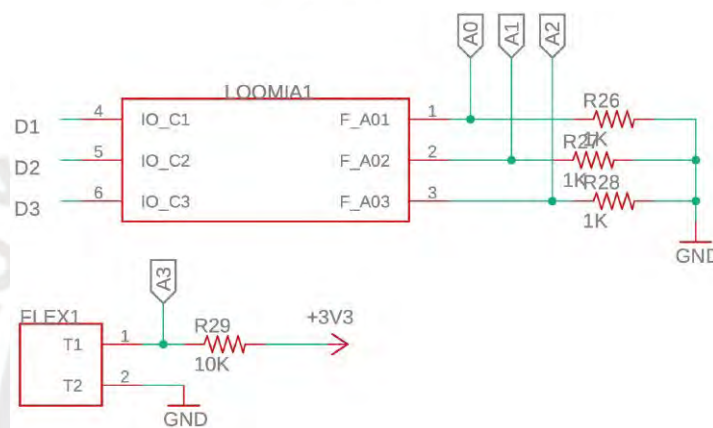


Fig. 3.14 Diagrama esquemático sensor de fuerza en palma y sensor flex

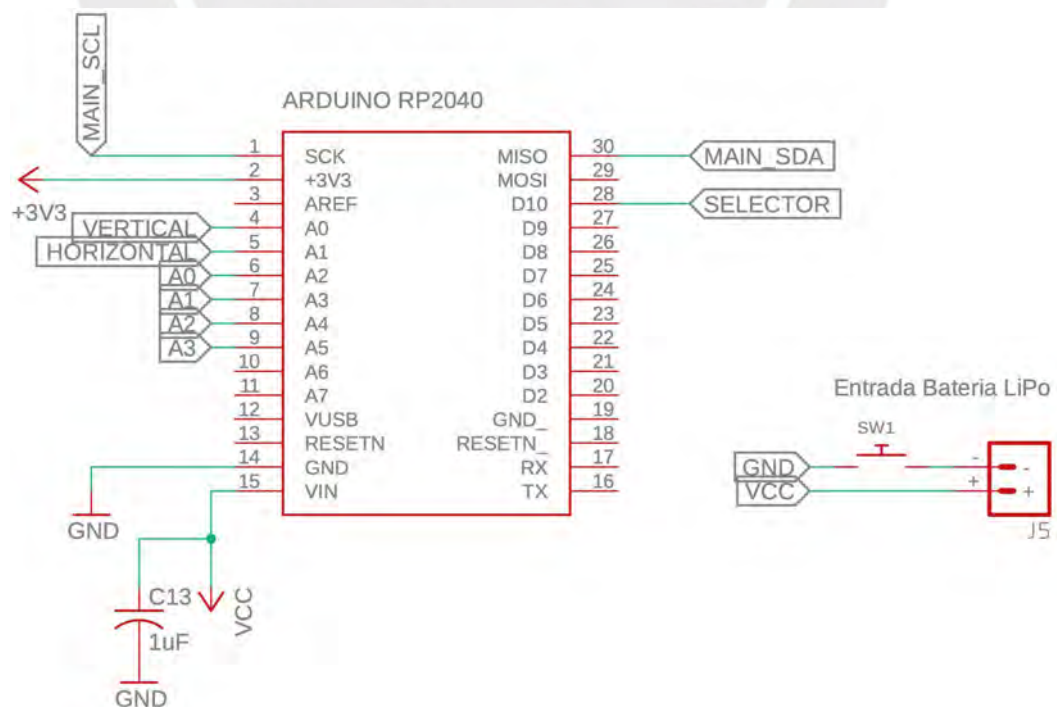


Fig. 3.15 Diagrama esquemático microcontrolador y conexión a batería - Subsistema de sensado.

### 3.1.3.2 Diagramas del subsistema de actuación

La Figura 3.16 muestra el diagrama esquemático de las conexiones de actuadores vibrotáctiles y sus respectivas tarjetas de acondicionamiento. Por otro lado, la Figura 3.17 muestra el diagrama esquemático del microcontrolador y su conexión a batería.

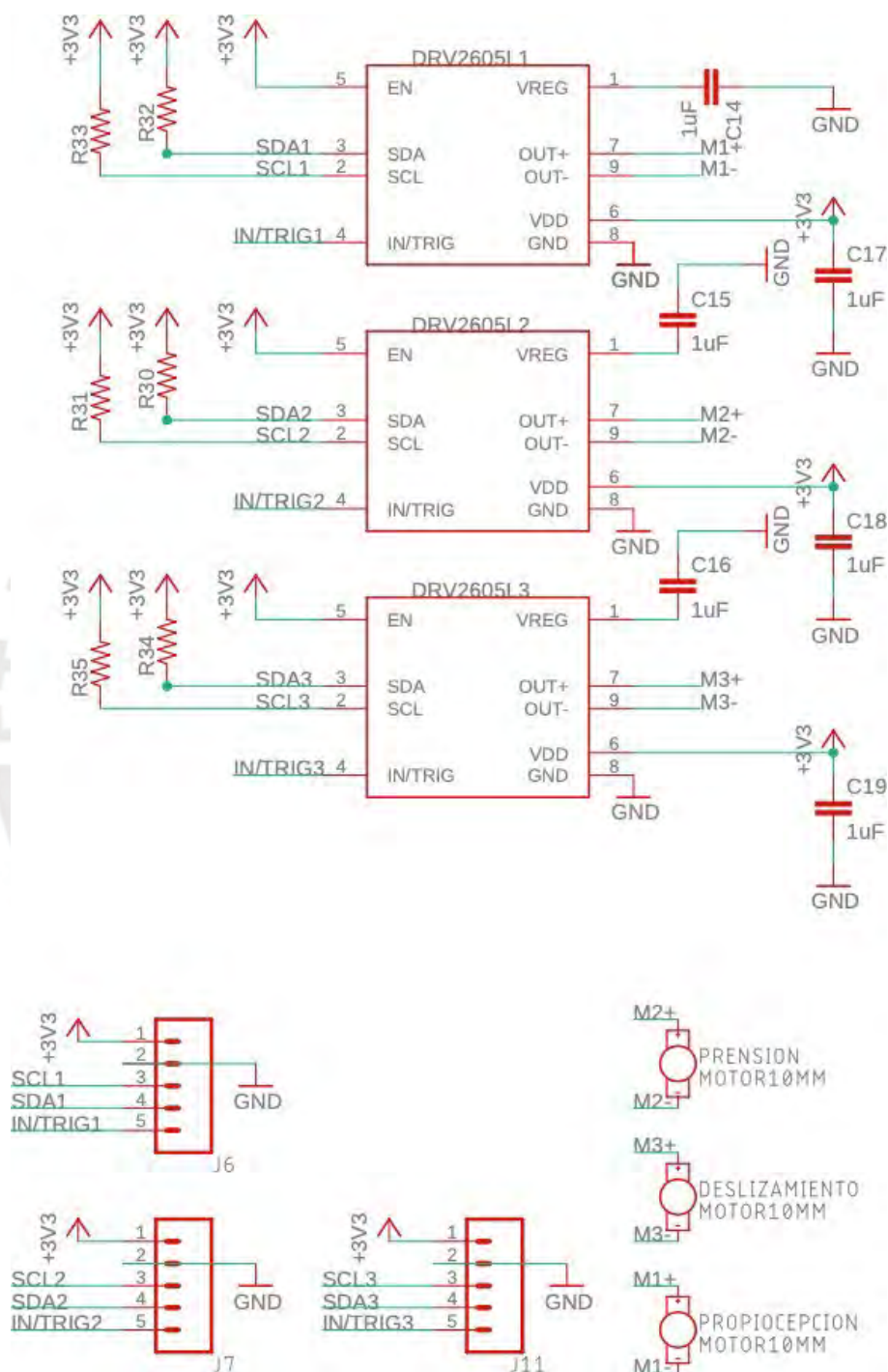


Fig. 3.16 Diagrama esquemático de los actuadores vibrotáctiles (unidades de actuación y tarjetas de acondicionamiento)

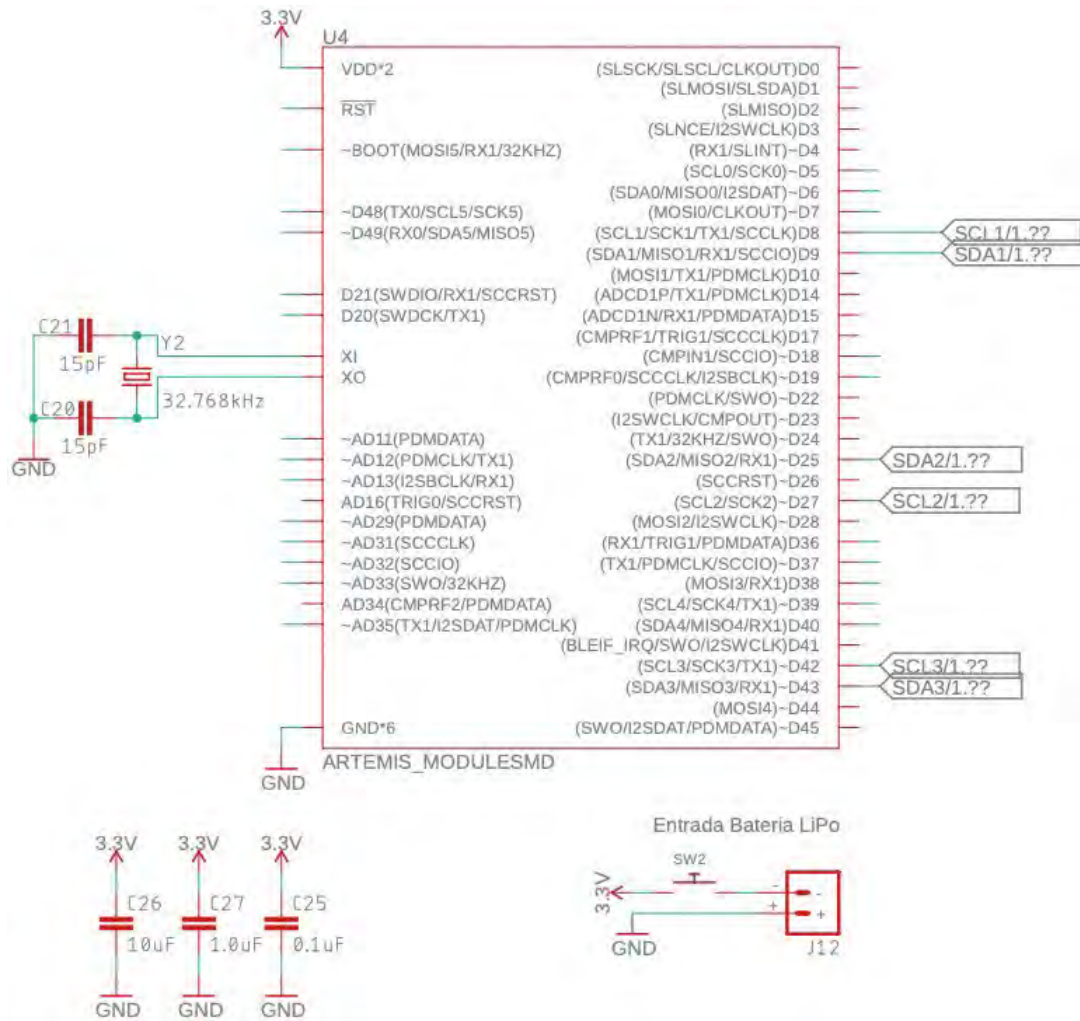


Fig. 3.17 Diagrama esquemático microcontrolador y conexión a batería - Subsistema de actuación.



### 3.2. Diseño mecánico

Esta tesis plantea exclusivamente el diseño de los subsistemas de sensado y actuación del sistema de retroalimentación. A fines de conseguir un mejor entendimiento de la disposición espacial del sistema, se mostrarán ambos subsistemas dispuestos sobre el modelo CAD de la prótesis “PUCP-Hand”. El renderizado de esta prótesis sin retroalimentación, así como la prótesis con el sistema de retroalimentación dispuesto se muestra en la Figura 3.18.

El diseño mecánico de los subsistemas de sensado y de actuación fue realizado en el programa “Autodesk Inventor Professional 2024”. Así, las representaciones gráficas presentadas a continuación corresponden a vistas de los modelos trabajados en este software.



Fig. 3.18 Izq: Prótesis sin sistema de retroalimentación. Der: Prótesis con sistema de retroalimentación

### 3.2.1 Subsistema de sensado

Tal como fue relatado en la sección 3.1 “Diseño electrónico” este subsistema contempla los sensores y la unidades de control que funcionan independientemente del subsistema de actuación que va sobre la muñeca.

#### Sensores de fuerza

Los elementos electrónicos seleccionados fueron dispuestos en el interior de las yemas de los dedos protésicos, así como en el dorso y el interior de la palma de la prótesis “PUCP-Hand”. En primer lugar, los sensores de fuerza son dispuestos espacialmente en la cara interna de las falanges distales II al IV (índice a meñique) con la premisa que el área de contacto del sensor apunte hacia los objetos y superficies tal como se aprecia en la Figura 3.19.



Fig. 3.19 Disposición de los sensores FSR en falanges distales.

Asimismo, como se observa en la Figura 3.19, a fin de garantizar que el sensor mantenga la posición deseada y no deslice. Este se aprisiona por medio de un recubrimiento externo fabricado de caucho por impresión 3D. Este recubrimiento cuenta con la geometría complementaria del sensor (falange dedo medio), y recubre la totalidad del mismo, adaptándose a la geometría del sensor.

Los recubrimientos de yemas tienen dimensiones 10x12x18 mm y son de filamento para impresión NinjaFLEX.

### Sensor de flexión

El elemento electrónico seleccionado es un flexosensor. Este se encuentra dispuesto en el área dorsal correspondiente a la falange proximal del dedo medio y la palma. Para garantizar mantenga su posición espacial, este sensor es empotrado en un sobresaliente de la falange proximal dedo medio. Cuenta con dimensiones 6.41 x 1.33 x 15 mm como se aprecia en la Figura 3.20.

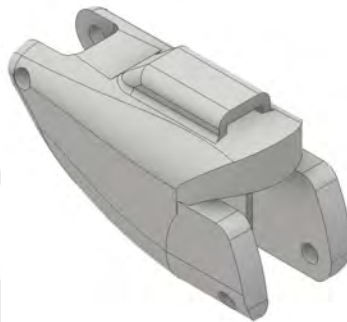


Fig. 3.20 Pieza índice falange proximal con sobresaliente para disposición de Flexosensor

Por otro lado. El resto del flexosensor es dispuesto en el recubrimiento de caucho filamento NinjaFLEX que corresponde al cobertor externo de la palma de la prótesis de mano. Este cobertor es diseñado en función del tamaño de la prótesis “PUCP-Hand”. La forma orgánica que adopta busca ser similar al de la concavidad de la mano sana del usuario candidato. La unión del flexosensor con la palma se muestra en la Figura 3.21 y el cobertor es mostrado en la Figura 3.22.

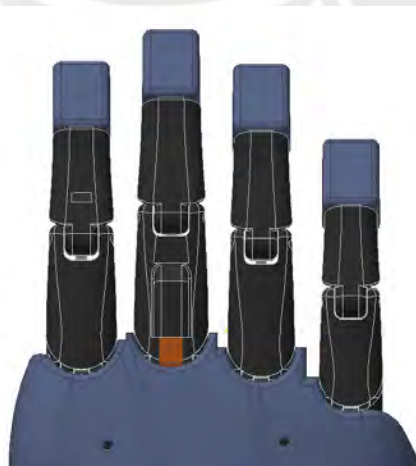


Fig. 3.21 Disposición del flexosensor entre pieza falange proximal y cobertor palma dorso.

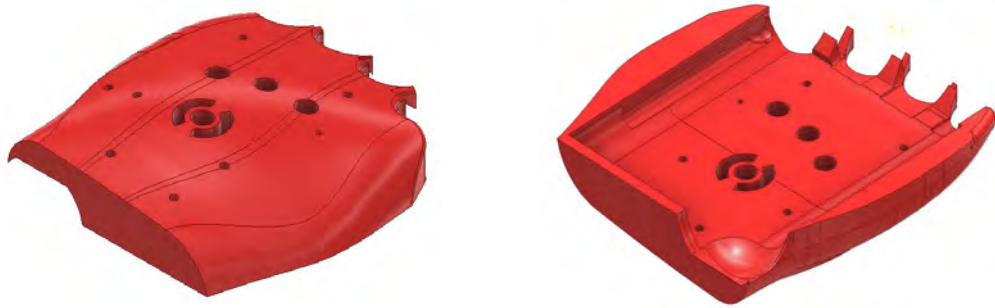


Fig. 3.22 Izq: Vista superior de cobertor palma dorso. Der: Vista interna de cobertor palma dorso.

### Sensor de deslizamiento

El elemento electrónico seleccionado es el sensor de posición XY en presentación *joystick* llamado “Thumb slide joystick” de la marca *Sparkfun*. Este sensor es dispuesto en el interior de la falange distal correspondiente al pulgar. Debido a sus dimensiones es necesario realizar una edición en la pieza del pulgar para que pueda alojarlo. En este sentido, únicamente queda expuesto al contacto con las superficies de los objetos la zona táctil del joystick. Este sensor cuenta con espacio suficiente para el juego en los ejes X e Y donde las deformaciones en este plano cartesiano son las que detectan los movimientos asociados al deslizamiento de los objetos.

Asimismo, se aprecia en la Figura 3.23. el recubrimiento de caucho filamento NinjaFLEX por impresión 3D que recubre a la falange proximal del pulgar.

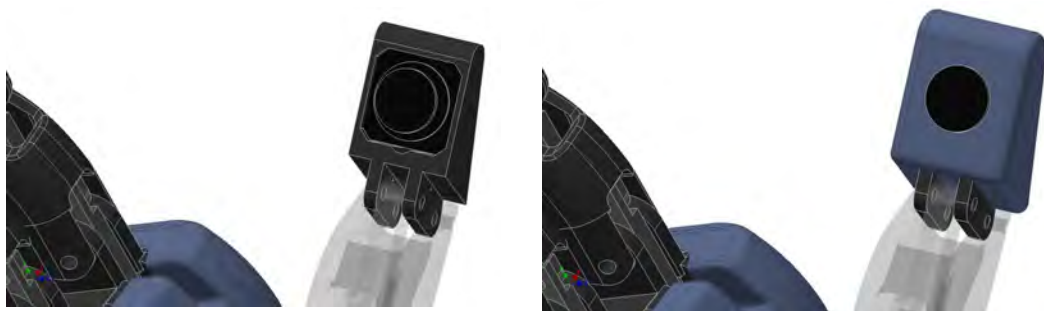


Fig. 3.23 Izq: Sensor deslizamiento dentro de pulgar. Der: Recubrimiento pulgar NinjaFLEX.

### Control del subsistema de sensado

A fin de aprovechar la totalidad de la geometría que se dispone de la prótesis "PUCP-Hand", ésta cuenta con una zona de desnivel en la cara interna de la palma protésica tal como se aprecia en la Figura 3.24.

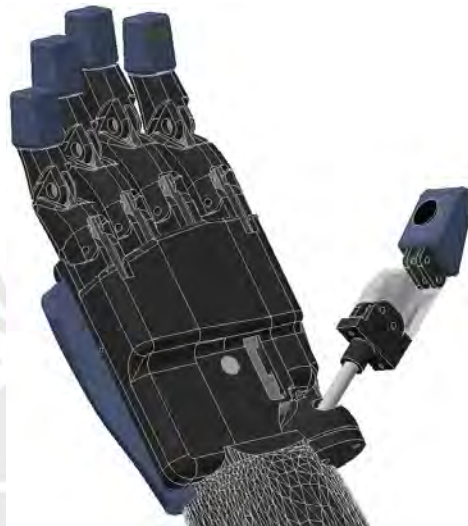


Fig. 3.24 Desnivel en zona inferior de palma interna prótesis "PUCP-Hand".

En este sentido, esta zona es empleada para poder alojar espacialmente a la tarjeta controlador del subsistema de sensado, así como a la batería que energiza el funcionamiento del mismo. Esta disposición puede apreciarse en la Figura 3.25.

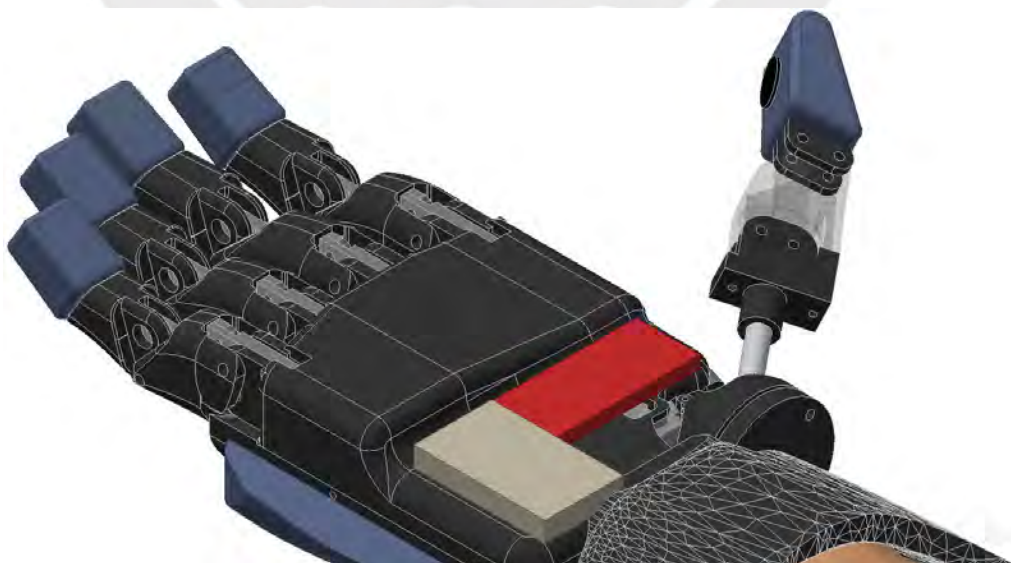


Fig. 3.25 Disposición de batería (gris) y controlador (rojo) subsistema sensado.



Posteriormente se procede a colocar la pieza cobertor palma interna de caucho filamento NinjaFLEX la cual cuenta con las formas orgánicas correspondientes a la concavidad de la palma de la mano sana del usuario candidato. Esta pieza cuenta con los espacios complementarios a la disposición espacial de los elementos electrónicos dispuestos tal como se aprecia en las Figura 3.26.

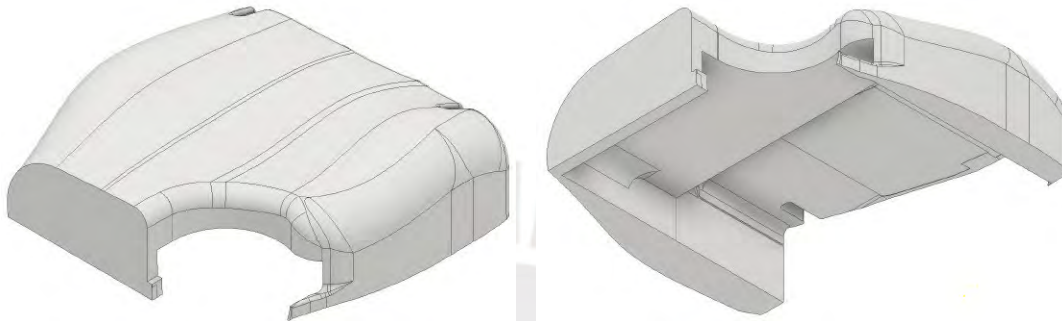


Fig. 3.26 Izq: Vista superior de cobertor palma interna. Der: Vista interna de cobertor palma int.

### 3.2.2 Subsistema de actuación

El diseño mecánico de este subsistema contiene a la electrónica encargada de transmitir las sensaciones sobre la piel del usuario. En este sentido, se encuentran alojados los actuadores vibrotáctiles que están en contacto con la piel del usuario, a las tarjetas acondicionadoras de señal para cada actuador, al microcontrolador que gobierna las acciones de actuación y finalmente a la batería que alimenta al sistema.

Con el propósito de reducir el cableado entre componentes que pudiera ocasionar desconexiones no deseadas; se plantea alojar toda la electrónica presente dentro de un único módulo donde una de las caras contenga a los actuadores vibrotáctiles en alto relieve para garantizar su contacto con la piel del antebrazo del usuario.

En este sentido, se muestra en la Figura 3.27 el planteamiento del módulo electrónico del subsistema de actuación. El módulo, por requerimientos geométricos del sistema, deberá ocupar el área del dorso proximal del antebrazo (cercano al codo).

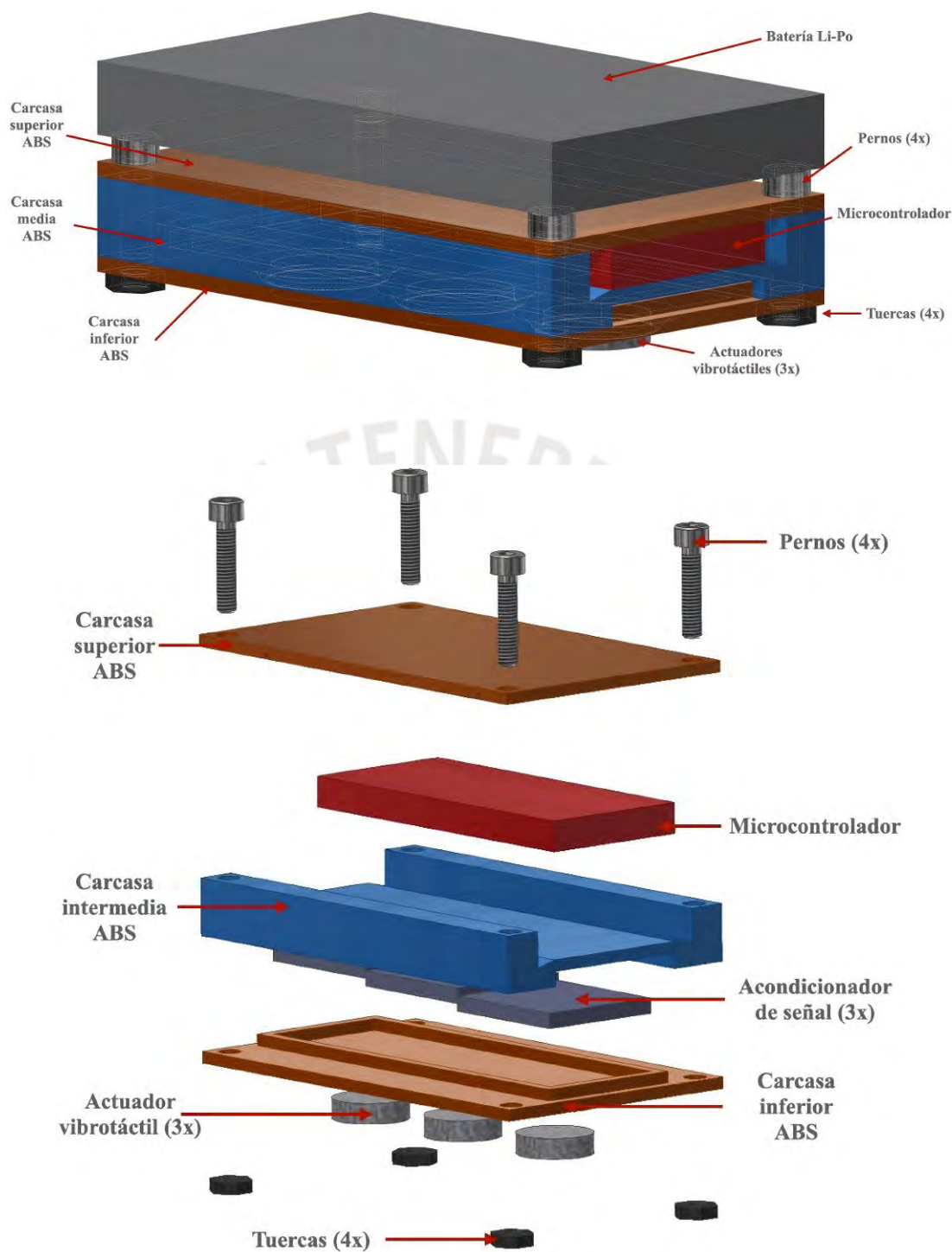


Fig. 3.27 Sup: Módulo electrónico del subsistema de actuación.  
 Inf: Vista explosiva de los componentes electrónicos y mecánicos del módulo del subsistema de actuación (batería omitida)

Como se puede apreciar en la Figura 3.27, el módulo cuenta con tres niveles de componentes electrónicos: Actuadores vibrotáctiles, acondicionadores de señal y

microcontrolador. Cada nivel esta separado por una pieza de carcasa. Estas piezas de polímero cumplen además la función de separador dieléctrico para que no exista ningún tipo de contacto no deseado entre los espadines de los componentes electrónicos. Así, las piezas de carcasa son presentadas a continuación.

#### Carcasa inferior

se trata de una placa de dimensiones 60 x 36 x 1,5 mm. En la superficie inferior - la que va en contacto con la piel - dispone de tres extrusiones superficiales cilíndricas de 1,5 mm de altura, con un diámetro externo de 11,30 mm. Tres extrusiones en negativo de 1,5 mm de profundidad y de 10 mm de diámetro alojan a los tres actuadores vibrotáctiles, respectivamente.

Por otro lado, en la superficie interior, dispone de un alto relieve interno de 1,5 mm que circunscribe a los tres acondicionadores de señal que permiten el funcionamiento de los actuadores vibrotáctiles. De esta manera, estas tarjetas acondicionadoras se encuentran restringidas por los laterales. La Figura 3.28 ilustra dos vistas de la carcasa inferior.

Finalmente, en las esquinas de la carcasa se muestran cuatro agujeros pasantes de 3 mm de diámetro para el paso de la unión atornillada.

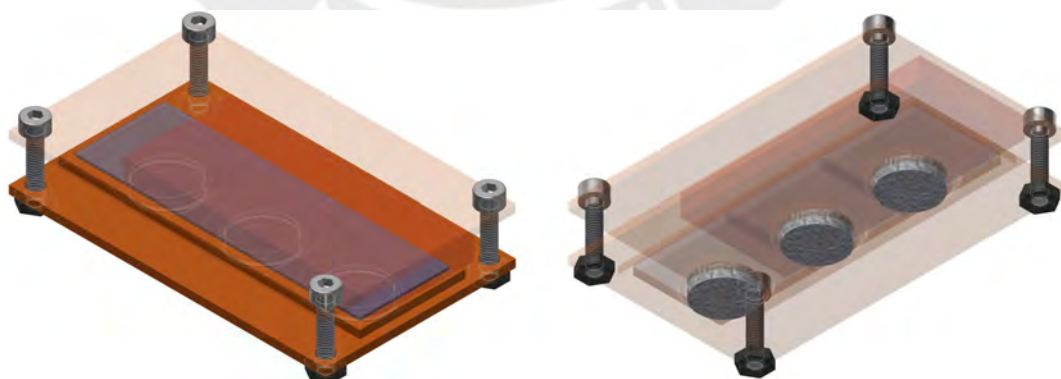


Fig. 3.28 Izq: Vista superior de la carcasa inferior. Der: Carcasa inferior en transparencia. En ambas imágenes se aprecian los 3 acondicionadores de señal.

### Carcasa media

Esta pieza cumple la función de separador dieléctrico entre la tarjeta del microcontrolador y las tres tarjetas acondicionadoras de señal. Se trata de una pieza que ofrece carriles con luz a los costados de la tarjeta del microcontrolador para evitar la concentración de calor propia de su funcionamiento. Esta pieza tiene dimensiones máximas de 36 x 60 x 7,5 mm, dispone además en sus esquinas de 4 agujeros pasantes de 3 mm de diámetro. En la Figura 3.29 se aprecia su disposición al interior del módulo electrónico.

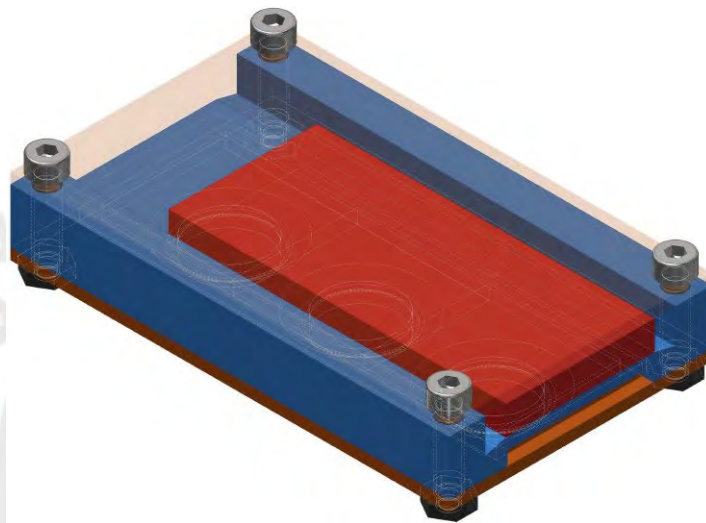


Fig. 3.29. Vista de la carcasa intermedia (azul) y de la tarjeta microcontroladora dispuesta (rojo).

### Carcasa superior

La carcasa superior se trata de una pieza de 36 x 60 x 1,5 mm de dimensión máxima. Su propósito es el de restringir el movimiento de la tarjeta microcontroladora en el eje z. Dispone además de 4 agujeros de diámetro 3 mm en sus esquinas. Ver Figura 3.30.

El módulo electrónico de actuación es asegurado por uniones atornilladas con pernos tamaño M2.5 x 12, así como por tuercas M2.5. Los pernos son colocados por la carcasa superior, y son asegurados por las tuercas en la carcasa inferior. Uniones atornilladas adicionales no han sido contempladas para evitar incrementar el peso final del subsistema de actuación. Es importante recordar que este subsistema va dispuesto en el antebrazo del usuario, por lo que su comodidad representa el requisito máximo por cumplir. En este sentido, los componentes son aprisionados por forma.



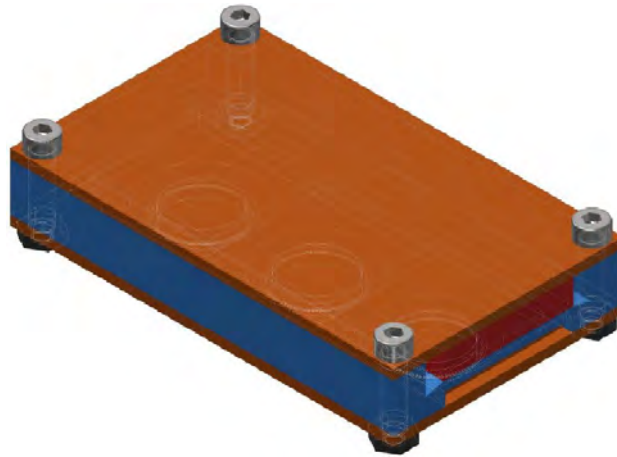


Fig. 3.30. Vista de la carcasa superior.

Por encima del módulo electrónico, se coloca la batería Li-Po que alimenta al subsistema de actuación. Su conexión es por cable con la tarjeta del microcontrolador a través de uno de los costados que no se encuentra restringido por paredes.

#### Brazalete flexible

Finalmente, todo el módulo de electrónica se encuentra alojado al interior de un brazalete flexible que cumple con la función de sostener a los componentes mecánico y electrónicos del subsistema de actuación. El brazalete cuenta con una cavidad interna en la que el módulo se encuentra alojado de dimensiones 36 x 60 x 19 mm. Por otro lado, la cavidad por donde ingresa el antebrazo del usuario ha sido modelada en función de una elipse con diámetro menor 30 mm y diámetro mayor 40 mm. El espesor del brazalete es de 3 mm. la superficie de contacto del brazalete envuelve al antebrazo del usuario en su totalidad. Posee un ancho de 66 mm.

La propuesta de brazalete se encuentra diseñada para ser fabricada en técnicas de manufactura aditiva. El tipo de material es de Poliuretano termoplástico (TPU, por sus siglas en inglés). El TPU tiene un índice de retracción post fabricación de entre 1 a 2 mm del tamaño original diseñado. En este sentido, las dimensiones generales resultantes se encontrarán en ajuste. Este ajuste se manifiesta tanto en el área en contacto con la piel, como la de la cavidad para la colocación del módulo electrónico. La Figura 3.31 ilustra al brazalete con el módulo electrónico del subsistema de actuación.



La dimensión del área en contacto con la piel fue tomada de la referencia del digitalizado de la extremidad donde el usuario piloto de la prótesis “PUCP-Hand” presenta la amputación. En este sentido, estas dimensiones corresponden a la zona con mayor musculatura, siendo ésta zona la que se encuentra cercana al codo, donde hay mayor presencia de musculatura. Esta decisión de diseño fue considerando la geometría del antebrazo donde mayor presión sin deslizamiento se pudiera garantizar.

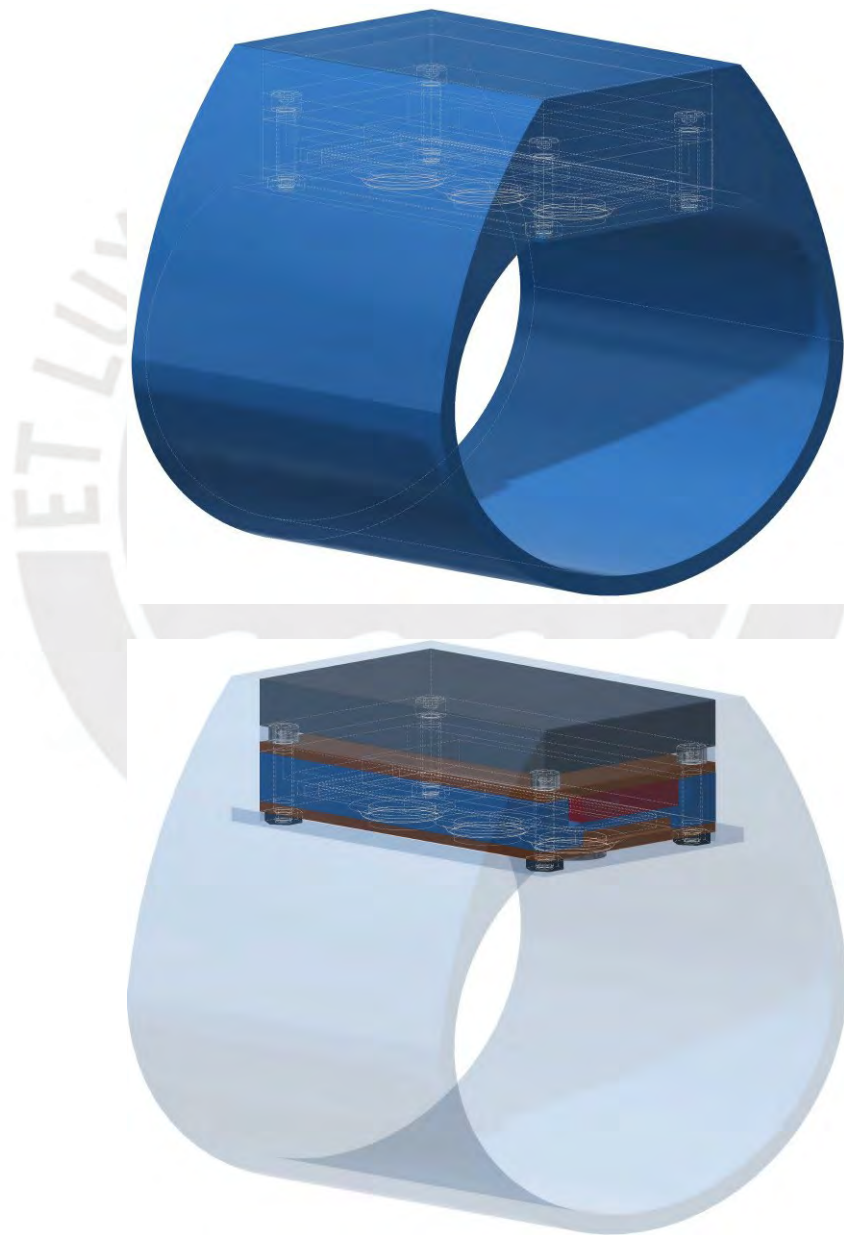


Fig. 3.31 Vistas del brazalete.

Sup: Brazalete completo con vistas ocultas del módulo electrónico.

Inf: Brazalete en transparencia, vistas completas del módulo electrónico.

### **3.3. Diseño del sistema de control**

Esta sección explica el algoritmo de operación general del sistema de retroalimentación, así como de sus subsistemas de sensado y actuación.

El sistema trabaja en un control de lazo abierto, dado que su funcionamiento depende de la prótesis de mano mioeléctrica 'PUCP-Hand.' En este esquema, el usuario controla los movimientos de la prótesis, utilizando la información suministrada por el sistema de retroalimentación háptica para facilitar sus gestos.

La sección siguiente incluye los diagramas de flujo de los subsistemas de sensado y actuación, que detallan los procesos y secuencias operativas necesarias para el correcto funcionamiento del sistema de retroalimentación.

#### **3.3.1 Programa principal sensado**

Al activar el microcontrolador Arduino NANO RP2040, se configuran los puertos y se inicia la lectura de los sensores, mientras que los actuadores vibrotáctiles se ponen en funcionamiento. Posteriormente, el Programa Principal opera en un ciclo continuo de sensado mientras la prótesis de mano está activa, con un tiempo de funcionamiento previsto de 6 horas, interrumpiéndose solo cuando se presiona el botón de apagado.

Dado que el microcontrolador sigue una secuencia de ejecución, se define un orden de prioridad para las lecturas de los sensores en diferentes subrutinas: primero, el sensor de flexión; luego, los sensores de fuerza en yemas y palma; y, por último, el sensor de deslizamiento en el pulgar. La lectura de flexión se prioriza, ya que está vinculada a la retroalimentación propioceptiva: la prótesis ejecuta regularmente el movimiento de flexión-extensión, aunque este no siempre implica la acción de presión sobre un objeto. La retroalimentación de los sensores de fuerza en las yemas precede a la de deslizamiento dentro del programa, dado que la mayoría de las actividades con la prótesis están relacionadas con la presión y sujeción, apoyadas por retroalimentación visual (el usuario observa el objeto sostenido). Tras completar

esta secuencia, el ciclo de sensado se reinicia. La Figura 3.32 ilustra el diagrama de flujo del programa principal.

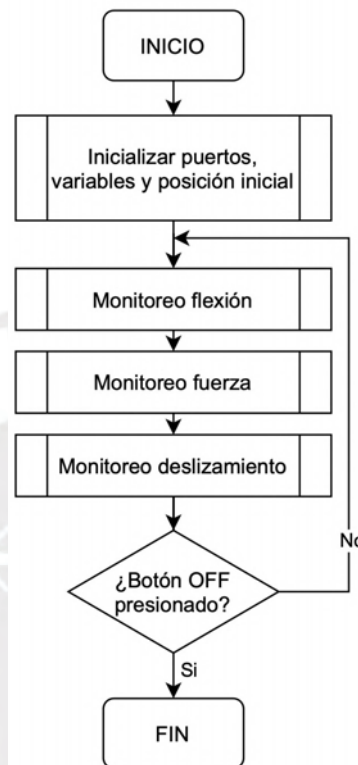


Fig. 3.32 Diagrama de flujo del programa principal.

### 3.3.2 Sensado flexión

En la Figura 3.33 se observa el diagrama de flujo de la subrutina sensado sensor flexión. En esta subrutina se monitorea el comportamiento del sensor ‘Short Flex Sensor’ ubicado entre la falange proximal media y el dorso palmar de la prótesis “PUCP-Hand”.

Tras haber realizado el sensado, ingresa en un proceso de validación de los valores angulares leídos. Estos valores deberán oscilar entre  $5^{\circ}$  y  $75^{\circ}$  sexagesimales siendo estos los valores tope de la posición angular del dedo medio en extensión y flexión completa respectivamente. De encontrarse el valor en el rango, las señales son enviadas al subsistema de actuación por medio de comunicación Bluetooth. Posteriormente continúa la subrutina ‘Sensado Fuerza’.

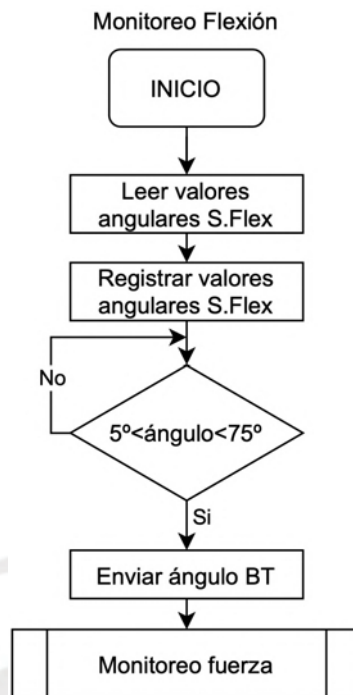


Fig. 3.33 Diagrama de flujo subrutina flexión.

### 3.3.3 Sensado fuerza

Esta subrutina se encuentra encargada de sensar, registrar, verificar y compartir la lectura de los sensores dispuestos en la yema de los dedos y palma interior de la prótesis “PUCP-Hand” tal como se ve en la Figura 3.34.

En primer lugar, se monitorea la fuerza de los sensores dispuestos en las yemas de los dedos de la prótesis de índice a anular. Posteriormente es leída la señal del sensor de fuerza de palma. Este orden es definido en función del diseño de operación de la prótesis “PUCP-Hand” donde el pulgar cerrado realiza oposición contra el dedo índice en toda sujeción y el resto de los dedos de la mano acompañan el movimiento. Asimismo, es posible que en algunas presiones de objetos, el usuario no ejecute un cierre que involucre la participación de la palma de la mano (objetos de tamaño pequeño que caben en un gesto pinza), de manera que es por ello que el sensado del sensor de fuerza dispuesto en palma interna es el que ocupa la posición final en el orden de lectura.

Una vez realizada la lectura, la subrutina inicia un proceso de validación de los valores capturados. El límite máximo de lectura se establece en 25N, dado que este valor corresponde al umbral superior de fuerza en la operación. Estudios indican que un adulto promedio (varón caucásico de 30 años) genera una fuerza máxima de 24.7N en el pulgar-aducción [Romero, 2018]. Si el valor registrado se encuentra dentro del rango permitido, se selecciona el valor máximo capturado y se transmite al subsistema de actuación mediante comunicación Bluetooth. Posteriormente, se activa la subrutina de ‘Sensado Deslizamiento.’.

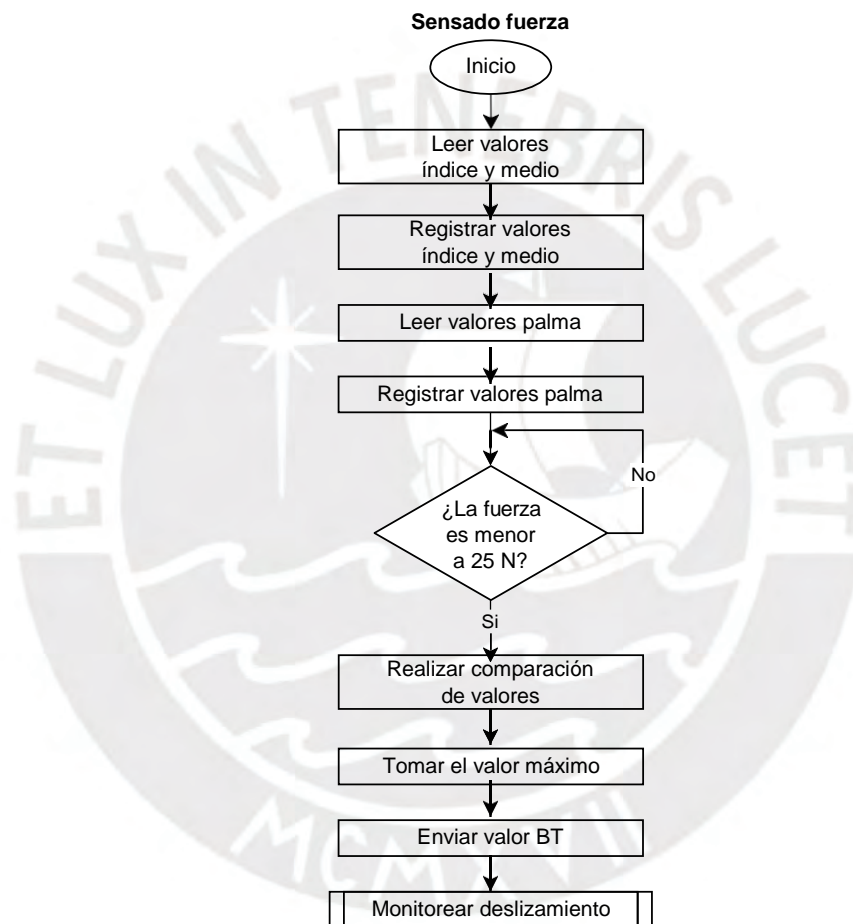


Fig. 3.34 Diagrama de flujo subrutina fuerza.



### 3.3.4 Sensado deslizamiento

En esta subrutina se encuentra encargada de sensar, registrar, verificar y compartir la lectura del sensor de deslizamiento dispuesto en la yema interna del dedo pulgar de la prótesis “PUCP-Hand” tal como se ve en la Figura 3.35.

Tal como fue descrito en la sección 3.1.1.3 ‘Sensor de deslizamiento’ , esta característica es medida de manera indirecta empleando el *Slide Thumb Joystick* de la marca Adafruit. La variable a medir en este caso es el desplazamiento en las coordenadas X e Y del joystick. En tanto el objeto en contacto con el pulgar no deslice, no existirá variaciones en éstas posiciones cartesianas; solo cuando el deslizamiento es inminente, estas posiciones cambiarán. Con el valor de lectura mayor a cero en la posición, un valor digital ‘1’ será enviado al subsistema de actuación por medio de comunicación Bluetooth; caso contrario, el valor ‘0’ será el compartido. Esta es la última subrutina ejecutada del Programa principal. Tras ello, las tres subrutinas vuelven a repetirse en lazo cerrado.

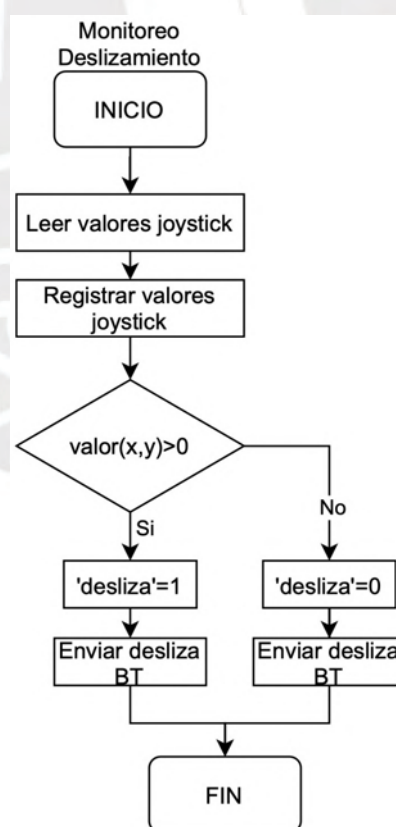


Fig. 3.35 Diagrama de flujo subrutina fuerza.

### 3.3.5 Programa principal actuación

El control del subsistema de actuación es gestionado por el microcontrolador Sparkfun Redboard Artemis Nano, ubicado en el antebrazo del usuario. Este microcontrolador inicia los puertos y accede al puerto Bluetooth integrado, a través del cual recibe las señales transmitidas desde el subsistema de sensado, correspondientes a los parámetros de flexión, presión y deslizamiento. A continuación, la rutina del Programa Principal opera en un ciclo continuo de actuación, sincronizado con el uso de la prótesis de mano, durante un periodo de 6 horas. Este proceso se interrumpe únicamente al presionar el botón de apagado. Tal como se explicó en la sección 3.2 Diseño Electrónico, la actuación es realizada mediante actuadores resonantes lineales.

La arquitectura del microcontrolador seleccionado es secuencial. Por este motivo, de manera similar a la desarrollada en el programa principal de sensado, se establece una jerarquía en la ejecución de los gestos. Esta jerarquía es definida por el subsistema de sensado en tanto éste envía al subsistema de actuación un tren de datos. Como se aprecia en la Tabla 3.17, este tren está compuesto por la matriz 1x3 que alberga a los valores numéricos escalados para los gestos de flexión, presión (5 a 75°; 0 a 25 N) y de deslizamiento (0 y 1 lógico), respectivamente.

Tabla 3.17 Tren de datos Monitoreo — Actuación

Flexión	Presión	Deslizamiento
5-75°	0-25N	0   1

Tras recibir la matriz de datos, la unidad de control de actuación ejecuta dos subrutinas que se ejecutan una seguida de la otra de manera repetitiva. En primer lugar la subrutina de flexión y en segundo lugar la subrutina de presión.

La actuación asociada al deslizamiento es ejecutada de manera paralela al programa principal ya que emplea uno de los interruptores del microcontrolador. Este proceso puede ser tomado en paralelo porque esta sensación no será transmitida al usuario de manera escalada; es decir, los valores no variarán proporcionalmente al valor de la fuerza de deslizamiento. Ambos diagramas de flujo se pueden ver en la Figura 3.36.

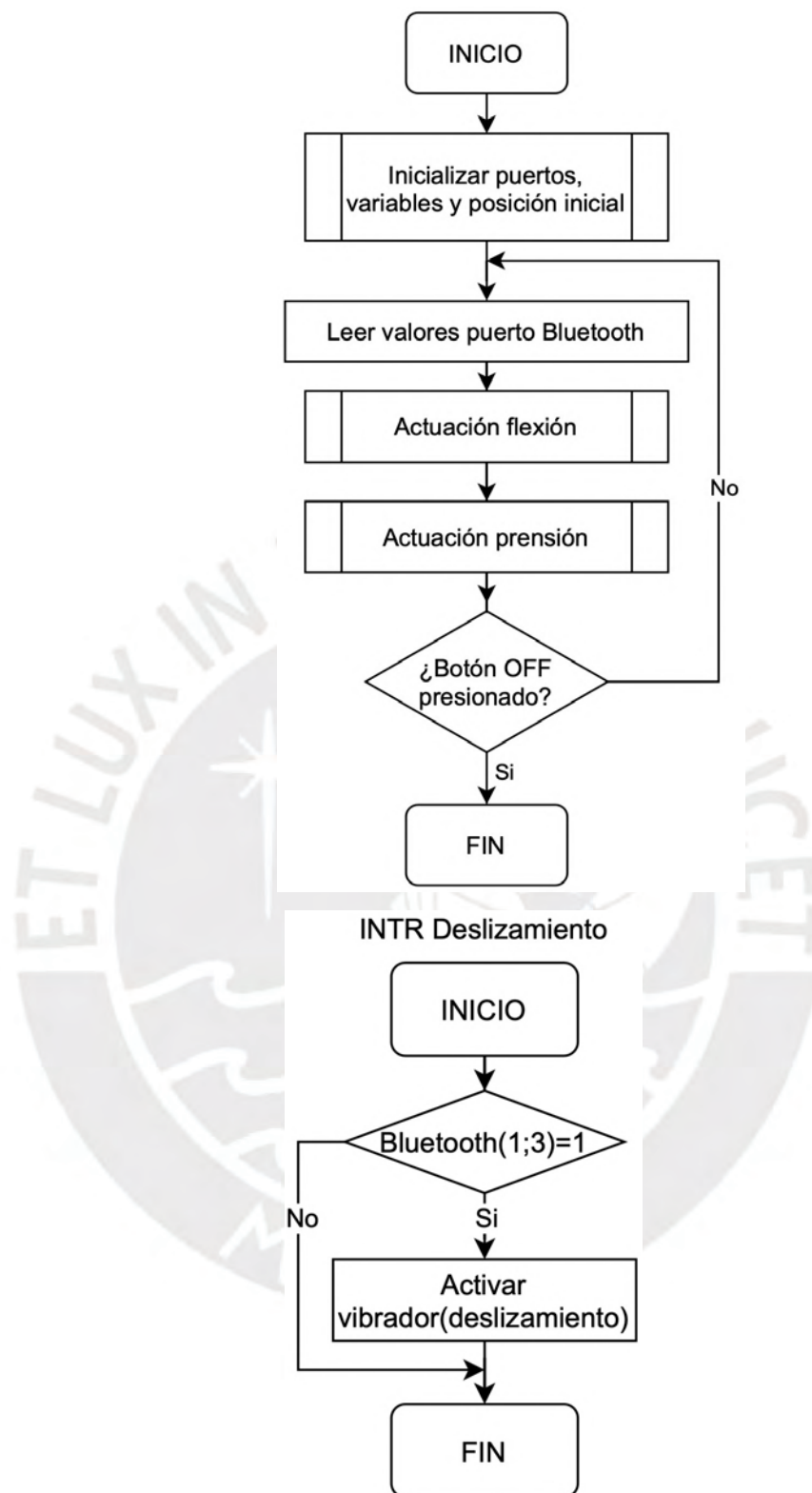


Fig. 3.36 Sup: Diagrama de flujo Programa principal Actuación; Inf: Diagrama de flujo Interrupción deslizamiento.

### 3.3.6 Actuación flexión

En la Figura 3.37 se observa el diagrama de flujo de la subrutina actuación flexión. Esta subrutina toma los valores entre 5 a 75° que se encuentran en la posición 1x1 de la matriz de lectura de sensores recibidos en el puerto Bluetooth.

En función de esta posición angular, es necesario escalar los valores entre 0 y 255 los cuales son los valores digitales que requiere el actuador resonante lineal. En este sentido, se establece una ecuación de recta conocidos dos puntos: (5,0) y (75,255). Esta ecuación se muestra en la Ecuación (3.1).

$$y = 3.643x - 18.214 \dots (3.1)$$

donde 'x' es el valor del ángulo de entrada, e 'y' el valor escalado entre 0 y 255. La frecuencia de la vibración que el usuario siente en su antebrazo oscilará entre dichos valores: siendo cero en la posición inicial (5°) e incrementando de manera proporcional hasta su valor máximo de vibración (75°) cuando haya conseguido flexión completa.

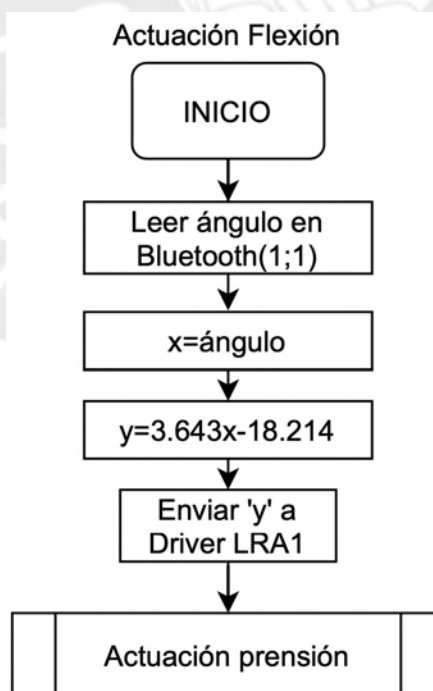


Fig. 3.37 Diagrama de flujo subrutina flexión.

### 3.3.7 Actuación presión

En la figura 3.38 se observa el diagrama de flujo de la subrutina actuación presión. Esta subrutina toma los valores entre 0 a 25N que se encuentran en la posición 1x2 de la matriz de lectura de sensores recibidos en el puerto Bluetooth.

En función de este valor, es necesario escalar los valores entre 0 y 255 los cuales son los valores digitales que requiere el actuador resonante lineal. En este sentido, se establece una ecuación de recta conocidos dos puntos: (0,0) y (25,255). Esta ecuación se muestra en la Ecuación (3.2).

$$y = 10.2x \dots (3.2)$$

donde 'x' es el valor de la fuerza de entrada, e 'y' el valor escalado entre 0 y 255. La frecuencia de la vibración que el usuario siente en su antebrazo oscilará entre dichos valores: siendo cero cuando no exista contacto alguno e incrementando de manera proporcional hasta su valor máximo de vibración cuando llegue a su tope de presión (25N).

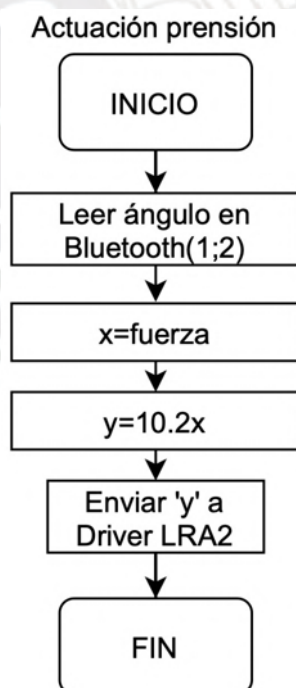


Fig. 3.38 Diagrama de flujo subrutina presión.



### 3.3.8 Consumo eléctrico

El sistema de retroalimentación palmo-dactilar propuesto tiene un consumo total de energía de 2760 mAh. Esta alimentación es garantizada por las dos baterías LiPo presentes en cada uno de los subsistemas de sensado y actuación: 800 mAh y 1960 mAh, respectivamente considerando el factor de seguridad de 25% como se ve en la Tabla 3.18.

El sistema de retroalimentación diseñado opera en conjunto con la prótesis de miembro superior “PUCP-Hand”. En consecuencia, el sistema asegura una duración de funcionamiento equivalente a la de la prótesis, permitiendo 6 horas de uso continuo.

Tabla 3.18 Consumo eléctrico del sistema de retroalimentación palmo-dactilar

Nombre	Cantidad	Voltaje (V)	Corriente (mA)	Tiempo uso (h)	Energía (mAh)
MUX 4 sensores Fuerza/proximidad	1	3.3	20	6	120
Loomia Sensor de Fuerza palma	1	3.3	10	6	60
Sparkfun thumb slide joystick	1	3.3	10	6	60
Short Flex sensor	1	3.3	10	6	60
Arduino Nano RP2040	1	3.3	50	6	300
<b>Total Bateria Sensado (3.3V)</b>					<b>600</b>
Nombre	Cantidad	Voltaje (V)	Corriente (mA)	Tiempo uso (h)	Energía (mAh)
Vibrador presión-Adaptador señal DRV2605L	1	3.3	65	6	390
Vibrador deslizamiento-Adaptador señal DRV2605L	1	3.3	65	6	390
Vibrador propiocepción-Adaptador señal DRV2605L	1	3.3	65	6	390
Sparkfun RedBoard Artemis Nano	1	3.3	50	6	300
<b>Total Bateria Actuación (3.3V)</b>					<b>1470</b>
<b>Total consumo eléctrico</b>					<b>2070</b>
<b>Total consumo (3.3V) Factor de Seguridad añadido</b>					<b>2760</b>

## **CAPÍTULO 4**

### **SIMULACIONES**

En el siguiente capítulo se desarrollarán las simulaciones y experimentos destinados a validar el diseño descrito previamente. Se examinará el rendimiento electrónico de los subsistemas de sensado y actuación. Adicionalmente, se empleará un análisis de elementos finitos (FEM) para estudiar el comportamiento del módulo electrónico del subsistema de actuación bajo condiciones de carga estática.

#### **4.1 Simulaciones**

En esta sección se desarrollarán las simulaciones electrónicas del subsistema de sensado y actuación; así como el análisis FEM para la unidad de actuación.

En la etapa electrónica, se emplea la plataforma en línea de diseño y experimentación *Autodesk Tinkercad* a fin de aplicar la lógica de funcionamiento dispuesta en la sección 3.3 “Diseño del sistema de control”. En este sentido, la plataforma ofrece modelos abiertos de sensores y actuadores que interactúan con un microcontrolador ATMEGA a fin de demostrar el funcionamiento de la lógica de control establecida. El código fuente se encuentra en anexos como “Anexo C: Programa para subsistema de sensado y actuación”.

El análisis de esfuerzos en el módulo electrónico de actuación es llevado a cabo empleando “Autodesk Inventor Professional 2024”, el cual permite aplicar el método de elementos finitos y proporciona resultados sobre esfuerzos, deformaciones y factores de seguridad.

#### 4.1.1 Simulación del subsistema de sensado

Para poder ejecutar la simulación de este subsistema, fueron sustituidos los componentes seleccionados para la aplicación de esta tesis por los componentes presentes en la librería de la plataforma *Autodesk Tinkercad* varían en tamaño unas con otras. Esta sustitución es posible de realizar ya que los elementos *Tinkercad* de cambio poseen la misma lógica de funcionamiento y cumplen la misma función que los componentes seleccionados en el Capítulo 3 “Diseño del sistema mecatrónico”. A continuación se presenta en la Tabla 4.1 las sustituciones realizadas, y en la Figura 4.1 se presenta la configuración inicial de la simulación.

Tabla 4.1 Sustituciones de componentes electrónicos simulación Autodesk

Componente Seleccionado	Componente de la simulación
Sensores Fuerza/Proximidad x4	Tinkercad Force Sensor x4
Loomia Sensor de Fuerza palma	Tinkercad Force Sensor
Sparkfun thumb slide joystick	Tinkercad Potentiometer
Short Flex sensor	Tinkercad Flex Sensor
Arduino Nano RP2040	Tinkercad Arduino UNO

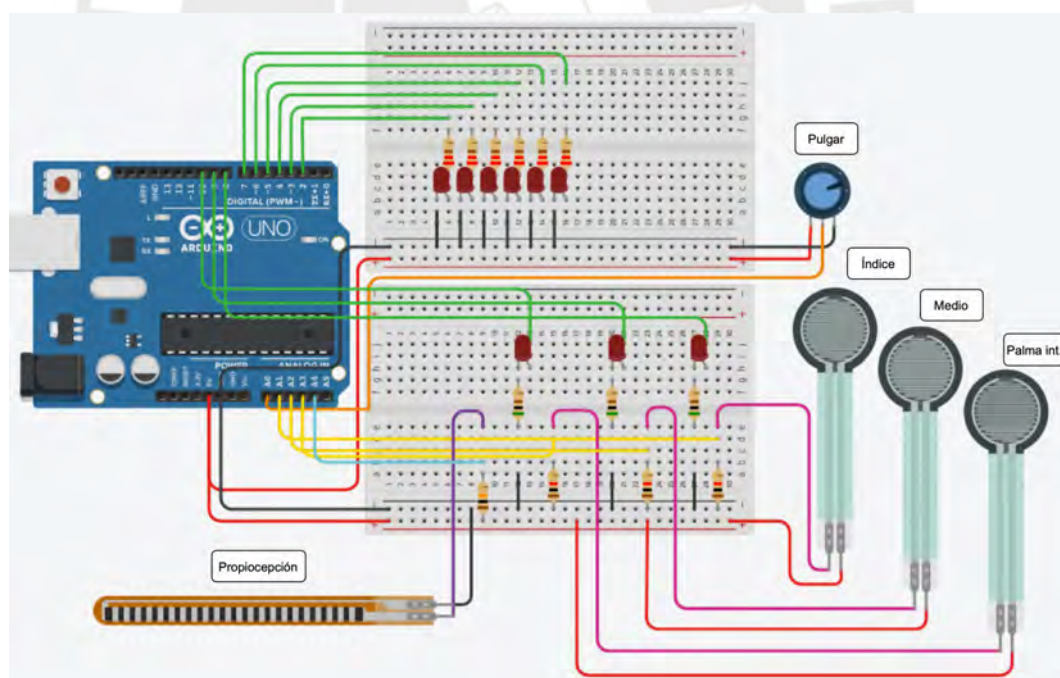


Fig. 4.1 Simulación subsistema sensado

Para efectos de la simulación, las lecturas de los sensores son vistas tanto en los LEDs dispuestos para mostrar las señales, así como en el monitor serial *Autodesk Tinkercad*.

### Sensor de flexión

La simulación es llevada a cabo con el flexosensor disponible en el software “Tinkercad”. Este flexosensor virtual es conectado al microcontrolador por su entrada analógica. En el monitor serial se visualizan sus valores angulares entre 0 y 75°. La actualización de los valores ocurren de manera inmediata por tratarse de un software de simulación. La Figura 4.2 ilustra el comportamiento del sensor a diferentes cambios en posición angular: de 0° a 8°, así como de 60° a 72°.

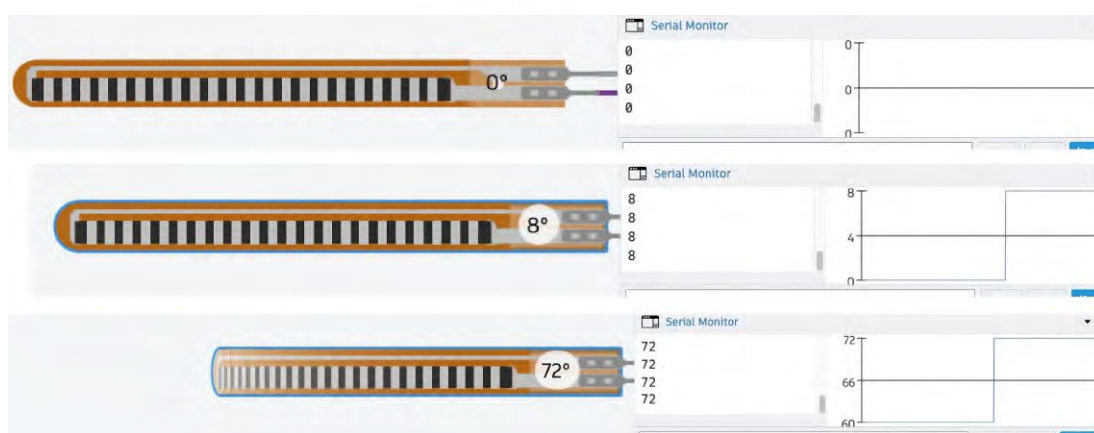


Fig. 4.2 Sup: Posición inicial sensor flexión. Inf: Posición final sensor flexión.

### Sensor de deslizamiento

El sensor de deslizamiento *joystick* es reemplazado por un potenciómetro en tanto se busca emular el desplazamiento en las direcciones X e Y del efecto final. En la simulación, el desplazamiento puede apreciarse en una matriz 1x5 de LEDs rojos.

De esta manera, cuando el potenciómetro es girado en sentido anti-horario, el cambio de luces en la matriz LED es llevado de izquierda a derecha; asimismo, cuando el giro es en sentido horario, las luces cambian una posición de derecha a izquierda.

Esta secuencia de comportamiento puede verse en la Figura 4.3.



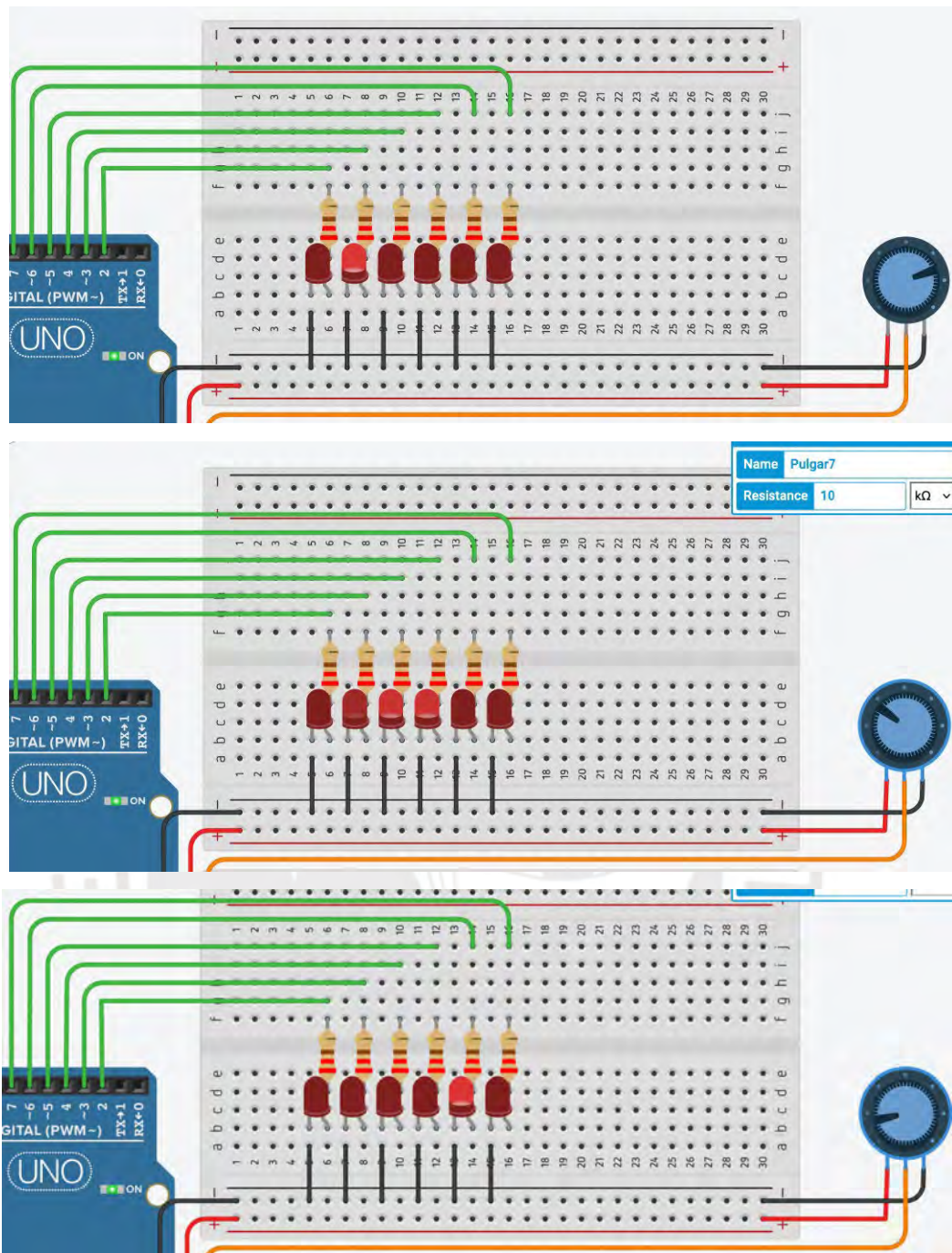


Fig. 4.3 Arriba - Abajo: Secuencia de cambio LED desplazamiento en función del cambio de potenciómetro.

### Sensores de presión

En la simulación, estos sensores fueron sustituidos en Autodesk Tinkercad por tres sensores de fuerza: dos representan los sensores ubicados en los dedos índice y medio de la prótesis, y el tercero simula el resultado de la matriz de fuerza instalada en la palma interna de la prótesis. Su comportamiento se muestra en la Figura 4.4.



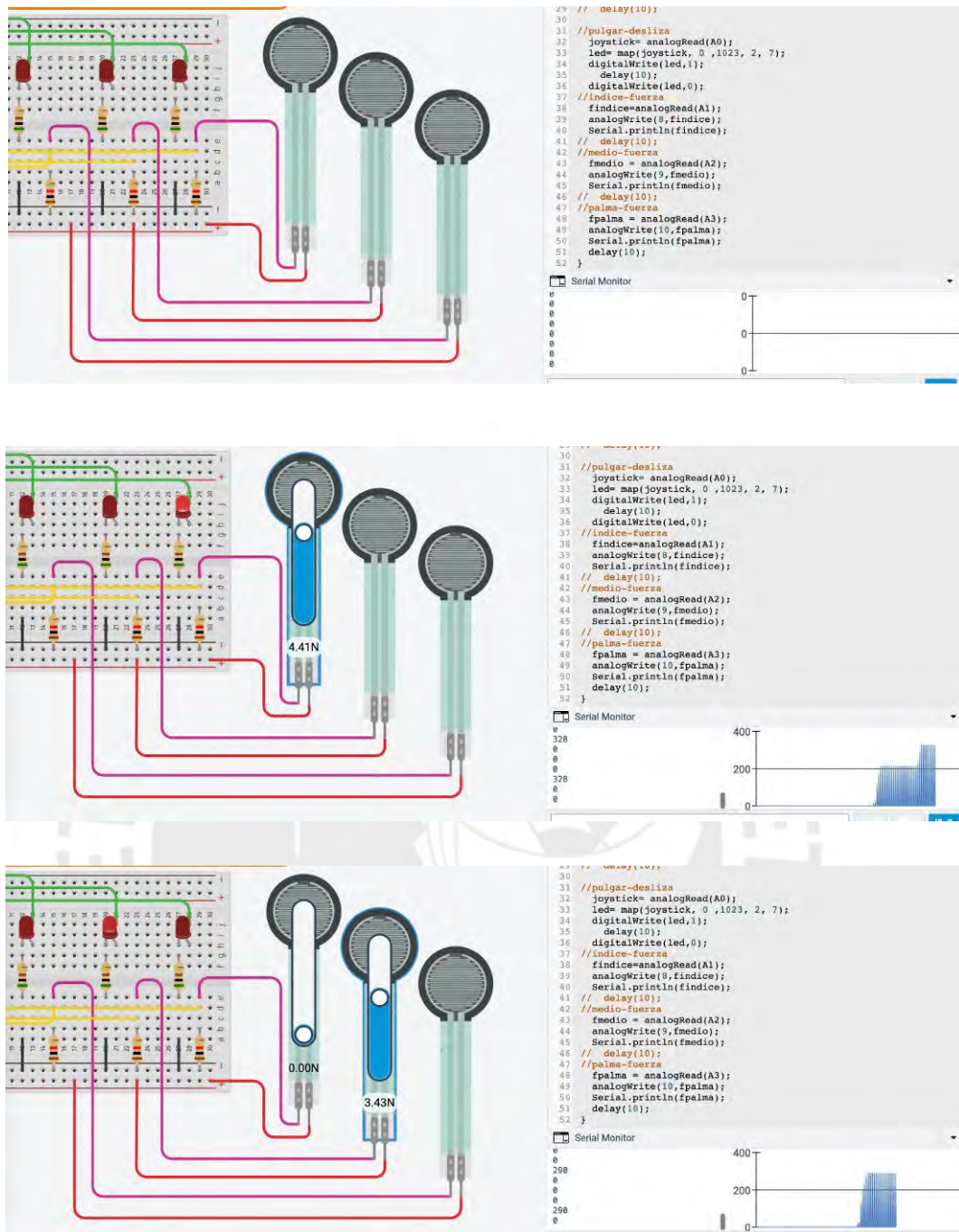


Fig. 4.4 Simulación sensores de fuerza en yemas y palma.

#### 4.1.2 Simulación del subsistema de actuación

Para poder ejecutar la simulación de este subsistema, fueron sustituidos los componentes seleccionados para la aplicación de esta tesis por los componentes presentes en la librería de la plataforma *Autodesk Tinkercad* varían en tamaño unas con otras. Esta sustitución es posible de realizar ya que los elementos *Tinkercad* de cambio poseen la misma lógica de funcionamiento y cumplen la misma función que los componentes seleccionados en el Capítulo 3 “Diseño del sistema mecatrónico”. A continuación se presenta en la Tabla 4.2 las sustituciones realizadas, y en la Figura 4.5 se presenta la configuración inicial de la simulación.

Tabla 4.2 Sustituciones de componentes electrónicos para el proceso de simulación Autodesk Tinkercad

Componente Seleccionado	Componente de la simulación
Sparkfun RedBoard Artemis Nano	Tinkercad Arduino UNO
(Bluetooth) Señal propiocepción	Tinkercad Potenciómetro 10KOhm
(Bluetooth) Señal fuerza	Tinkercad Potenciómetro 10KOhm
(Bluetooth) Señal deslizamiento	Tinkercad Pulsador
Adafruit mini motor disc	Tinkercad Vibrador
Adafruit DRV2605L x3	Circuitos Transistor de acondicionamiento PNP x2 y NPN

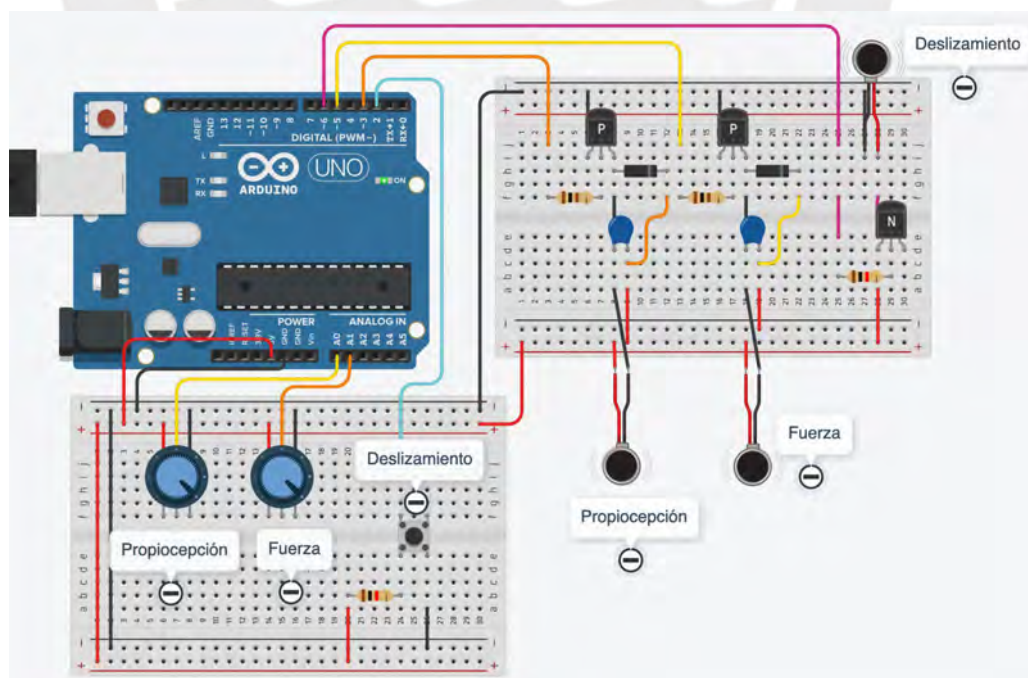


Fig. 4.5 Simulación subsistema actuación

En la simulación, la lectura de las señales de propiocepción y fuerza que son enviadas desde el subsistema de sensado por comunicación Bluetooth son reemplazadas por la lectura analógica de dos potenciómetros de 10K Ohm; asimismo, la lectura del sensor de deslizamiento es reemplazada por la lectura de un pulsador digital. Cada una de estas entradas se encuentran asociadas a los actuadores resonantes lineales de la etapa de actuación respectivamente: propiocepción, fuerza y deslizamiento.

#### Actuador propiocepción

En la plataforma se interactúa virtualmente con el potenciómetro, de manera que se puede cambiar su posición angular como uno lo haría en la vida real en sentido horario. En este sentido se genera el ángulo “girando” el potenciómetro el cual es leído por el microcontrolador con valores de 0 a 1024.

En el microcontrolador, la lógica implementada corresponde a la diseñada en la sección “3.3.6 Actuación flexión”, donde la intensidad de la vibración se encuentra directamente asociada a la posición angular del sensor flex. Para conseguir este propósito, fue desarrollado un circuito de acondicionamiento de señal empleando un transistor PNP Tinkercad, un diodo Tinkercad así como una resistencia de 4.7 K Ohms y un capacitor de 100 pF. Este acondicionamiento es equivalente a la lógica que rige a la tarjeta Adafruit DRV2605L. A la salida del circuito de acondicionamiento se dispone el actuador resonante lineal quien recibe una entrada lógica de 0 a 255.

A continuación, se muestra en la Figura 4.6 la secuencia de variación de la intensidad de la vibración en función del giro del potenciómetro “Propiocepción”. A fin de mejorar la comprensión de la implementación dada, se dispone un multímetro virtual que muestre la variación de voltaje en los pines del actuador resonante lineal.



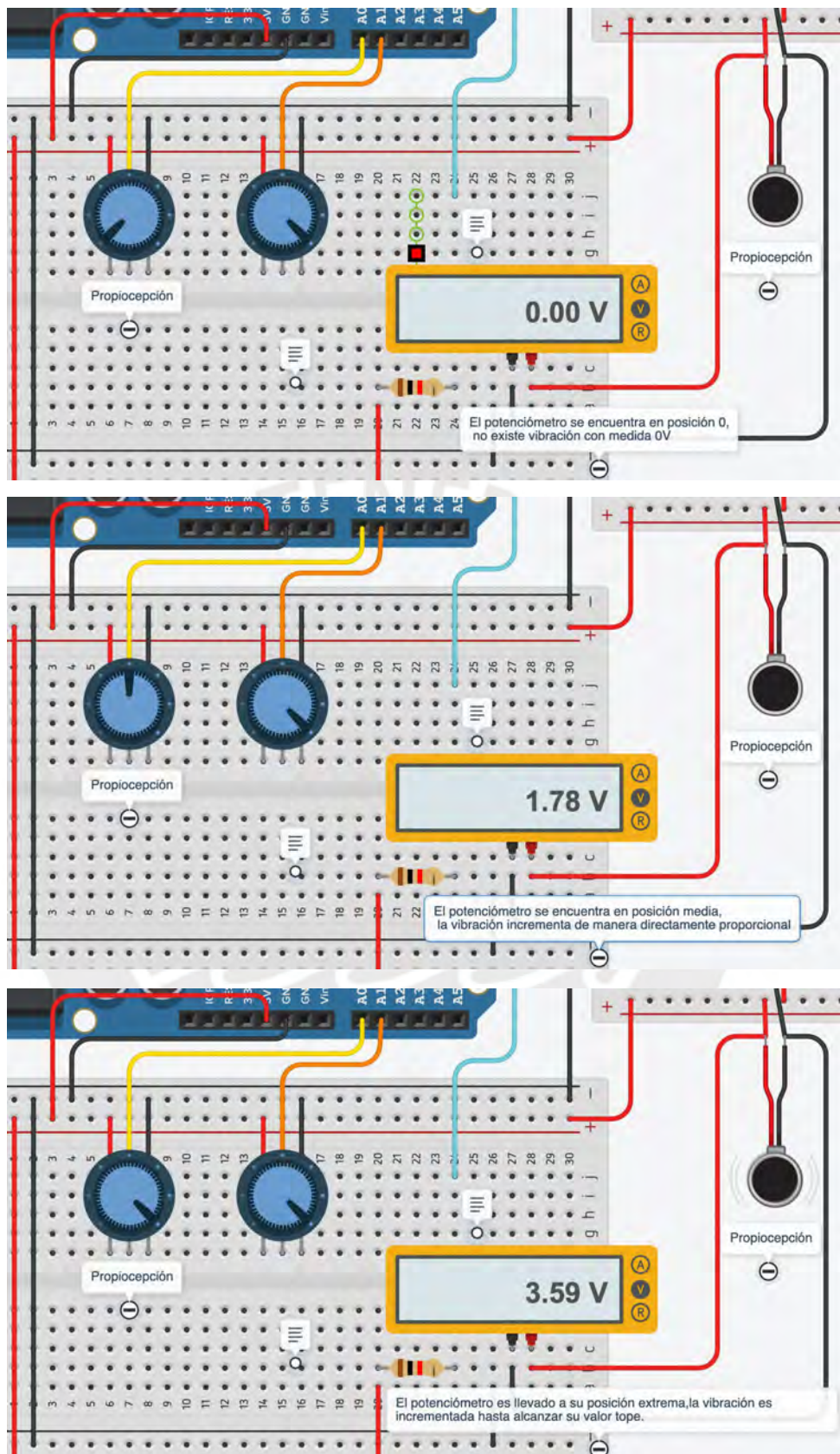


Fig. 4.6 Simulación actuación vibrador “Propiocepción”.

### Actuador fuerza

En la plataforma se interactúa virtualmente con el potenciómetro de fuerza, de manera que se puede cambiar su posición angular como uno lo haría en la vida real en sentido horario. Así, se genera el ángulo “girando” el potenciómetro el cual es leído por el microcontrolador con valores de 0 a 1024.

En el microcontrolador, la lógica implementada corresponde a la diseñada en la sección “3.3.6 Actuación fuerza”, donde la intensidad de la vibración se encuentra directamente asociada al del valor máximo de lectura de los sensores de fuerza en yemas y palma. Para conseguir este propósito, fue desarrollado un circuito de acondicionamiento de señal empleando un transistor PNP Tinkercad, un diodo Tinkercad así como una resistencia de 4.7K Ohm y un capacitor de 100 pF. Este acondicionamiento es equivalente a la lógica que rige a la tarjeta Adafruit DRV2605L. A la salida del circuito de acondicionamiento se dispone el actuador resonante lineal quien recibe una entrada lógica de 0 a 255. A continuación, se muestra en la Figura 4.8 la secuencia de variación de la intensidad de la vibración en función del giro del potenciómetro “Fuerza”.

A fin de mejorar la comprensión de la implementación de los actuadores “Propiocepción” y “Fuerza”, se disponen dos multímetros virtuales que muestren la variación de voltaje en los pines de los actuadores resonantes lineales respectivamente como se puede apreciar en la Figura 4.7.



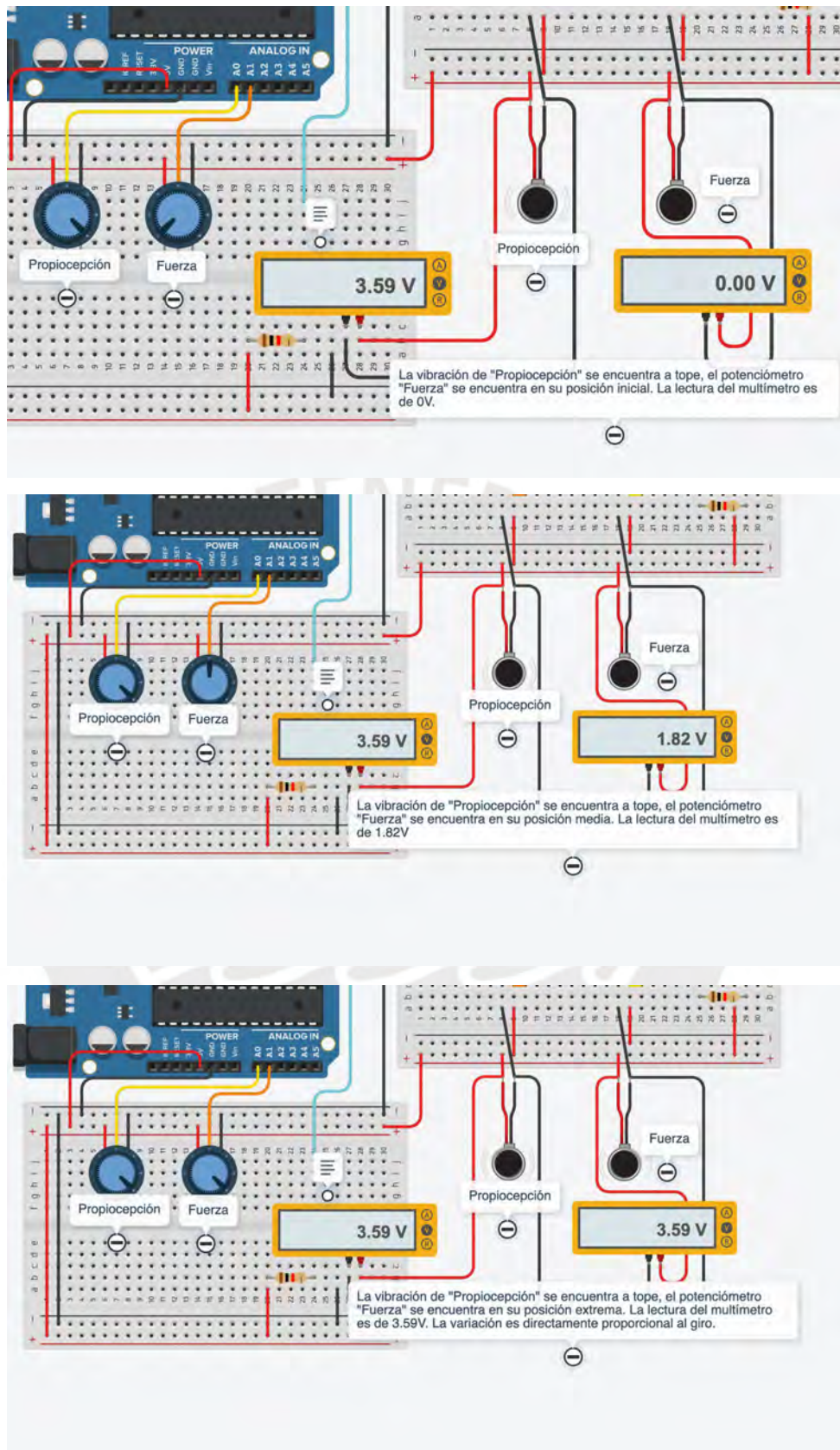


Fig. 4.7 Simulación actuadores "Propiocepción" y "Fuerza".

### Actuador deslizamiento

Cuando el deslizamiento inminente es reconocido, un ‘1’ digital es enviado desde el subsistema de sensado al subsistema de actuación por comunicación Bluetooth. Para efectos de la simulación, este ‘1’ o ‘0’ digital es representado por un pulsador. En la plataforma se interactúa virtualmente con el pulsador, de esta manera se puede “presionar” el botón tal como uno haría en la vida real. El pulsador ingresa al sistema por medio del puerto D2 el cual corresponde al pin reservado para ejecución de rutinas de interrupción.

A fin de modelar la tarjeta Adafruit DRV2605L se implementa un circuito de acondicionamiento empleando un Transistor NPN y una resistencia de 10K Ohms. En este caso, se busca transmitirle al usuario lo más rápido posible la vibración como aviso del deslizamiento inminente, de manera que se prescinde de las acciones de actuación directamente proporcional debido a la inmediatez con la que un objeto puede pasar del deslizamiento inminente y vencer la fricción estática al momento de realizar una presión completa. Por medio del puerto D6 de la tarjeta Arduino se envía la instrucción de 0 a 255 al actuador resonante lineal “Deslizamiento”. A fin de mejorar la comprensión de la implementación del actuador “Deslizamiento” se dispone un multímetro virtual que muestre la variación de voltaje en los pines del actuador resonante lineal tal como se aprecia en la Figura 4.8 y 4.9.

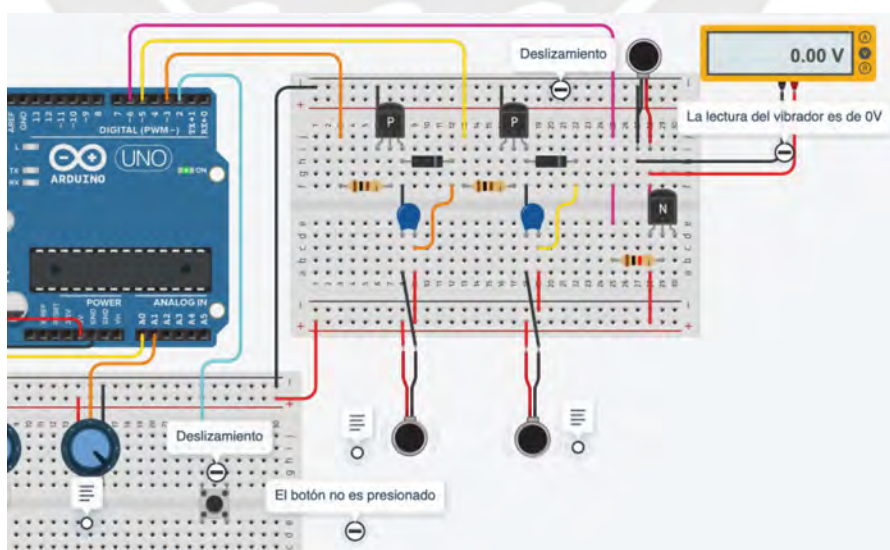


Fig. 4.8 Simulación actuador “Deslizamiento” -estado inicial

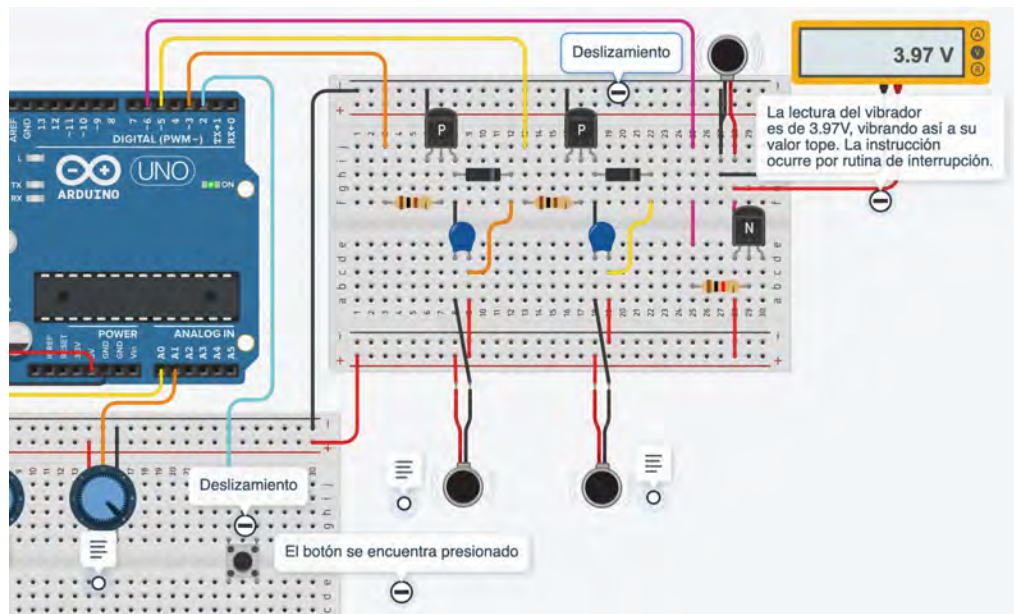


Fig. 4.9 Simulación actuador “Deslizamiento” - estado vibrante.

#### 4.1.3 Análisis de esfuerzos - Subsistema actuación

Dentro de esta sección se realizará la selección de pernos a emplear para la sujeción del subsistema de actuación, así como el análisis de elementos finitos para el subsistema.

##### Selección de pernos

En el subsistema de actuación se emplean uniones atornilladas con pernos conforme a la norma ISO 4017 o DIN 933, seleccionados por su alta disponibilidad en el mercado local y porque las cargas aplicadas en el sistema, que no superan los 300 gramos, ejercen esfuerzos mínimos en los pernos.

Los pernos y tuercas seleccionados son de tipo DIN 933 M2 con una clasificación de calidad 4.8 y una resistencia a la fluencia de 320 MPa, utilizada para calcular la capacidad máxima de carga soportable.

La ecuación (4.1) muestra el cálculo del esfuerzo equivalente:

$$\sigma_v = \sqrt{\sigma_z^2 + 3 * \tau_t^2} \simeq 1,3 * \sigma_z = 1,3 * \frac{F_p}{A_p} \dots (4.1)$$



Donde  $\sigma_v$  es el esfuerzo equivalente (MPa);  $\sigma_z$  es el esfuerzo Z (MPa);  $\tau_t$  es el torque de torsión (N.m);  $F_p$  es la fuerza aplicada al perno (N) y  $A_p$  el área del perno ( $mm^2$ ).

Del mismo modo, el esfuerzo equivalente debe ser inferior al esfuerzo máximo permitido, como se indica en la ecuación (4.2):

$$\sigma_v \leq \sigma_{per} = \frac{Re}{Sf} \dots (4.2)$$

Finalmente se obtiene que la fuerza en el perno cumple la ecuación (4.3):

$$F_p \leq \frac{Re * A_p}{1,3 * Sf} \dots (4.3)$$

Donde  $R_e$  es 320 MPa,  $A_p$  representa el área del perno en milímetros cuadrados, que en este caso es de 2.07 milímetros cuadrados para un perno de 2 mm de diámetro. Se elige un factor de seguridad ( $S_f$ ) de 2. Con estos valores se obtiene la ecuación (4.4):

$$F_p \leq \frac{320 * 2,07}{1,3 * 2} = 255N \dots (4.4)$$

En consecuencia, un perno de 2 mm de diámetro puede soportar hasta 255 N. Dado que los pesos y torques en el subsistema de actuación del sistema de retroalimentación no exceden los 10 N, se puede concluir que los pernos seleccionados son adecuados y operarán con un margen de seguridad considerable.

#### Análisis por Método de Elementos Finitos

Los elementos que componen el sistema se pueden apreciar en vista corte en la Figura 4.10 donde figuran la batería, las tarjetas, las carcasas (superior, media e inferior), las uniones atornilladas y los actuadores vibrotáctiles.

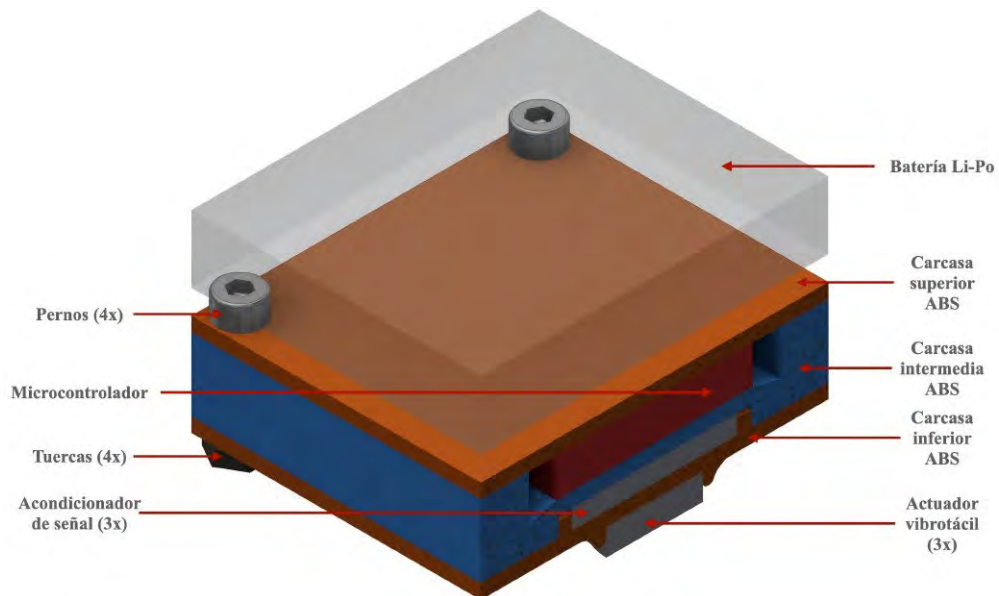


Fig. 4.10 Vista corte componentes subsistema actuación

El subsistema de actuación está compuesto por el brazaletes, la batería y el módulo electrónico del subsistema de actuación.

Como fue indicado en la sección “3.2.2 Subsistema de actuación”, el brazaletes que contiene a la batería y al módulo electrónico está diseñado para ser fabricado por métodos de manufactura aditiva en filamento de poliuretano termoplástico (TPU). Cuenta con una cavidad con dimensiones diseñadas de 36 x 60 x 19 mm cuyo propósito es sostener tanto a la batería, como al módulo electrónico por ajuste.

Así, únicamente el módulo electrónico de actuación es el que se encuentra sujeto por uniones atornilladas. Finalmente, la batería prescinde de una carcasa para evitar sumar peso al brazaletes que pueda traer disconformidad al usuario. De esta manera cumplir el criterio de diseño de un sistema lo más ligero posible.

En este sentido, el componente estructural al cual se realizará el análisis de elementos finitos es el módulo electrónico del subsistema de actuación formado por las tres carcasas dieléctricas de ABS atornilladas. Los componentes de batería, tarjetas de acondicionamiento, microcontrolador y actuadores vibrotáctiles han sido reemplazados por fuerzas externas ejercidas sobre el sistema.



A fin de contar con un análisis más completo, se estudian a continuación tres posiciones anatómicas del antebrazo. De esta manera, un primer caso es aquel donde el brazo se encuentra extendido y el interior de la palma de la mano protésica mira hacia arriba; la segunda, cuando el antebrazo es rotado a posición 90 grados; y finalmente, cuando el brazo se encuentra extendido con el interior de la palma de la mano protésica mira hacia abajo. Estas posiciones se aprecien en corte en la Figura 4.11.

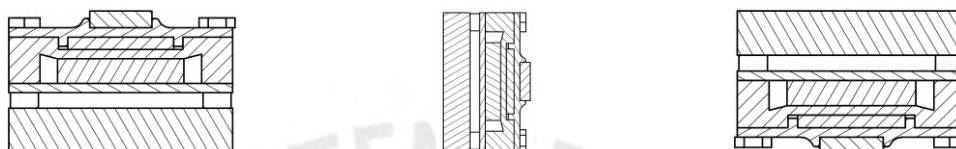


Fig. 4.11. Posiciones anatómicas del sub-sistema de actuación. Izq: Palma hacia arriba. Med: Antebrazo rotado 90 grados. Der: Palma hacia abajo.

#### Caso 1: Palma mirando hacia arriba

En la Figura 4.12 se aprecia una representación CAD del antebrazo del usuario con el subsistema de actuación con la palma mirando hacia arriba. En esta disposición, el peso de la carcasa integral que contiene a las tarjetas y actuadores vibrotáctiles se encuentra apoyado sobre la batería; a su vez, la batería se encuentra apoyada sobre la carcasa flexible alrededor del antebrazo. Es decir, todo el peso del subsistema de actuación se encuentra depositado en el interior de la carcasa flexible. Esta disposición no corresponde a una condición crítica para el análisis estático en tanto la geometría de la carcasa, que contiene a los componentes, se ve sometida a fuerzas que no comprometen su integridad. En esta posición, la única condición límite es aquella donde los actuadores resonantes lineales pierden contacto con la piel del antebrazo del usuario. Sin embargo, es la geometría flexible la que al encontrarse en ajuste con el antebrazo del usuario la que garantiza el contacto permanente.

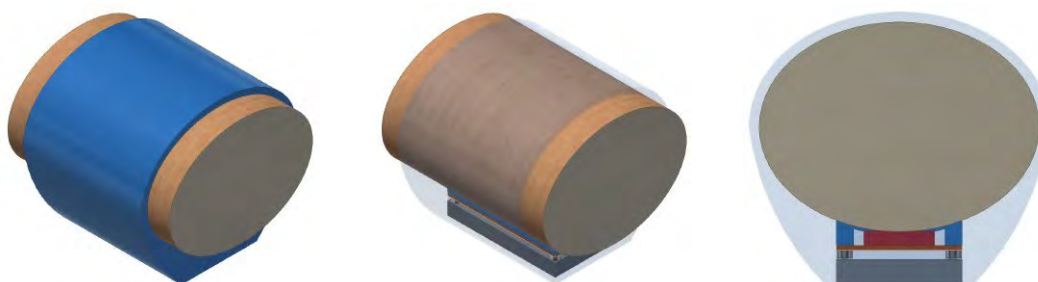


Fig. 4.12. Posición 1 Palma mirando hacia abajo.

### Caso 2: Palma rotada 90°

En la Figura 4.13 se aprecia una representación CAD del antebrazo del usuario con el subsistema de actuación rotado en 90° horario respecto a la posición anterior. En esta disposición, el peso de la carcasa integral que contiene a las tarjetas y actuadores vibrotáctiles, así como la batería, se encuentran apoyadas sobre la carcasa flexible. Es decir, el peso del subsistema de actuación se encuentra depositado en la cara lateral interior de la carcasa flexible. Esta disposición no corresponde a una condición crítica para el análisis estático en tanto la geometría de la carcasa, que contiene a los componentes, no se ve sometida a fuerzas que puedan comprometer su integridad. En esta posición, el peso de los componentes generan un brazo de palanca respecto al centro del antebrazo del usuario tratando de rotar alrededor de este. Sin embargo, es la geometría flexible la que al encontrarse en ajuste con el antebrazo del usuario, recibe este momento, garantizando el contacto permanente del subsistema de actuación con el antebrazo del usuario.

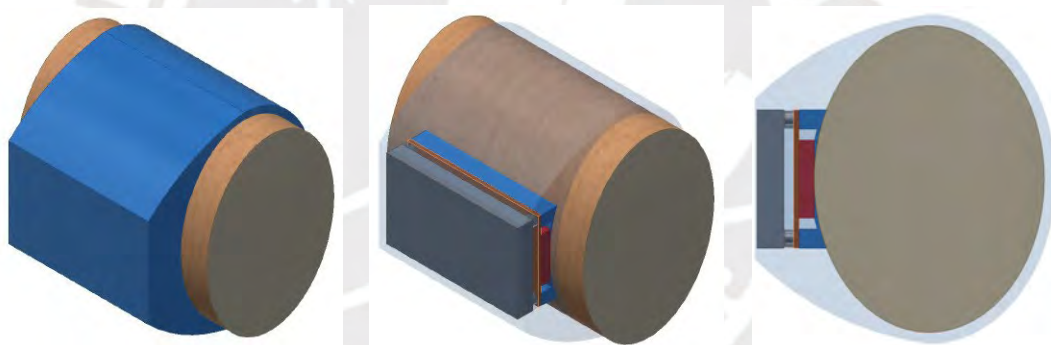


Fig. 4.13. Posición 3 Palma rotada 90° sentido horario.

### Caso 3: Palma mirando hacia abajo

En la Figura 4.14 se aprecia una representación CAD del antebrazo del usuario con el subsistema de actuación con la palma mirando hacia abajo. En esta disposición, el módulo electrónico de actuación se encuentra apoyada directamente sobre el antebrazo del usuario. La batería, a su vez, se encuentra apoyada encima del módulo electrónico, depositando su peso sobre éste. En estas condiciones, la carcasa flexible alrededor del antebrazo del usuario únicamente se encuentra restringiendo los movimientos de traslación y rotación del subsistema de actuación. Dado que el módulo electrónico de actuación se ve sometido a las fuerzas externas debido al peso

de la batería, así como el de la acción de la piel de reacción a la interacción con los actuadores vibrotáctiles, esta disposición de los componentes corresponde a una condición crítica por las fuerzas que actúan. Por estas condiciones, este caso es donde se realiza un análisis estático por el Método de Elementos Finitos (FEM).

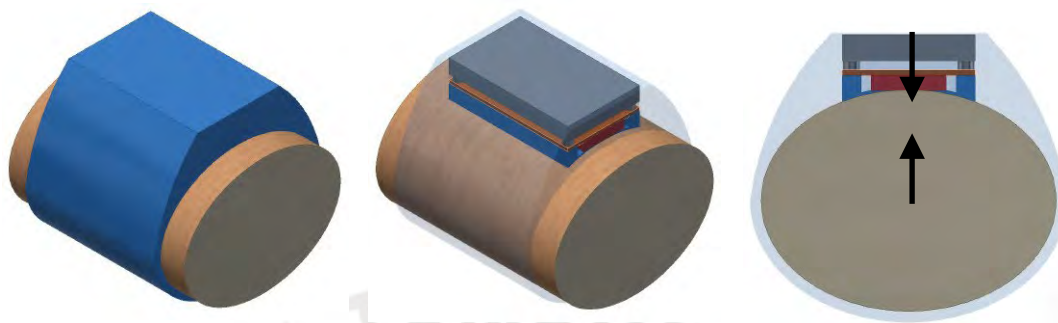


Fig. 4.14. Posición 3 Palma mirando hacia arriba. Der: disposición de las fuerzas actuantes.

En la Figura 4.15 se aprecia la figura del diagrama de cuerpo libre en dos dimensiones del módulo electrónico de actuación que contiene a los componentes electrónicos. Este módulo está compuesta por tres carcazas: superior, media e inferior. Las carcazas se encuentran unidas por tornillos M2. Las siguientes condiciones de funcionamiento son seleccionadas para el análisis:

- Colocación de restricción fija a las tres superficies inferiores de los actuadores vibrotáctiles, en tanto estas superficies van apoyada sobre el antebrazo del usuario.
- El peso de la batería, junto al del peso del brazalete, son divididos equitativamente en cuatro fuerzas dispuestas sobre las superficies de las cabezas de los pernos M2 del módulo electrónico de actuación. Esta representación suma las fuerzas del peso de la batería, así como el peso del brazalete en este escenario: con la palma de la prótesis mirando hacia abajo. En la Figura 4.15 son graficadas con color rojo.
- El peso del microcontrolador se representa como una sola fuerza dispuesta en el centro geométrico de la pieza carcasa intermedia. En la Figura 4.15 esta fuerza es graficada con color morado.
- El peso de las tres tarjetas de acondicionamiento de los actuadores vibrotáctiles se representan como tres fuerzas en actuando contra la superficie interna de la carcasa inferior. En la Figura 4.15 estas fuerzas son graficadas con color naranja.

- Las tres fuerzas de los pesos de los actuadores vibrotáctiles se representan partiendo de su centro geométrico. En la Figura 4.15 estas fuerzas son graficadas con color amarillo.

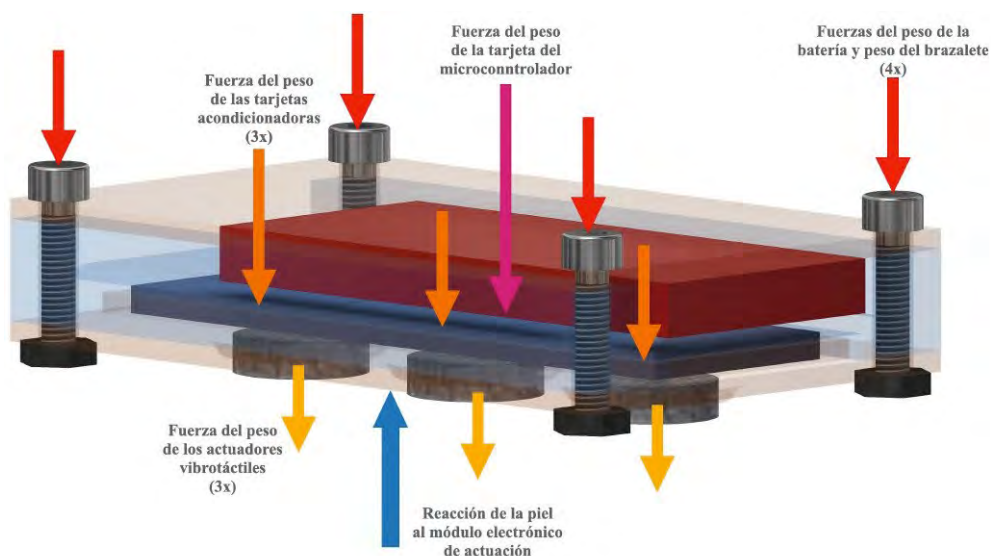


Fig. 4.15. Diagrama de cuerpo libre del módulo electrónico de actuación. Piezas de carcasa vistas en transparencia.

El análisis mediante elementos finitos (FEM) se realizó utilizando el software Autodesk Inventor 2024. Se utilizó una malla tetraédrica, configurada con elementos de 0.1 mm en las áreas donde se aplican las cargas y de 0.5 mm en las zonas sin carga. La Figura 4.16 muestra tanto el mallado empleado en la simulación como la disposición de las fuerzas en sus respectivas posiciones.

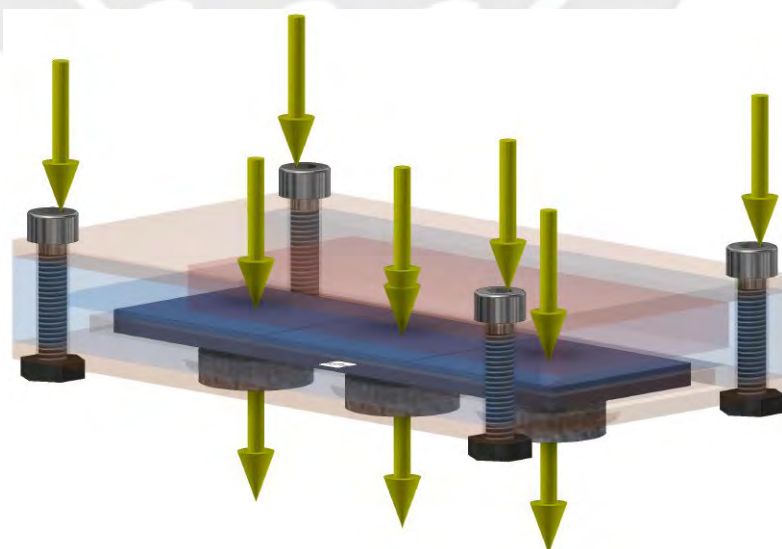


Fig. 4.16. Vista de la disposición de fuerzas en el entorno Autodesk Inventor 2024.



### Resultados del análisis de esfuerzos

Las Figuras 4.17, 4.18 y 4.19 muestran los valores máximos y mínimos de esfuerzos, desplazamientos y factores de seguridad, indicados en las barras de color laterales de cada figura, obtenidos como resultado del proceso de simulación.

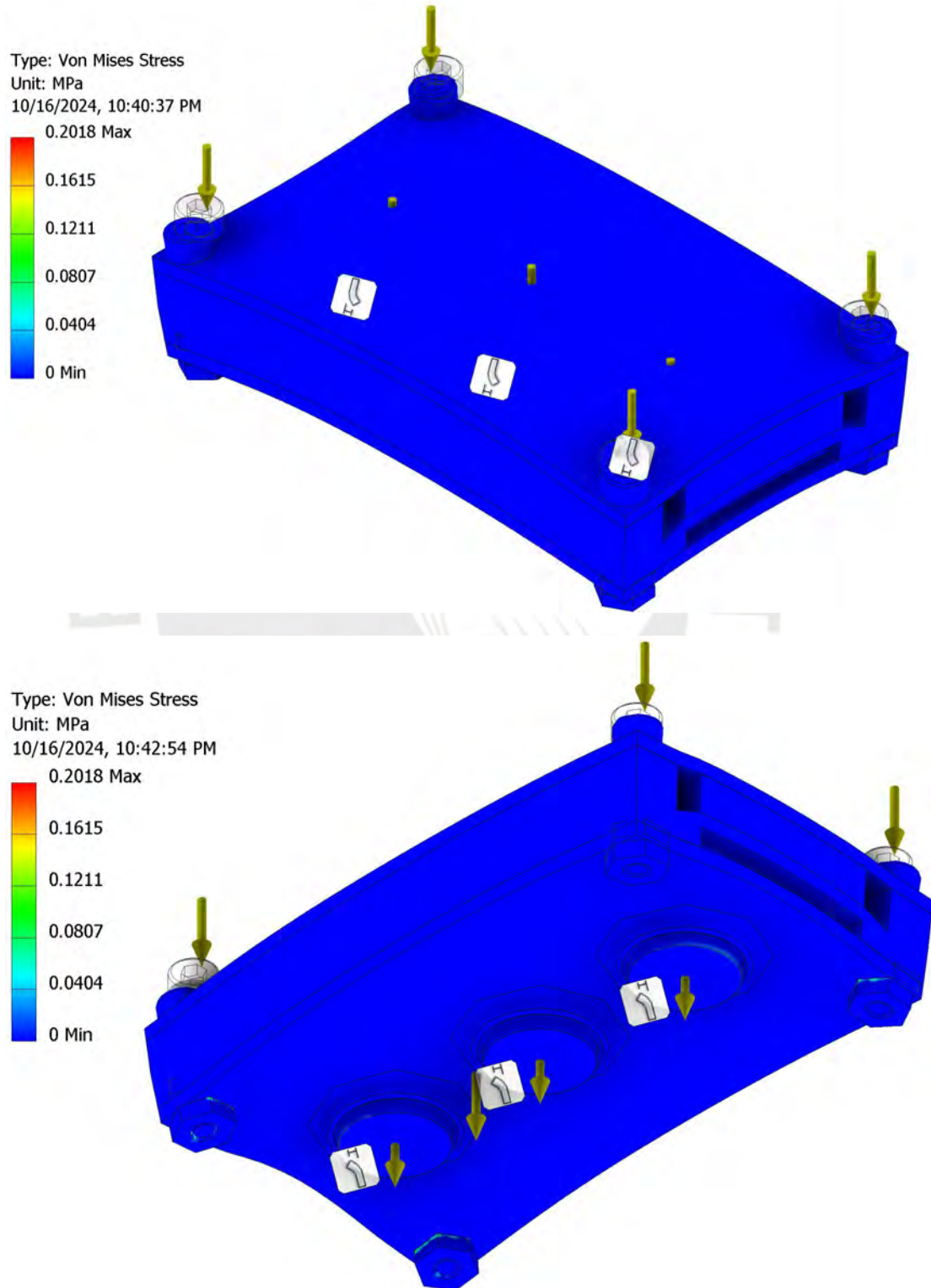


Fig. 4.17. Sup. e Inf: Esfuerzo de Von Mises en el módulo electrónico del subsistema de actuación.



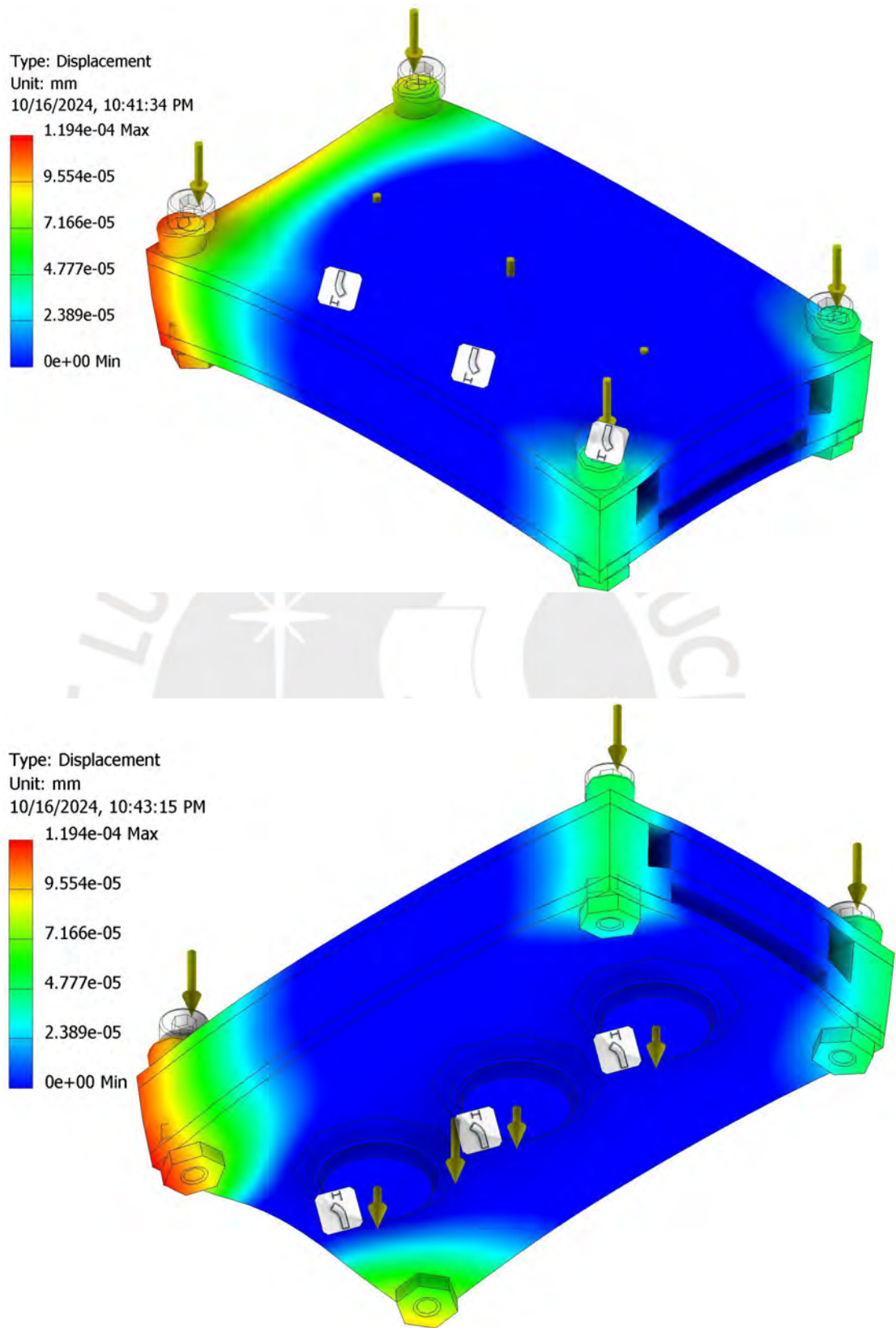


Fig. 4.18. Sup. e Inf.: Desplazamiento máximo en el módulo electrónico del subsistema de actuación.

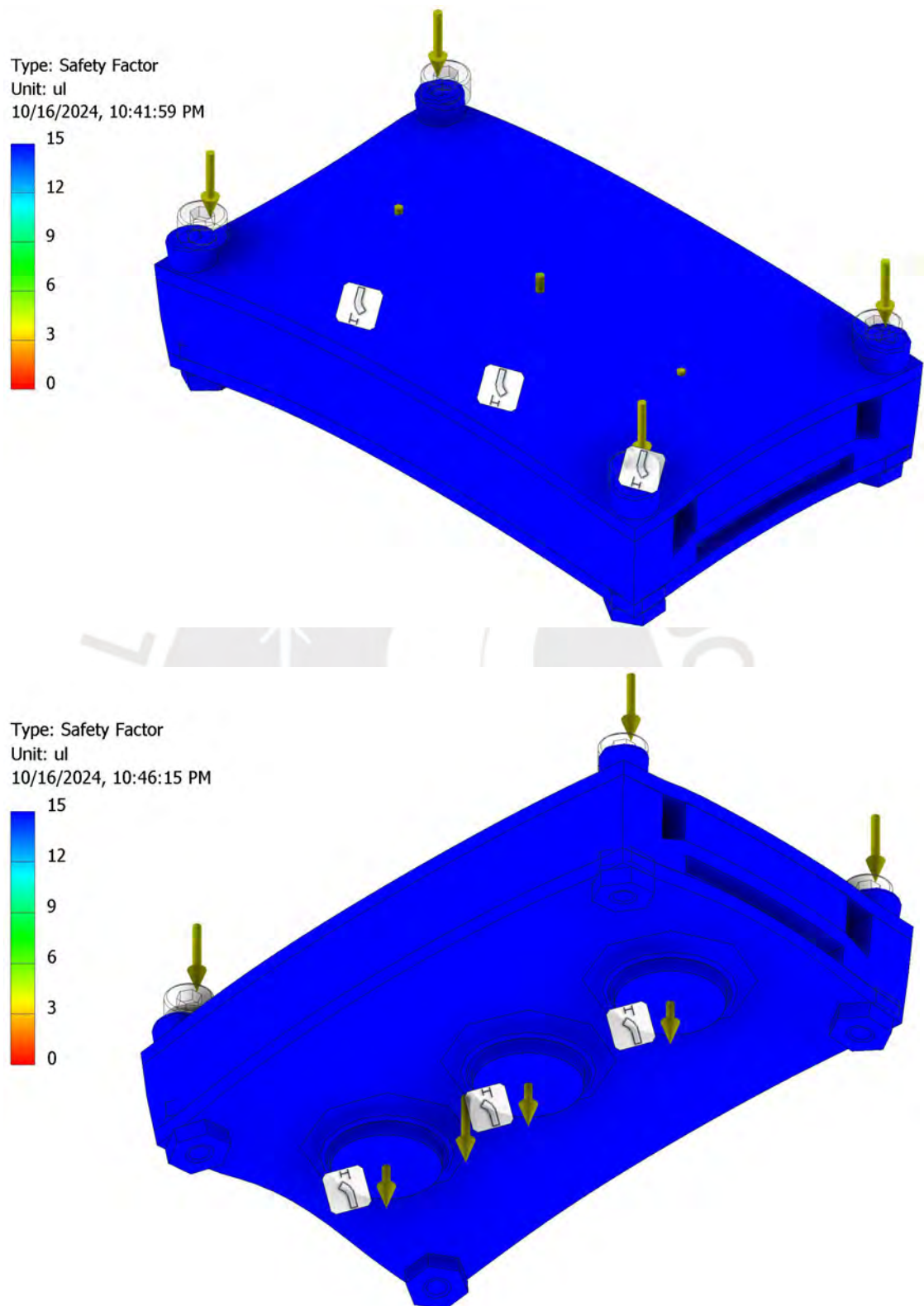


Fig. 4.19. Sup e Inf.: Factor de seguridad del módulo electrónico del subsistema de actuación.

Los resultados obtenidos permiten destacar lo siguiente: en primer lugar, la resistencia a la fluencia del material ABS es de 45 MPa, mientras que el esfuerzo máximo registrado en las simulaciones es de 0.2018 MPa. En segundo lugar, el factor de seguridad calculado es adecuado, ya que supera el valor de 2. Finalmente, el mayor desplazamiento se observa en uno de los pernos distantes de la ubicación del microcontrolador, con un valor de 0.000194 mm, dentro del rango de milésimas de milímetro.

Con base en estos resultados, se concluye que el módulo electrónico del subsistema de actuación es capaz de soportar los esfuerzos aplicados en el escenario evaluado.



## CAPÍTULO 5

### DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

Este capítulo detalla las especificaciones técnicas clave del sistema de retroalimentación diseñado. También se incluye una lista de planos de despiece y ensamblaje. Por último, se presenta una estimación de los costos asociados al desarrollo del proyecto.

#### 5.1 Características técnicas

En la Figura 5.1 es mostrado el modelado CAD del sistema de retroalimentación háptico palmo-dactilar diseñado. Destacan ambos subsistemas de sensado y actuación dispuestos alrededor de la palma protésica “PUCP-Hand” así como del antebrazo del usuario, respectivamente.



Fig. 5.1. Sup: Prótesis “PUCP-Hand”. Inf: Prótesis con sistema de retroalimentación implementado.

El sistema de sensado es mostrado en las Figuras 5.2 y 5.3. Este subsistema es el encargado de recibir los estímulos sensoriales asociados a la propiocepción de los dedos de la prótesis del usuario, así como los de presión y deslizamiento de objetos. En primer lugar, la propiocepción es medida empleando el sensor de flexión en función del ángulo generado entre la falange proximal del dedo protésico medio respecto al dorso de la prótesis. En segundo lugar, la fuerza ejecutada en la presión de objetos es determinada con ayuda de los sensores de fuerza dispuestos tanto en las yemas de los dedos índice y medio, así como en la palma de la prótesis. Finalmente, el deslizamiento inminente es detectado con la ayuda del sensor de deslizamiento de dos posiciones dispuesto en el pulgar protésico. La información tomada por los sensores es enviada por comunicación Bluetooth al subsistema de actuación.

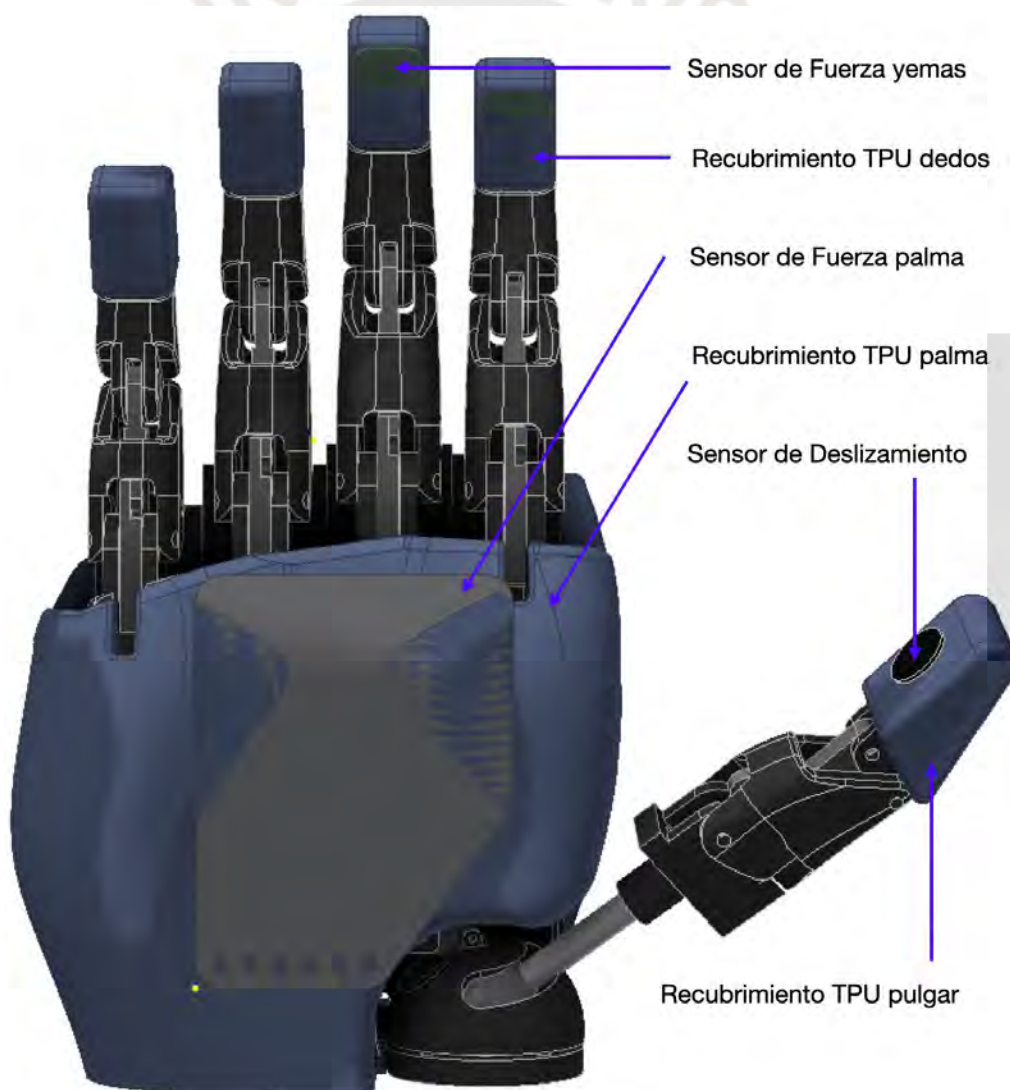


Fig. 5.2 Vista del subsistema de sensado: cara interna



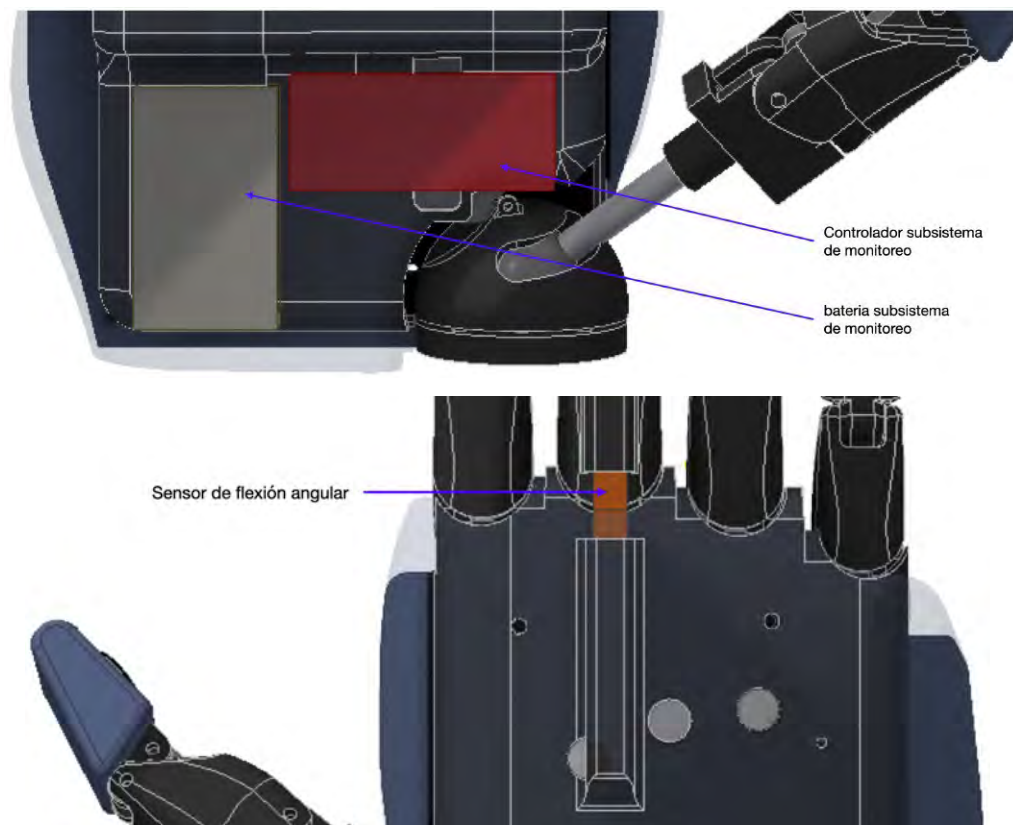


Fig. 5.3 Sup: Vista en corte del subsistema de sensado cara interna.  
 Inf: Vista en corte del dorso de prótesis.

El sistema de actuación es mostrado en la Figura 5.4. Esta unidad recibe las señales del subsistema de sensado por comunicación Bluetooth. Posteriormente genera las señales para la actuación de los tres actuadores vibrotáctiles directamente sobre la piel del usuario. En este sentido, la posición angular de los dedos son informados al usuario a través de la variación en intensidad del primer motovibrador cercano a la muñeca. Por otro lado, la fuerza durante la prensión de objetos es informada al usuario a través de la variación en la intensidad del segundo motovibrador. Finalmente, el acto del deslizamiento inminente de objetos es notificado al usuario a través de la vibración a manera de impulso unitario del tercer motovibrador cercano al codo del usuario.

Ambos subsistemas electrónicos se encuentran protegidos por una estructura flexible de material Poliuretano Termoplástico (TPU por sus siglas en inglés). Asimismo, cuentan con unidades de control y de energizado independientes que garantizan su

empleo durante 6 horas. En la Tabla 5.1 se muestran las principales características del sistema de retroalimentación háptico.

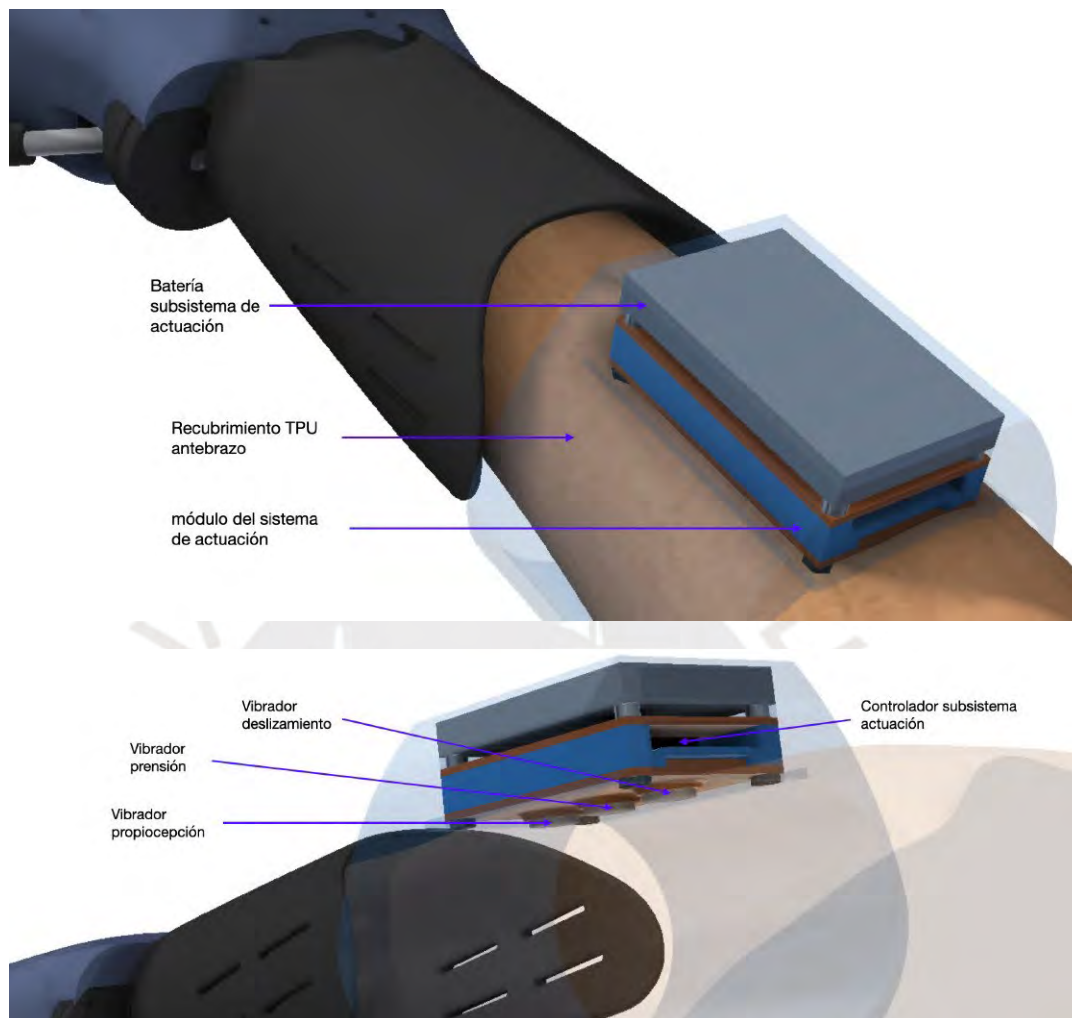


Fig. 5.4 Vista del subsistema de actuación.  
Sup: Vista desde el dorso del antebrazo del usuario. Inf: Vista desde cara interna de antebrazo.

Tabla 5.1 Características Técnicas

Consideración	Descripción
Geometría	Sensado: 76x42x6.5 mm   Actuación: 66x42x22 mm
Fuerzas	Peso s.sensado: 132.89 g   Pesos. actuación: 80.7 g
Energía	Baterías independientes Li-Po 2000 mAh (6h de funcionamiento)
Materiales	Material rígido: ABS   Material flexible: TPU
Seguridad	TPU Hipoalergénico
Ergonomía	Dispositivo diseñado a medida de Prótesis "PUCP-Hand"
Uso	Intuitivo. Usuario enciende y apaga únicamente

## 5.2 Planos

Los planos se localizan en el Anexo F: Planos del sistema. La Tabla 5.2 contiene la lista de los planos correspondientes, organizada según el siguiente código de identificación: número de plano, tipo de plano (PEX: plano de explosión; PEN: plano de ensamblaje; PDE: plano de despiece; PEL: plano electrónico) y tamaño de la hoja.

Tabla 5.2 Relación de planos

Número	Concepto	Código
1	Plano explosivo 1 Sistema háptico	001.PEX.A3
2	Plano explosivo 2 Sistema háptico	002.PEX.A3
3	Subsistema de sensado	003.PEN.A3
4	Carcasa palma	004.PDE.A3
5	Carcasa dorso	005.PDE.A3
6	Carcasa dedo	006.PDE.A4
7	Carcasa pulgar	007.PDE.A4
8	Subsistema de actuación	008.PEN.A3
9	Carcasa flex Actuación	009.PDE.A4
10	Carcasa inferior	010.PDE.A4
11	Carcasa media	011.PDE.A4
12	Carcasa superior	012.PDE.A4
13	Plano eléctrico sensado	013.PEL.A3
14	Plano eléctrico actuación	014.PEL.A3

## 5.3 Estimación de costos

Este capítulo incluye una estimación de los costos asociados al proyecto, organizada en tres categorías: costo de materiales, costos de ensamblaje y fabricación, y costos de diseño.

Relativo a los costos de materiales, estos son cotizados a precio local. En caso se trate de una importación, el costo incluye el envío, desaduanaje e impuesto general a las ventas.

En segundo lugar, los costos de ensamble y fabricación son dispuestos en función de las cotizaciones realizadas para los servicios de mecanizado y fabricación digital. Así, son cotizados los servicios de fabricación de piezas en material TPU y ABS; de

igual manera es cotizado el servicio de ensamble por parte de técnico del sistema háptico sobre la prótesis “PUCP-Hand”.

Finalmente, los costos de diseño son estimados en función de la cantidad de horas de diseño destinadas en la elaboración de la tesis. Así, el cálculo realizado fue en función de la cantidad de horas destinadas. Se consideró un costo hora de diseño sobre 32.50 soles por hora, en función del pago que se realiza por Jefaturas de práctica en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Asimismo, es estimado el costo de asesoría por parte de especialista con un costo de 65 soles por hora.

Por último son considerados costos adicionales relativos a imprevistos, costos logísticos así como de puesta a punto. En primer lugar, los imprevistos son calculados en función del 10% del costo de materiales más fabricación-ensamble. En segundo lugar, los costos logísticos son aquellos estimados en función a traslados en taxi por consultas y cotizaciones. Finalmente el costo de puesta a punto es estimado en función del pago que se realizaría a un ingeniero mecatrónico por la primera activación del prototipo. Las tablas de distribución se muestran de la Tabla 5.3 a la Tabla 5.6.

Tabla 5.3 Costo de Materiales

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Precio Unitario +IGV (S/)</b>	<b>Total (S/)</b>
2	Robotic Finger Sensor V2	166.61	333.22
1	Driver MUX RFS	61.67	61.67
1	Loomia Pressure Sensor	144.51	144.51
1	Thumb Slide Sensor	12.90	12.90
1	Small Flex Sensor	51.35	51.35
1	Arduino Nano RP2040	164.89	164.89
1	Bateria 3.7V 800mAh	24.00	24.00
3	Vibration Motor	10.06	30.18
3	DRV2605L controlador	41.03	123.09
1	RedBoard Artemis Nano	77.16	77.16
4	Pernos M3x8 con tuerca	1.00	4.00
1	Bateria 3.7V 20000mAh	64.51	64.51
<b>Total</b>			<b>1,091.48</b>

Tabla 5.4 Costo de fabricación, ensamble y pruebas de integración

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Precio Unitario +IGV (S/)</b>	<b>Total (S/)</b>
1	Fabricación Piezas impresión 3D: material TPU & ABS	150.00	155.00
1	Servicio ensamble sistema háptico	100.00	100.00
1	Pruebas de integración mecatrónica	100.00	100.00
<b>Total</b>			<b>355.00</b>

Tabla 5.5 Costo de Diseño

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Costo por hora (S/)</b>	<b>Total (S/)</b>
224	Horas de diseño en 14 semanas de trabajo	32.50	7,280.00
224	Horas de asesoría de tesis en 14S de trabajo	65.00	14,560.00
<b>Total</b>			<b>21,840.00</b>

Tabla 5.6 Costos adicionales

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Costo por hora (S/)</b>	<b>Total (S/)</b>
1	Costos asociados a imprevistos (10% costo de producto)	134.65	134.65
1	Costos logísticos	200.00	200.00
	Costo de puesta a punto	1,500.00	1,800.00
<b>Total</b>			<b>2,134.65</b>

Finalmente, el costo del prototipo puesto en ejecución resulta de la suma de los costos de materiales, fabricación-ensamble y costos adicionales siendo este de S/ 3,581.16; mientras que el costo de diseño es de S/ 21,840.00.



## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

Según lo especificado en la 'Lista de exigencias' del capítulo 2, el sistema de retroalimentación ha sido diseñado para integrarse con la prótesis mioeléctrica transradial larga 'PUCP-Hand.' Aunque esta prótesis incluye su propia batería, los subsistemas de sensado y actuación están equipados con fuentes de alimentación independientes.

Las simulaciones electrónicas en el software *Autodesk Tinkercad* son satisfactorias y corroboran el algoritmo de funcionamiento propuesto para el sistema de retroalimentación háptico. El simulador, sin embargo, carece de una toma de medida del tiempo real en el que se ejecutan las instrucciones. Esta medida sería posible de tomar a cabo con ayuda de un osciloscopio en una implementación real con todos los componentes seleccionados en la presente tesis.

Asimismo, en cuanto corresponde a los tiempos de ejecución que le toma a cada subsistema (sensado y actuación), es importante precisar que, cada subsistema cuenta con su propio microcontrolador. En el caso del subsistema de sensado, la tarjeta "Arduino NANO RP2040" tiene un procesador ARM Cortex-M0+ de doble núcleo que funciona a 133 MHz (133 millones de ciclos por segundo). A dicha frecuencia, la ejecución de instrucción sencilla - entiéndase aquellas que no involucren llamado a memoria, por ejemplo - puede llegar a tomar 7.52 ns.

Por otro lado, en el subsistema de actuación, la tarjeta "RedBoard Artemis Nano", tiene un procesador ARM Cortex-M4F que funciona a 96 MHz (96 millones de ciclos por segundo). A dicha frecuencia, la ejecución de una instrucción sencilla , puede llegar a tomar 10.42 ns.

Al igual que en otros procesadores, no todas las instrucciones toman solo un ciclo. Las instrucciones más complejas o el acceso a la memoria pueden requerir varios ciclos para ejecutarse. Sin embargo, en la sección "Diseño del sistema de control", se

pudo ver que las acciones en ambos subsistemas corresponden a lectura y registro de valores, comparación cuantitativa de variables, envío y recepción de data, así como de lectura de entradas y salidas digitales y analógicas.

En este sentido, las acciones de ambos subsistemas resultan ser, en la práctica, inmediatas. Esto es considerando que en una mano regular con biosensores, la sensación del tacto suele tomar alrededor de 50 ms en llegar al cerebro [Tiabot, 2012].

La simulación muestra que el factor de seguridad mínimo obtenido supera el valor de 2, resultado de utilizar plástico ABS en la simulación de las carcazas del sistema de actuación. Dado el alto factor de seguridad alcanzado, no es necesario fabricar este sistema en materiales alternativos (como aluminio o aleaciones metálicas), lo cual además incrementaría el peso del subsistema de actuación y reduciría el confort para el usuario.

Queda pendiente ejecutar pruebas de funcionamiento sin usuario con la totalidad de componentes seleccionados tras ser adquiridos para realizar las pruebas de comunicación, así como la medición real de latencia de respuesta entre subsistemas de sensado y actuación. Adicionalmente, verificar la intensidad de vibración en contacto con superficie, para de acuerdo a ello colocar algún recubrimiento que disipe la intensidad de la vibración en caso el umbral inferior de activación fuera demasiado intenso para ser soportado por el futuro usuario de la prótesis.

La validación del desempeño del sistema diseñado en usuarios requiere la implementación y prueba del diseño propuesto. Las pruebas deben realizarse utilizando la prótesis mioeléctrica “PUCP-Hand”, ya que los requisitos dimensionales del diseño se establecieron con base en esta prótesis. Adicionalmente, se pueden calibrar los niveles de fuerza aplicados sobre el antebrazo del usuario.

## CONCLUSIONES

Esta tesis ha logrado el objetivo general de diseñar un sistema de retroalimentación háptico palmo-dactilar para la prótesis "PUCP-Hand" con el propósito de transmitir de manera no invasiva sensaciones relacionadas con la propiocepción de los dedos, la fuerza de presión y el deslizamiento de objetos al usuario.

Se logró diseñar un subsistema de sensado integrado en la mano de la prótesis "PUCP-Hand". Este subsistema es capaz de medir con precisión el ángulo de flexión de los dedos, la fuerza ejercida durante la presión y la detección de deslizamiento inminente de objetos. El empleo de sensores adecuados por función, tamaño y costo permitió captar estas variables con las que se permite mejorar el control del usuario sobre la prótesis "PUCP-Hand".

Se logró diseñar un subsistema de actuación en forma de brazalete que va alrededor del antebrazo del usuario. El subsistema de actuación desarrollado para esta tesis logra transmitir las sensaciones captadas mediante tres actuadores vibrotáctiles de intensidad variable ubicados en el antebrazo del usuario. Estas vibraciones recrean la percepción de propiocepción de los dedos, la fuerza aplicada y el deslizamiento; lo que proporciona un retorno sensorial que es eficaz y no invasivo.

Se logró optimizar los componentes mecánicos y electrónicos de ambos subsistemas. Se implementaron mejoras en la selección de los componentes mecánicos y electrónicos, permitiendo la reducción de costos de diseño y fabricación. Este procedimiento fue llevado a cabo en concordancia con la lista de requerimientos técnicos establecidos en el diseño conceptual del sistema de retroalimentación háptico.

Se logró validar la propuesta de diseño mediante simulaciones de funcionamiento electrónicas y mecánicas. A continuación se reportan los resultados cuantitativos obtenidos del proceso de diseño.

De la metodología de diseño mecatrónico seguida, se consigue el diseño de un sistema de retroalimentación palmo-dactilar que, incorporado a la prótesis “PUCP-Hand”, brinda al usuario capacidad de discernir sensaciones asociadas a la propiocepción, presión y deslizamiento de objetos. Así, fue conseguido diseñar un sistema que ocupe el menor espacio y peso posible teniendo en consideración el confort del usuario.

De los resultados obtenidos al modelar la propuesta de diseño conceptual se obtuvieron las siguientes medidas: 76x42x6.5mm para el subsistema de sensado, y 66x42x22mm para el subsistema de actuación. De esta manera, se concluye que el sistema de retroalimentación háptico diseñado ocupa el menor espacio posible limitado por las dimensiones de la prótesis “PUCP-Hand”, así como del antebrazo del usuario.

Del diseño CAD elaborado de los subsistemas de sensado y actuación se consiguieron diseñar geometrías en Material TPU flex que garantizan el desplazamiento relativo nulo de los componentes electrónicos de cada subsistema. De esta manera, se consigue un sistema de retroalimentación que garantiza las posiciones deseadas tanto para los sensores como para las unidades de actuación en el antebrazo del usuario.

De los resultados obtenidos de los cálculos de masa del trabajo realizado, se obtuvieron las siguientes medidas: 132.89 g para el subsistema de sensado, y 80.7 g para el subsistema de actuación. De esta manera, se concluye que el sistema de retroalimentación háptico diseñado cuenta con un peso liviano que es llevado por el usuario sobre su prótesis y antebrazo de manera confortable.

En función de los resultados obtenidos de los cálculos de consumo eléctrico, se seleccionaron dos baterías de 800 y 2000 mAh para los subsistemas de sensado y actuación respectivamente. De esta manera, se concluye que el sistema diseñado es capaz de garantizar el funcionamiento continuo durante 6 horas de uso en

correspondencia con el consumo eléctrico de la prótesis "PUCP-Hand". Asimismo, de la ingeniería de detalle aplicada a la selección de componentes comerciales para señales y potencia fueron elegidos aquellos cuyo consumo no sobrepasara los 50 mA en DC tanto en sensores como actuadores. De esta manera, se pueda concluir que el trabajo realizado garantiza la seguridad ante descarga eléctrica para el usuario.

De la selección de materiales para la fabricación de piezas diseñadas, fueron seleccionados los materiales ABS y TPU hipoalergénico. De esta manera, se puede concluir que el diseño conseguido no generará alergias en el usuario.

Los resultados de las simulaciones electrónicas indican que los subsistemas de sensado y actuación funcionan según el algoritmo de operación establecido. Asimismo, el análisis de esfuerzos muestra que la estructura de la carcasa de actuación aporta una base robusta al sistema. Estos hallazgos confirman un rendimiento adecuado del sistema, manteniendo un factor de seguridad superior a 10 y sin someterlo a cargas excesivas.

A partir de la estimación de costos, se determina que el costo de producción del sistema de retroalimentación palmo-dactilar asciende a S/ 3,581.16. Este valor cubre tanto los componentes electrónicos necesarios como los servicios de fabricación, ensamblaje y otros gastos asociados (imprevistos, logística, puesta a punto). Además, el costo de diseño proyectado es de S/ 21,840.00, considerando 224 horas de trabajo.

En Resumen, el sistema de retroalimentación háptico propuesto cumple con los requerimientos funcionales planteados en la tesis, proporcionando al usuario una mejora en el control de la prótesis mediante un retorno háptico sensorial preciso y no invasivo. Las simulaciones y análisis realizados así lo demuestran, con lo que la viabilidad del diseño es respaldada.



## BIBLIOGRAFÍA

- [Agur, 1999] A M R Agur, Lee, M. J., & Grant. (1999). *Grant's atlas of anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [Ajoudani, 2014] Ajoudani, A., Godfrey, S. B., Bianchi, M., Catalano, M. G., Grioli, G., Tsagarakis, N., &
- [Bicchi, 2014] Bicchi, A. (2014). Exploring Teleimpedance and Tactile Feedback for Intuitive Control of the Pisa/IIT SoftHand. *IEEE Transactions on Haptics*, 7(2), 203–215. <https://doi.org/10.1109/toh.2014.2309142>
- [Antfolk, 2012] Antfolk, C., Björkman, A., Frank, S., Sebelius, F., Lundborg, G., & Rosen, B. (2012). Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44(8), 702–707. <https://doi.org/10.2340/16501977-1001>
- [Aziziaghdam, 2017] Aziziaghdam, M., & Samur, E. (2017). Real-Time Contact Sensory Feedback for Upper Limb Robotic Prostheses. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(4), 1786–1795. <https://doi.org/10.1109/tmech.2017.2709547>
- [Bark, 2010] Bark, K., Wheeler, J., Shull, P., Savall, J., & Cutkosky, M. (2010). Rotational Skin Stretch Feedback: A Wearable Haptic Display for Motion. *IEEE Transactions on Haptics*, 3(3), 166–176. <https://doi.org/10.1109/toh.2010.21>
- [Bark, 2008] Bark, K., Wheeler, J. W., Premakumar, S., & Cutkosky, M. R. (2008). Comparison of Skin Stretch and Vibrotactile Stimulation for Feedback of Proprioceptive Information. *2008 Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. <https://doi.org/10.1109/haptics.2008.4479916>
- [Battaglia, 2017] Battaglia, E., Clark, J., Bianchi, M., Catalano, M., Bicchi, A., & Omalley, M. (2017). *The Rice Haptic Rocker: skin stretch haptic feedback with the Pisa/IIT SoftHand*. <https://mahilab.rice.edu/sites/default/files/publications/CameraReady.pdf>
- [Bianchi, 2014] Bianchi, M., Valenza, G., Serio, A., Lanata, A., Greco, A., Nardelli, M., Scilingo, E. P., & Bicchi, A. (2014). Design and preliminary affective characterization of a novel fabric-based tactile display. *2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. <https://doi.org/10.1109/haptics.2014.6775522>

- [Biddis, 2007a] Biddiss, E. A., & Chau, T. T. (2007). Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(3), 236–257. <https://doi.org/10.1080/03093640600994581>
- [Biddis, 2007b] Biddiss, E., Beaton, D., & Chau, T. (2007). Consumer design priorities for upper limb prosthetics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2(6), 346–357. <https://doi.org/10.1080/17483100701714733>
- [Vallbo, 2017] B.Vallbo. (2017). *Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand-related to touch sensation.* &nbsp; <https://www.semanticscholar.org/paper/Properties-of-cutaneous-mechanoreceptors-in-the-to-B.Vallbo/4f127806a889f02fbef6a87ae78d58b9c9f3ca63>
- [Casini, 2015] Casini, S., Morvidoni, M., Bianchi, M., Catalano, M., Grioli, G., & Bicchi, A. (2015). Design and realization of the CUFF - clenching upper-limb force feedback wearable device for distributed mechano-tactile stimulation of normal and tangential skin forces. *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. <https://doi.org/10.1109/iros.2015.7353520>
- [Chinello, 2018] Chinello, F., Pacchierotti, C., Bimbo, J., Tsagarakis, N. G., & Prattichizzo, D. (2018). Design and Evaluation of a Wearable Skin Stretch Device for Haptic Guidance. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 524–531. <https://doi.org/10.1109/lra.2017.2766244>
- [Chinello, 2016] Chinello, F., Pacchierotti, C., Tsagarakis, N. G., & Prattichizzo, D. (2016). Design of a wearable skin stretch cutaneous device for the upper limb. *2016 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. <https://doi.org/10.1109/haptics.2016.7463149>
- [Cho, 2007] Cho, Y., Liang, K., Folowosele, F., Miller, B., & Thakor, N. V. (2007). Wireless Temperature Sensing Cosmesis for Prosthesis. *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. <https://doi.org/10.1109/icorr.2007.4428497>
- [Clemente, 2016] Clemente, F., D'Alonzo, M., Controzzi, M., Edin, B. B., & Cipriani, C. (2016). Non-Invasive, Temporally Discrete Feedback of Object Contact and Release Improves Grasp Control of Closed-Loop Myoelectric Transradial Prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(12), 1314–1322. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2015.2500586>

- [Cloutier, 2013] Cloutier, A., & Yang, J. (2013). Design, Control, and Sensory Feedback of Externally Powered Hand Prostheses: A Literature Review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 41(2), 161–181. <https://doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.2013007887>
- [Cotton, 2007] Cotton, D. P. J., Chappell, P. H., Cranny, A., White, N. M., & Beeby, S. P. (2007). A Novel Thick-Film Piezoelectric Slip Sensor for a Prosthetic Hand. *IEEE Sensors Journal*, 7(5), 752–761. <https://doi.org/10.1109/jsen.2007.894912>
- [Culjat, 2010] Culjat, M. O., Son, J., Fan, R. E., Wottawa, C., Bisley, J. W., Grundfest, W. S., & Dutson, E. P. (2010). Remote tactile sensing glove-based system. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. <https://doi.org/10.1109/iembs.2010.5626824>
- [D'Alonzo, 2015] D'Alonzo, M., Clemente, F., & Cipriani, C. (2015). Vibrotactile Stimulation Promotes Embodiment of an Alien Hand in Amputees With Phantom Sensations. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(3), 450–457. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2014.2337952>
- [Damian, 2012] Damian, D. D., Ludersdorfer, M., Yeongmi Kim, Hernandez Arieta, A., Pfeifer, R., & Okamura, A. M. (2012). Wearable haptic device for cutaneous force and slip speed display. *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. <https://doi.org/10.1109/icra.2012.6225000>
- [Dosen, 2017] Dosen, S., Markovic, M., Strbac, M., Belic, M., Kojic, V., Bijelic, G., Keller, T., & Farina, D. (2017). Multichannel Electrotactile Feedback With Spatial and Mixed Coding for Closed-Loop Control of Grasping Force in Hand Prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(3), 183–195. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2016.2550864>
- [Fishel, 2008] Fishel, J. A., Santos, V. J., & Loeb, G. E. (2008). A robust micro-vibration sensor for biomimetic fingertips. *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. <https://doi.org/10.1109/biorob.2008.4762917>
- [Flor, 2006] Flor, H., Nikolajsen, L., & Staehelin Jensen, T. (2006). Phantom limb pain: a case of maladaptive CNS plasticity? *Nature Reviews Neuroscience*, 7(11), 873–881. <https://doi.org/10.1038/nrn1991>

- [Fontana, 2018] Fontana, J. M., O'Brien, R., Laciari, E., Maglione, L. S., & Molisani, L. (2018). Vibrotactile Stimulation in the Upper-Arm for Restoring Individual Finger Sensations in Hand Prosthesis. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 38(5), 782–789. <https://doi.org/10.1007/s40846-018-0374-1>
- [Franceschi, 2017] Franceschi, M., Seminara, L., Dosen, S., Strbac, M., Valle, M., & Farina, D. (2017). A System for Electrotactile Feedback Using Electronic Skin and Flexible Matrix Electrodes: Experimental Evaluation. *IEEE Transactions on Haptics*, 10(2), 162–172. <https://doi.org/10.1109/toh.2016.2618377>
- [Fukushima, 2016] Fukushima, S., Nozaki, T., & Ohnishi, K. (2016). Development of haptic prosthetic hand for realization of intuitive operation. *IECON 2016 - 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*. <https://doi.org/10.1109/iecon.2016.7793456>
- [Gabardi, 2018] Gabardi, M., Leonardis, D., Solazzi, M., & Frisoli, A. (2018). Development of a miniaturized thermal module designed for integration in a wearable haptic device. *2018 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. <https://doi.org/10.1109/haptics.2018.8357160>
- [Gallo, 2015] Gallo, S., Son, C., Lee, H. J., Bleuler, H., & Cho, I.-J. (2015). A flexible multimodal tactile display for delivering shape and material information. *Sensors and Actuators A: Physical*, 236, 180–189. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.10.048>
- [Goodwin, 2004] Goodwin, A. W., & Wheat, H. E. (2004). SENSORY SIGNALS IN NEURAL POPULATIONS UNDERLYING TACTILE PERCEPTION AND MANIPULATION. *Annual Review of Neuroscience*, 27(1), 53–77. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.26.041002.131032>
- [Graczyk, 2016] Graczyk, E. L., Schiefer, M. A., Saal, H. P., Delhaye, B. P., Bensmaia, S. J., & Tyler, D. J. (2016). The neural basis of perceived intensity in natural and artificial touch. *Science Translational Medicine*, 8(362), 362ra142–362ra142. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aaf5187>
- [Grunwald, 2008] Grunwald, M. (2008). *Human Haptic Perception: Basics and Applications*. Basel Birkhäuser Basel.



- [Isaković, 2016] Isaković, M., Belić, M., Štrbac, M., Popović, I., Došen, S., Farina, D., & Keller, T. (2016). Electrotactile feedback improves performance and facilitates learning in the routine grasping task. *European Journal of Translational Myology*, 26(3). <https://doi.org/10.4081/ejtm.2016.6069>
- [Kashef, 2020] Kashef, S. R., Amini, S., & Akbarzadeh, A. (2020). Robotic hand: A review on linkage-driven finger mechanisms of prosthetic hands and evaluation of the performance criteria. *Mechanism and Machine Theory*, 145, 103677. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2019.103677>
- [Kayhan, 2018] Kayhan, O., Nennioglu, A. K., & Samur, E. (2018). A skin stretch factor for sensory substitution of wrist proprioception. *2018 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. <https://doi.org/10.1109/haptics.2018.8357148>
- [Keehoon, 2012] Keehoon Kim, & Colgate, J. E. (2012). Haptic Feedback Enhances Grip Force Control of sEMG-Controlled Prosthetic Hands in Targeted Reinnervation Amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(6), 798–805. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2012.2206080>
- [Keehoon, 2010] Keehoon Kim, Colgate, J. E., Santos-Munne, J. J., Makhlin, A., & Peshkin, M. A. (2010). On the Design of Miniature Haptic Devices for Upper Extremity Prosthetics. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(1), 27–39. <https://doi.org/10.1109/tmech.2009.2013944>
- [Kerr, 2018] Kerr, E., McGinnity, T., & Coleman, S. (2018). Material recognition using tactile sensing. *Expert Systems with Applications*, 94, 94–111. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2017.10.045>
- [Klute, 2007] Klute, G. K., Rowe, G. I., Mamishev, A. V., & Ledoux, W. R. (2007). The thermal conductivity of prosthetic sockets and liners. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(3), 292–299. <https://doi.org/10.1080/03093640601042554>
- [Lake, 2006] Lake, C., & Dodson, R. (2006). Progressive Upper Limb Prosthetics. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(1), 49–72. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.10.004>
- [Leonardis, 2017] Leonardis, D., Solazzi, M., Bortone, I., & Frisoli, A. (2017). A 3-RSR Haptic Wearable Device for Rendering Fingertip Contact Forces. *IEEE Transactions on Haptics*, 10(3), 305–316. <https://doi.org/10.1109/toh.2016.2640291>



- [Liao, 2020] Liao, C., Seghers, F., Savage, M., & Clinton Health Access Initiative. (2020, April 30). *Product Narrative: Prostheses*. <https://At2030.Org/Product-Narrative-Prostheses/>; AT2030. [https://at2030.org/static/at2030\\_core/outputs/Prostheses\\_Product\\_Narrative\\_a11y\\_20200827.pdf](https://at2030.org/static/at2030_core/outputs/Prostheses_Product_Narrative_a11y_20200827.pdf)
- [Liu, 2015] Liu, X. X., Chai, G. H., Qu, H. E., & Lan, N. (2015). A sensory feedback system for prosthetic hand based on evoked tactile sensation. *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. <https://doi.org/10.1109/embc.2015.7318898>
- [Lundborg, 2001] Lundborg, G., & Rosén, B. (2001). Sensory substitution in prosthetics. *Hand Clinics*, 17(3), 481–488, ix–x. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11599215/>
- [McDonald, 2017] McDonald, C. (2017, August 1). *Global incidence of major, non-fatal amputation due to traumatic causes*. Digital.Lib.Washington.Edu. <https://digital.lib.washington.edu/researchworks/handle/1773/40421>
- [Meli, 2018] Meli, L., Hussain, I., Aurilio, M., Malvezzi, M., O'Malley, M. K., & Prattichizzo, D. (2018). The hBracelet: A Wearable Haptic Device for the Distributed Mechanotactile Stimulation of the Upper Limb. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(3), 2198–2205. <https://doi.org/10.1109/lra.2018.2810958>
- [Milea, 2017] Milea, P., Dascălu, M., Franț I, E., Barbilian, A., & Stoica, I. (2017). Tactile Feedback Experiments for Forearm Prosthesis with Myoelectric Control. *ROMANIAN JOURNAL OF INFORMATION SCIENCE AND TECHNOLOGY*, 20(2), 101–114. <https://www.romjist.ro/full-texts/paper553.pdf>
- [Morita, 2016] Morita, T., Kikuchi, T., & Ishii, C. (2016). Development of Sensory Feedback Device for Myoelectric Prosthetic Hand to Provide Hardness of Objects to Users. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 28(3), 361–370. <https://doi.org/10.20965/jrm.2016.p0361>
- [Nabeel, 2016] Nabeel, M., Aqeel, K., Ashraf, M. N., Awan, M. I., & Khurram, M. (2016). Vibrotactile stimulation for 3D printed prosthetic hand. *2016 2nd International Conference on Robotics and Artificial Intelligence (ICRAI)*. <https://doi.org/10.1109/icrai.2016.7791254>

- [Nakatani, 2017] Nakatani, M., Sato, K., Sato, K., Kawana, Y., Takai, D., Minamizawa, K., & Tachi, S. (2017). A Novel Multimodal Tactile Module that Can Provide Vibro-Thermal Feedback. *Lecture Notes in Electrical Engineering*, 437–443. [https://doi.org/10.1007/978-981-10-4157-0\\_73](https://doi.org/10.1007/978-981-10-4157-0_73)
- [Nemah, 2019] Nemah, M. N., Low, C. Y., Aldulaymi, O. H., Ong, P., Ismail, A. E., & Qasim, A. A. (2019). A Review of Non-Invasive Haptic Feedback stimulation Techniques for Upper Extremity Prostheses. *International Journal of Integrated Engineering*, 11(1). <https://doi.org/10.30880/ijie.2019.11.01.030>
- [Ninu, 2014] Ninu, A., Dosen, S., Muceli, S., Rattay, F., Dietl, H., & Farina, D. (2014). Closed-Loop Control of Grasping With a Myoelectric Hand Prosthesis: Which Are the Relevant Feedback Variables for Force Control? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(5), 1041–1052. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2014.2318431>
- [Osborn, 2013] Osborn, L., Thakor, N. V., & Kaliki, R. (2013). Utilizing tactile feedback for biomimetic grasping control in upper limb prostheses. *2013 IEEE SENSORS*. <https://doi.org/10.1109/icsens.2013.6688445>
- [Ovadia, 2015] Ovadia, S., & Askari, M. (2015). Upper Extremity Amputations and Prosthetics. *Seminars in Plastic Surgery*, 29(01), 055–061. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1544171>
- [Polishchuk, 2016] Polishchuk, A., Navaraj, W. T., Heidari, H., & Dahiya, R. (2016). Multisensory Smart Glove for Tactile Feedback in Prosthetic Hand. *Procedia Engineering*, 168, 1605–1608. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.11.471>
- [Ray, 2018] Ray, Z., & Engeberg, E. D. (2018). Human-Inspired Reflex to Autonomously Prevent Slip of Grasped Objects Rotated with a Prosthetic Hand. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018, 1–11. <https://doi.org/10.1155/2018/2784939>
- [Reza, 2017] Reza Motamedi, M., Otis, M., & Duchaine, V. (2017). The Impact of Simultaneously Applying Normal Stress and Vibrotactile Stimulation for Feedback of Exteroceptive Information. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139(6). <https://doi.org/10.1115/1.4036417>

- [Romero, 2016] Romero, E., & Elias, D. (2016). Design of a non invasive haptic feedback device for transradial myoelectric upper limb prosthesis. *2016 IEEE ANDESCON*. <https://doi.org/10.1109/andescon.2016.7836230>
- [Sato, 2012] Sato, K., & Maeno, T. (2012). Presentation of Sudden Temperature Change Using Spatially Divided Warm and Cool Stimuli. *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*, 457–468. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-31401-8\\_41](https://doi.org/10.1007/978-3-642-31401-8_41)
- [Savioz, 2010] Savioz, G., Ruchet, V., & Perriard, Y. (2010). Study of a miniature magnetorheological fluid actuator for haptic devices. *2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. <https://doi.org/10.1109/aim.2010.5695721>
- [Schofield, 2014] Schofield, J. S., Evans, K. R., Carey, J. P., & Hebert, J. S. (2014). Applications of sensory feedback in motorized upper extremity prosthesis: a review. *Expert Review of Medical Devices*, 11(5), 499–511. <https://doi.org/10.1586/17434440.2014.929496>
- [Strbac, 2017] Strbac, M., Isakovic, M., Belic, M., Popovic, I., Simanic, I., Farina, D., Keller, T., & Dosen, S. (2017). Short- and Long-Term Learning of Feedforward Control of a Myoelectric Prosthesis with Sensory Feedback by Amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(11), 2133–2145. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2017.2712287>
- [Svensson, 2017] Svensson, P., Wijk, U., Björkman, A., & Antfolk, C. (2017). A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses. *Expert Review of Medical Devices*, 14(6), 439–447. <https://doi.org/10.1080/17434440.2017.1332989>
- [Treadway, 2015] Treadway, E., Gillespie, B., Bolger, D., Blank, A., O'Malley, M., & Davis, A. (2015). The role of auxiliary and referred haptic feedback in myoelectric control. *2015 IEEE World Haptics Conference (WHC)*. <https://doi.org/10.1109/whc.2015.7177684>
- [Ueda, 2016] Ueda, Y., & Ishii, C. (2016). Development of a feedback device of temperature sensation for a myoelectric prosthetic hand by using Peltier element. *2016 International Conference on Advanced Mechatronic Systems (ICAMechS)*. <https://doi.org/10.1109/icamechs.2016.7813497>
- [Wright, 1995] Wright, T. W., Hagen, A. D., & Wood, M. B. (1995). Prosthetic usage in major upper extremity amputations. *The Journal of Hand Surgery*, 20(4), 619–622. [https://doi.org/10.1016/s0363-5023\(05\)80278-3](https://doi.org/10.1016/s0363-5023(05)80278-3)

- [Youn, 2013] Youn, S., Seo, D. G., & Cho, Y.-H. (2013). A micro tactile transceiver for fingertip motion recognition and texture generation. *Sensors and Actuators A: Physical*, 195, 105–112. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.03.002>
- [Zheng, 2016] Zheng, Y., Peng, Y., Wang, G., Liu, X., Dong, X., & Wang, J. (2016). Development and evaluation of a sensor glove for hand function assessment and preliminary attempts at assessing hand coordination. *Measurement*, 93, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2016.06.059>





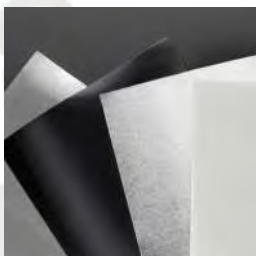


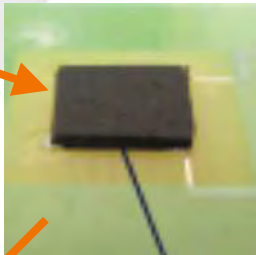
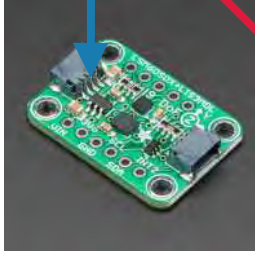
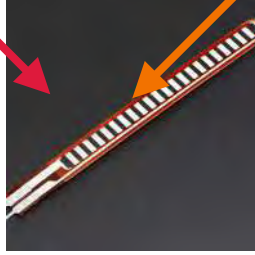
## ANEXO A: Alternativas de solución




### A.1 Concepto de solución integrado

A continuación se presenta la matriz morfológica según Norma VDI 2206 - Diseño de Sistemas Mecatrónicos que permite proponer una alternativa de solución para cada función del diagrama global. La alternativa óptima es encontrada tras la combinación de cada solución, así es posible establecer el concepto de solución.


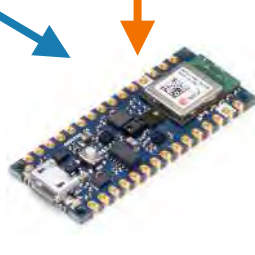


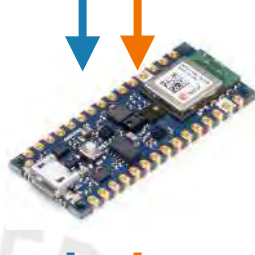


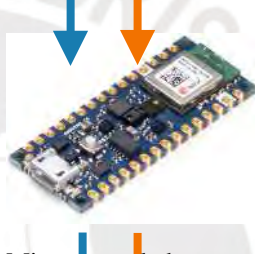

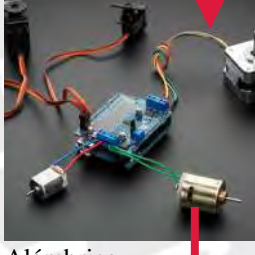
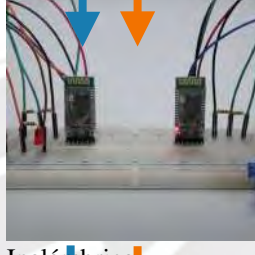
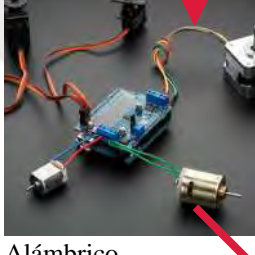
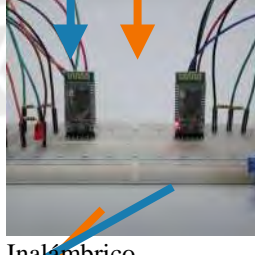
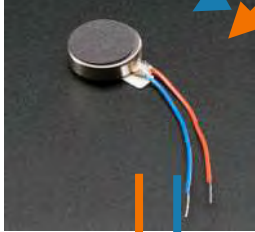
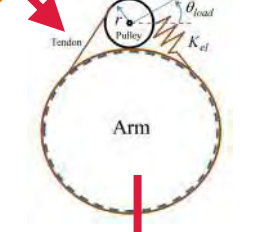
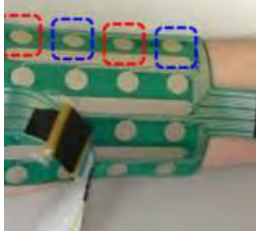
De esta manera, son presentadas en la Tabla A.1 las funciones definidas para el sistema mecatrónico propuesto según los dominios: mecánico, sensores, controlador, actuadores, comunicación, interfaz y energía.

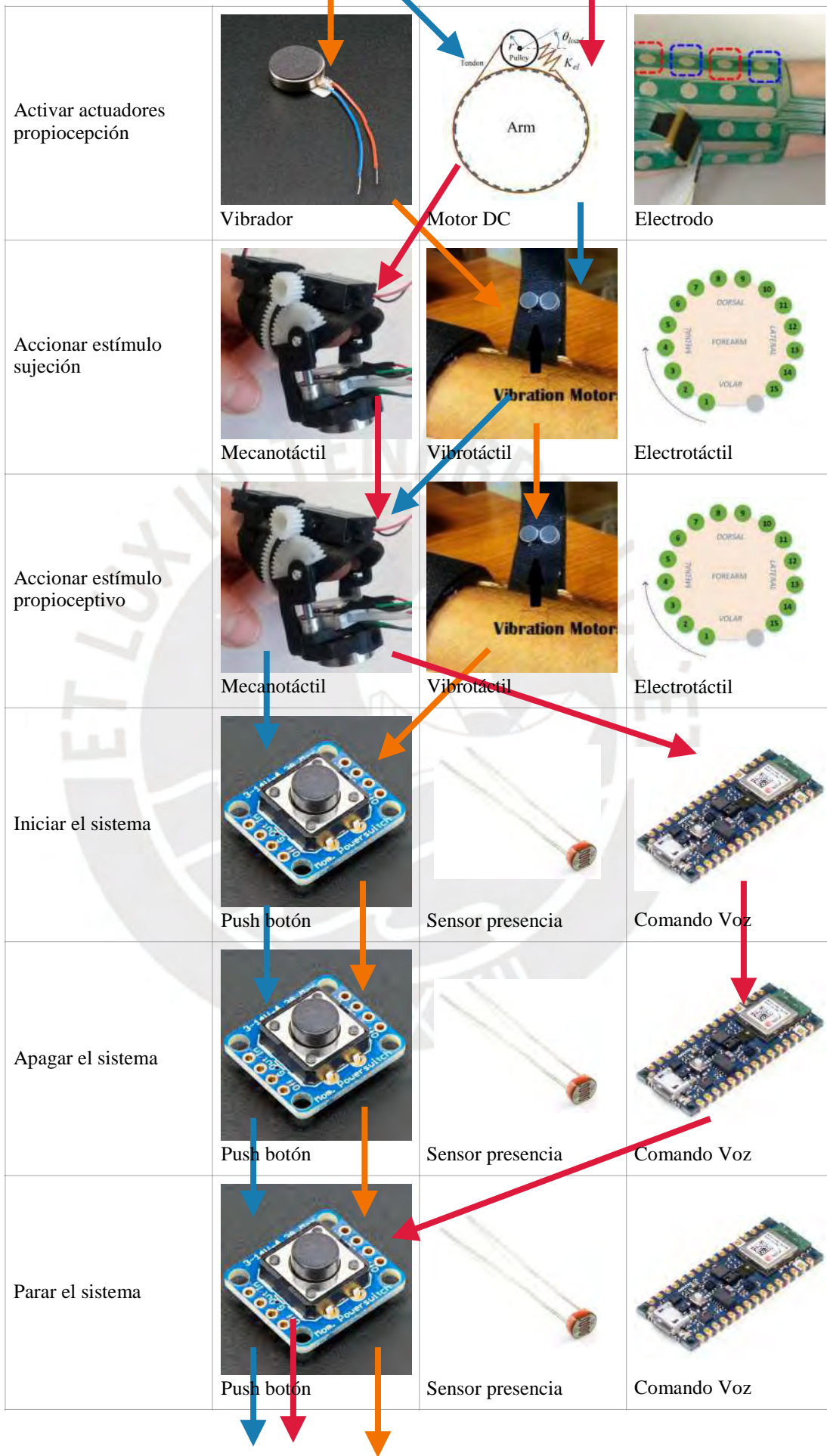
Tabla A.1 Matriz morfológica para funciones

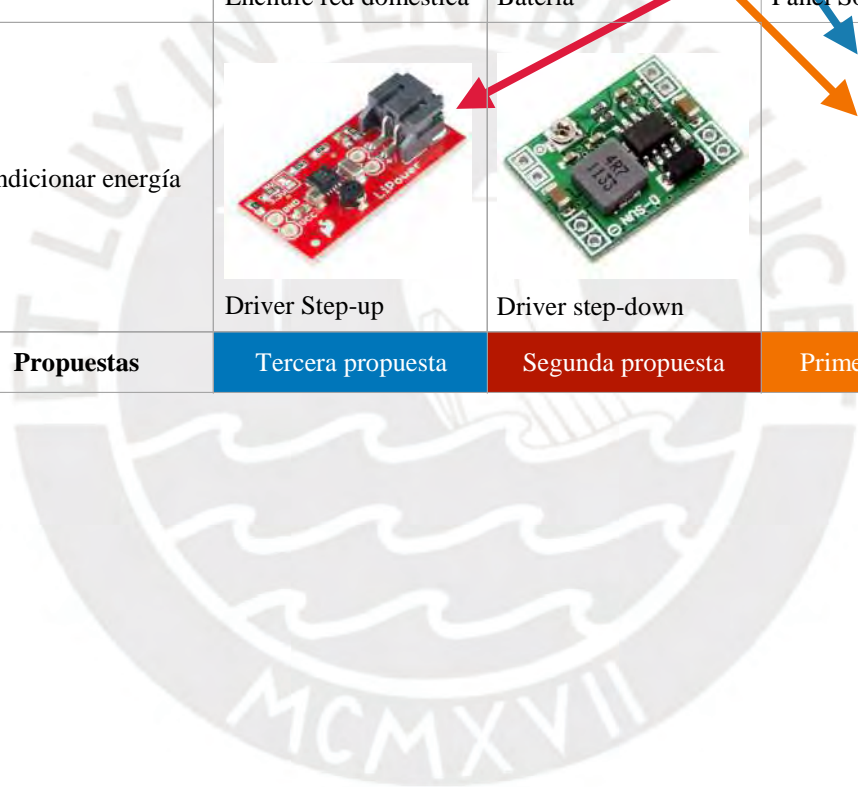
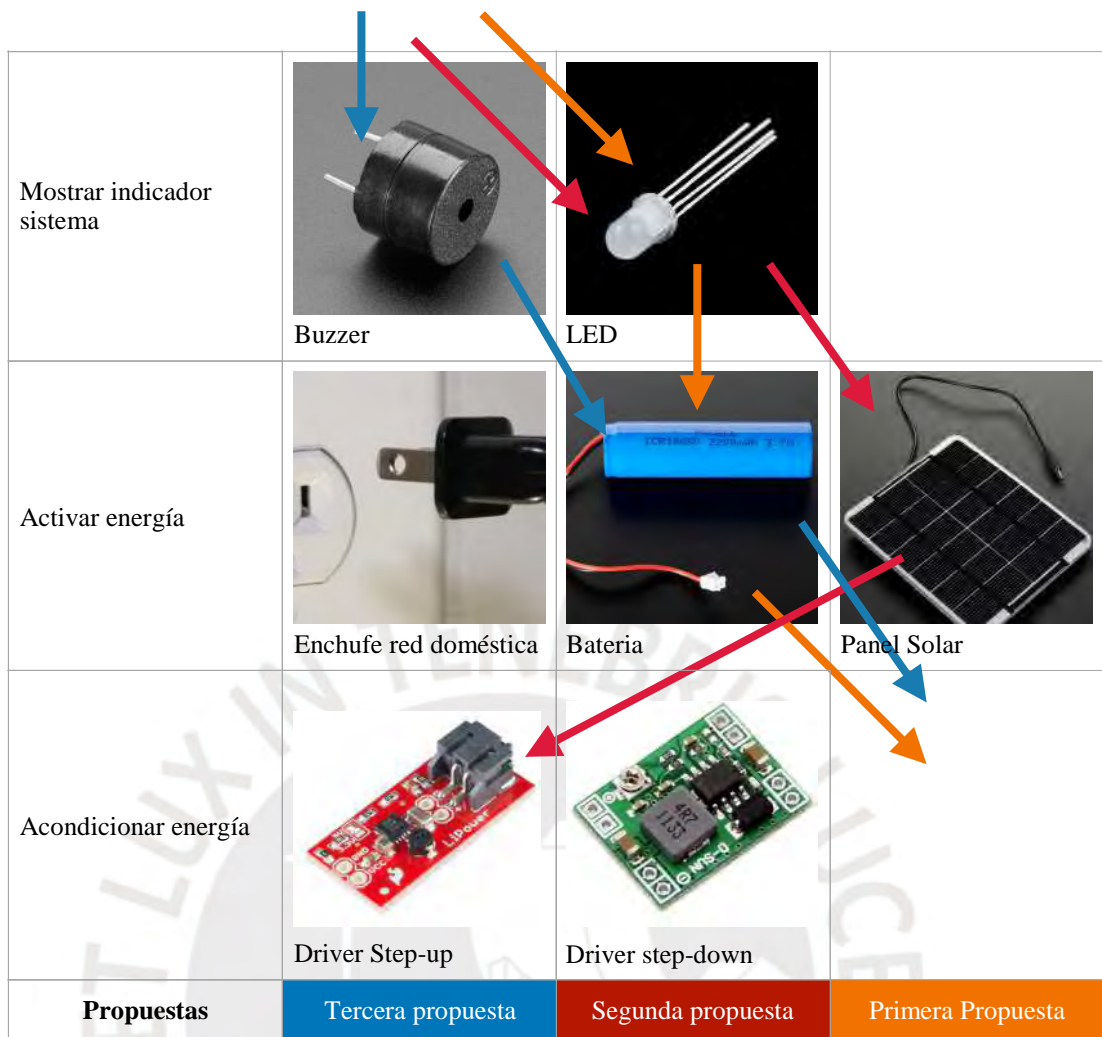
Funciones	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Monitorear presión/ agarre	 Sensor de fuerza	 Galga Extensiométrica	 Sensor de deformación
Monitorear deslizamiento	 Sensor de deformación	 Sensor de fuerza	 Sensor deslizamiento
Monitorear propiocepción	 IMU	 Sensor de flexión	



<p>Procesar señales</p>	 <p>Microprocesador</p>	 <p>Microcontrolador</p>	 <p>Mini-PLC</p>
<p>Calcular información táctil</p>	 <p>Microprocesador</p>	 <p>Microcontrolador</p>	 <p>Mini-PLC</p>
<p>Calcular información propioceptiva</p>	 <p>Microprocesador</p>	 <p>Microcontrolador</p>	 <p>Mini-PLC</p>
<p>Enviar señales</p>	 <p>Alámbrico</p>	 <p>Inalámbrico</p>	
<p>Recibir Señales</p>	 <p>Alámbrico</p>	 <p>Inalámbrico</p>	
<p>Activar actuadores táctiles</p>	 <p>Vibrador</p>	 <p>Motor DC</p>	 <p>Electrodo</p>







## A.2 Proyecto preliminar óptimo

Los conceptos de solución son mostrados en las figuras A.1, A.2 y A.3; además es presentada una descripción del funcionamiento de cada propuesta.

### Solución 1

En esta propuesta de solución, se plantea para el subproceso sensorial un arreglo de cuatro sensores de fuerza distribuidos en las falanges distales de los dedos medio a meñique de la cara interna de la palma. En el índice se ubica en la falange proximal, en la distal se ubica un sensor de deslizamiento. Asimismo en la palma protésica se ubica un sensor de deformación fabricado a medida de la palma. Finalmente, un sensor de flexión es ubicado en el dorso de la mano, del lado del dedo índice.

El control del sistema se encuentra montado en el dorso de la palma. Cuenta con una tarjeta microcontroladora con *Bluetooth* incorporado; asimismo, la batería se encuentra montada adyacente.

El sensor de flexión está asociado a la propiocepción de apertura-cierre de la mano; Los sensores de fuerza están asociado al agarre de objetos; y el sensor de deslizamiento a la fuerza de fricción con la que un objeto se sujeta. Así cada una de estas sensaciones es transmitida al usuario a través de un arreglo de tres vibradores dispuestos de manera vertical sobre la cara interna de la sección amputada. El arreglo cuenta con: Una batería para su funcionamiento independiente, una tarjeta PCB encargada de regular las intensidades de vibración según sea el caso, así como con un terminal de recepción para comunicación *Bluetooth*.

Como se ve en la Fig. A.1, cada uno de los equipos que integran el sistema (sensorial-control y háptico) se encuentran distribuidos al interior de dos estructuras flexibles creadas con fabricación digital. El “guante” de la palma protésica se encuentra fabricado de *NinjaFLEX*, mientras que la zona háptica es fabricada con *TPUFlex*. Ambas unidades son independientes inalámbricamente y establecen comunicación por *Bluetooth*.

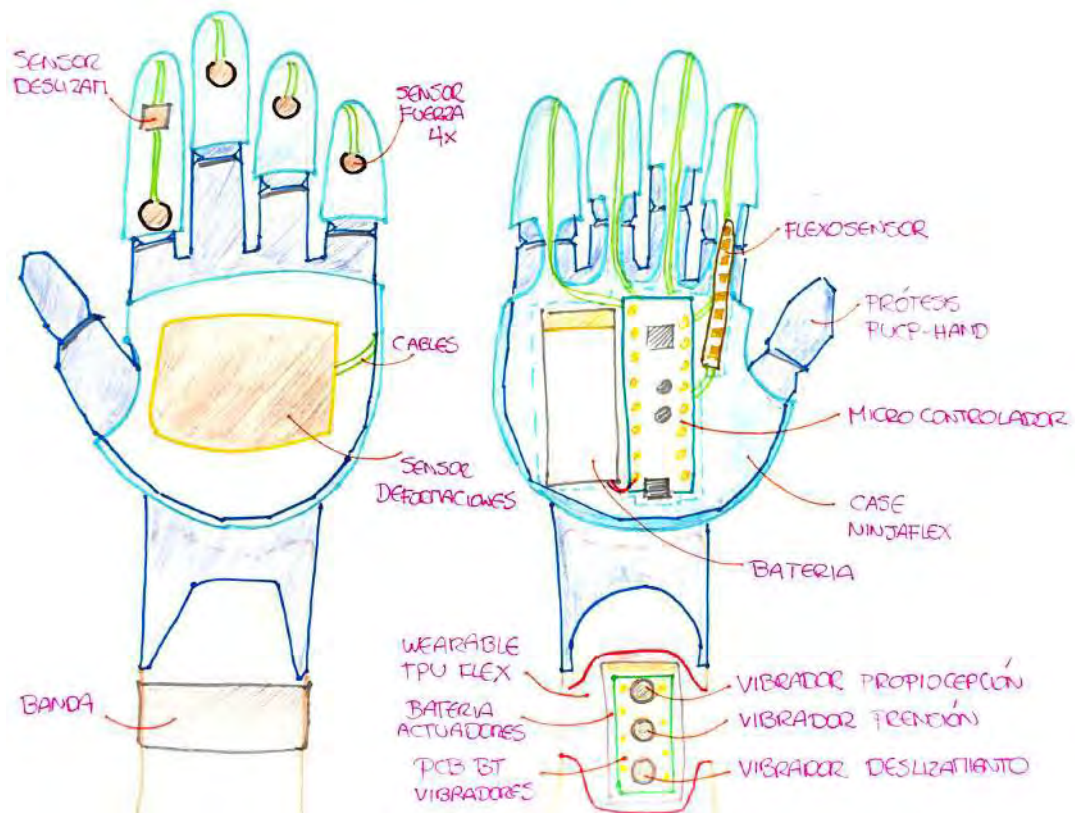


Fig A.1 Primera propuesta de solución

## Solución 2

Esta propuesta de solución, que se puede ver en la Figura A.2, dispone sensores de deformación para el monitoreo de presión y de deslizamiento en las regiones distales y proximales internas de cada uno de los dedos de la prótesis incluyendo el pulgar. Asimismo, Dispone en la cara externa del pulgar un sensor inercial para el monitoreo de la propiocepción de apertura-cierre de la mano.

En el subproceso de control, esta propuesta de solución dispone de una tarjeta de microprocesador para el procesamiento de las señales: cálculo de la información táctil y propioceptiva. Tanto el subproceso sensorial como el de control se encuentran alojados dentro de un case tipo guante que recubre la prótesis fabricado en filamento de impresión 3D flexible *TPUFlex* como se ve en Figura A.2.



El subproceso háptico se encuentra dispuesto en la zona cercana al área de amputación, al término del encaje protésico. Este subproceso está compuesto de tres brazaletes angostos. Cada brazalette cuenta con un motor DC con *encoder* el cual enrolla un hilo interno y liberándolo alrededor del antebrazo del usuario de acuerdo a las sensaciones de propiocepción, sujeción y deslizamiento respectivamente. Este subproceso cuenta con una tarjeta hardware para el control local de los tres motores.

En esta propuesta de solución los tres subsistemas componen una única unidad conectada por cables; en esta distribución se ubica una batería tipo pila en el subproceso háptico para la alimentación de todo el sistema.

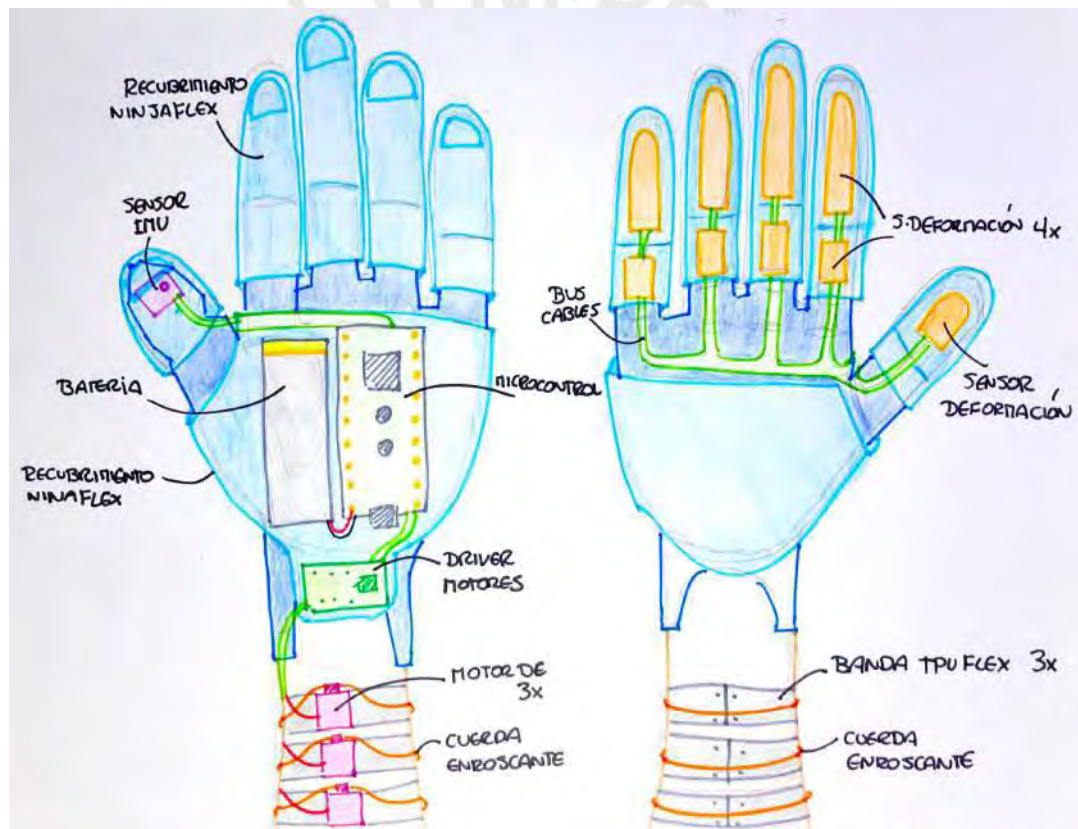


Fig A.2 Segunda propuesta de solución

### Solución 3

El subproceso sensorial de esta propuesta es compuesto por un arreglo de sensores de fuerza dispuestos en las yemas de los dedos protésicos a excepción del dedo pulgar. En este, se ubica un sensor de deformación que ocupa tanto la sección distal como la proximal del dedo pulgar. Para el monitoreo de la propiocepción del gesto de apertura-cierre se dispone un sensor IMU en el dorso del dedo pulgar.

En el subproceso de control, la solución 3 dispone de un microcontrolador para el procesamiento de las señales: cálculo de la información táctil (sujeción y deslizamiento), así como propioceptiva. Los elementos de control se encuentran dispuestos en el dorso de la prótesis junto a la batería que permite que ambas unidades operen. Ambos subprocesos se encuentran recubiertos de un guante obtenido por fabricación digital en filamentos flexibles como se ve en Figura A.3.

El subproceso háptico es de tipo híbrido pues cuenta con actuación mecanotáctil y vibrotáctil. La primera, asociada a la propiocepción, dispone de un brazalete con un hilo alrededor. Este hilo se encuentra enrollado en el eje de un motor con *encoder* el cual enrolla o desenrolla según la intención del usuario. Asimismo, cuenta con dos vibradores dispuestos a manera de reloj de pulsera los cuales son los encargados de transmitir las sensaciones asociadas a la presión de objetos, y al deslizamiento de los mismos respectivamente. Este subproceso cuenta con su propia batería por lo que se comunica con la unidad de control por medio de comunicación *Bluetooth*.

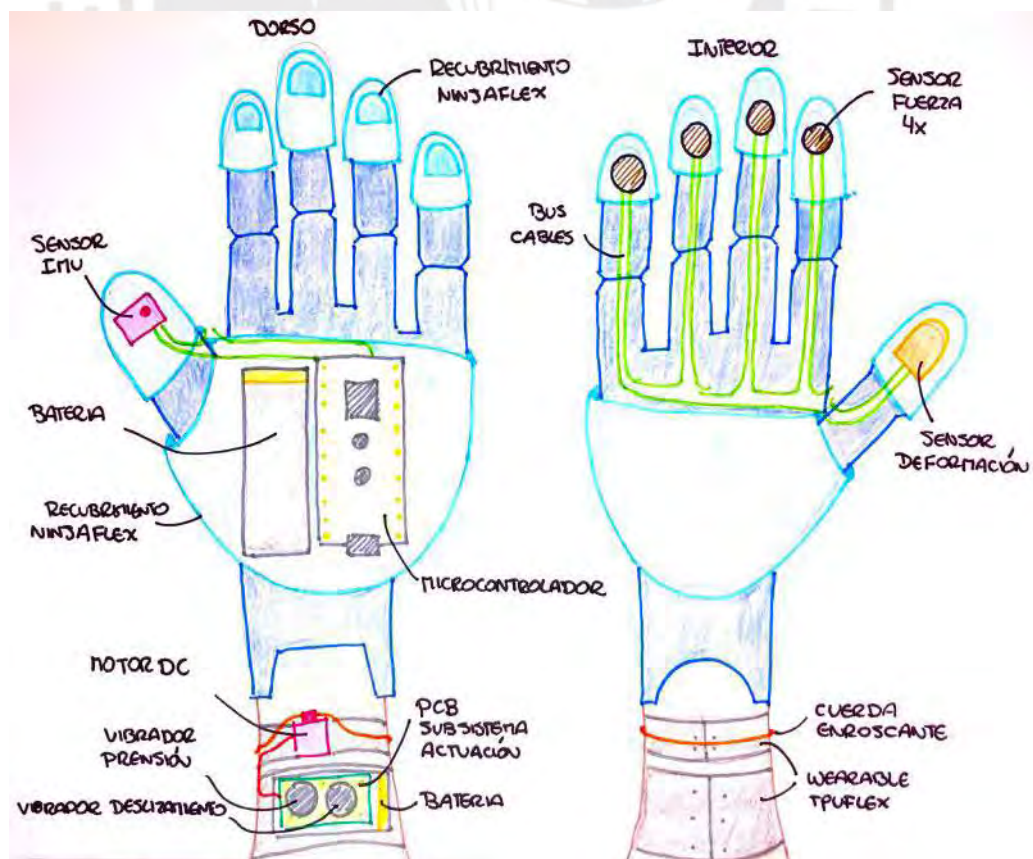


Fig A.3 Tercera propuesta de solución

### A.3 Evaluación de soluciones

La evaluación de soluciones se realiza por medio de un análisis en función de criterios técnicos y económicos de los requerimientos establecidos. De esta manera es como es posible elegir una solución óptima. A cada uno de los criterios se le es asignado un peso relativo. La Tabla A.2 muestra los pesos relativos utilizados en esta evaluación.

Además, cada solución es calificada por medio del criterio de la escala de Likert. Esta escala consiste en cuantificar el grado de cumplimiento del concepto de solución según cada criterio consignado. La Tabla A.3 muestra la escala de Likert empleada.

En la asignación de pesos relativos a los requerimientos, los mayores valores fueron asignados en función de la usabilidad del sistema háptico por el usuario como fue descrito en el “Capítulo 2: Diseño Conceptual” de este documento. En ese sentido, el criterio macro de usabilidad se encuentra compuesta por cinco criterios principales: función principal, señales, seguridad, ergonomía y uso. Estos criterios reciben un peso ‘4’ calificando como “Bastante importante”.

Con peso ‘3’ y calificación “Muy importante” se encuentran los criterios relativos a los requerimientos físicos que el dispositivo debe cumplir: geometría, cinemática, montaje y mantenimiento. Su importancia radica en que al tratarse de la aplicación de la metodología de diseño en sistemas mecatrónicos, la propuesta es cruzada de manera transversal en todas las etapas por la teoría de diseño centrado en el usuario puesto que todos los sistemas estarán embebidos y montados en la persona. En ese sentido se encuentra acotado por las dimensiones y movimientos que pueda realizar el usuario, y que de manera indirecta son vinculantes con la usabilidad.

Finalmente, los criterios relativos a los materiales a emplear, así como a los procesos de fabricación son calificados como “Importante” y peso ‘2’. Esta decisión es tomada en función del alcance que se pretende conseguir hacia la finalización de la tesis. El

sistema háptico mostrado alcanzará un estado de madurez tecnológica de nivel II completado, iniciando el nivel III - Necesidad de validación. Por lo tanto, se considera que tienen mayor importancia relativa los macro-criterios de usabilidad y requerimientos físicos apuntando a la obtención del prototipo en las propuestas conceptuales presentadas.

En lo que respecta al análisis económico, este busca someter a comparación los criterios asociados a los costos de fabricación, materiales y mantenimiento de las propuestas conceptuales. Fueron listados los requerimientos técnicos que en la evaluación técnica obtuvieron los menores pesos relativos: fabricación y materiales. Junto a estos, son considerados también los criterios de mantenimiento y uso.

En esta valoración el criterio de uso es asignado como peso relativo '4' como "Bastante importante". Pretende analizar comparativamente los costos asociados a la funcionalidad del sistema en cada una de las propuestas conceptuales. Por otro lado, los criterios de mantenimiento, fabricación y materiales son calificados como "Muy Importante" con peso relativo de '3'.

Posteriormente se realiza la suma ponderada para evaluar cada concepto de solución. La Tabla A.4 muestra el análisis técnico mientras que la Tabla A.5 muestra el análisis económico.

Tras haber realizado ambos análisis, se muestra en la Tabla A.6 los coeficientes técnico y económico de las tres propuestas.

Tabla A.2 Peso Relativos de la evaluación

Valor	Significado
1	Poco Importante
2	Importante
3	Muy importante
4	Bastante importante

Tabla A.3 Valores escala Likert

Valor	Significado
1	Malo
2	Regular
3	Bueno
4	Muy Bueno
5	Excelente



Tabla A.4. Evaluación Técnica

Criterio	Peso Relativo (Pj)	Alternativa (Aj)			
		Solución 1	Solución 2	Solución 3	Ideal
Función Principal	4	4	4	4	5
Geometría	3	3	2	3	5
Cinemática	3	3	2	3	5
Energía	3	4	3	4	5
Materiales	2	3	3	3	5
Señales	4	3	4	3	5
Seguridad	4	4	2	2	5
Ergonomía	4	4	4	3	5
Fabricación	2	3	4	3	5
Montaje	3	2	2	2	5
Uso	4	3	2	3	5
Mantenimiento	3	3	3	3	5
PT Puntaje Total = $\sum(Pj * A_j)$		129	114	117	195
Coefficiente Técnico(%) = $\frac{PT * 100}{Ideal}$		66.15	58.46	60.00	100.00

Tabla A.5. Evaluación Económica

Criterio	Peso Relativo (Pj)	Alternativa (Aj)			
		Solución 1	Solución 2	Solución 3	Ideal
Mantenimiento	3	3	2	2	5
Fabricación	3	3	2	3	5
Uso	4	4	3	4	5
Materiales	3	3	3	2	5
PT Puntaje Total = $\sum(Pj * A_j)$		43	33	37	65
Coefficiente Económico(%) = $\frac{PT * 100}{Ideal}$		66.15	50.77	56.92	100.00

La Figura A.4 muestra la ubicación de cada solución planteada en función de la línea de solución óptima en un plano técnico-económico. A partir de esta figura se puede elegir el concepto de solución óptimo. Este será aquel que se encuentre posicionado más cercano a la curva ideal, así como más cercano al extremo superior derecho.



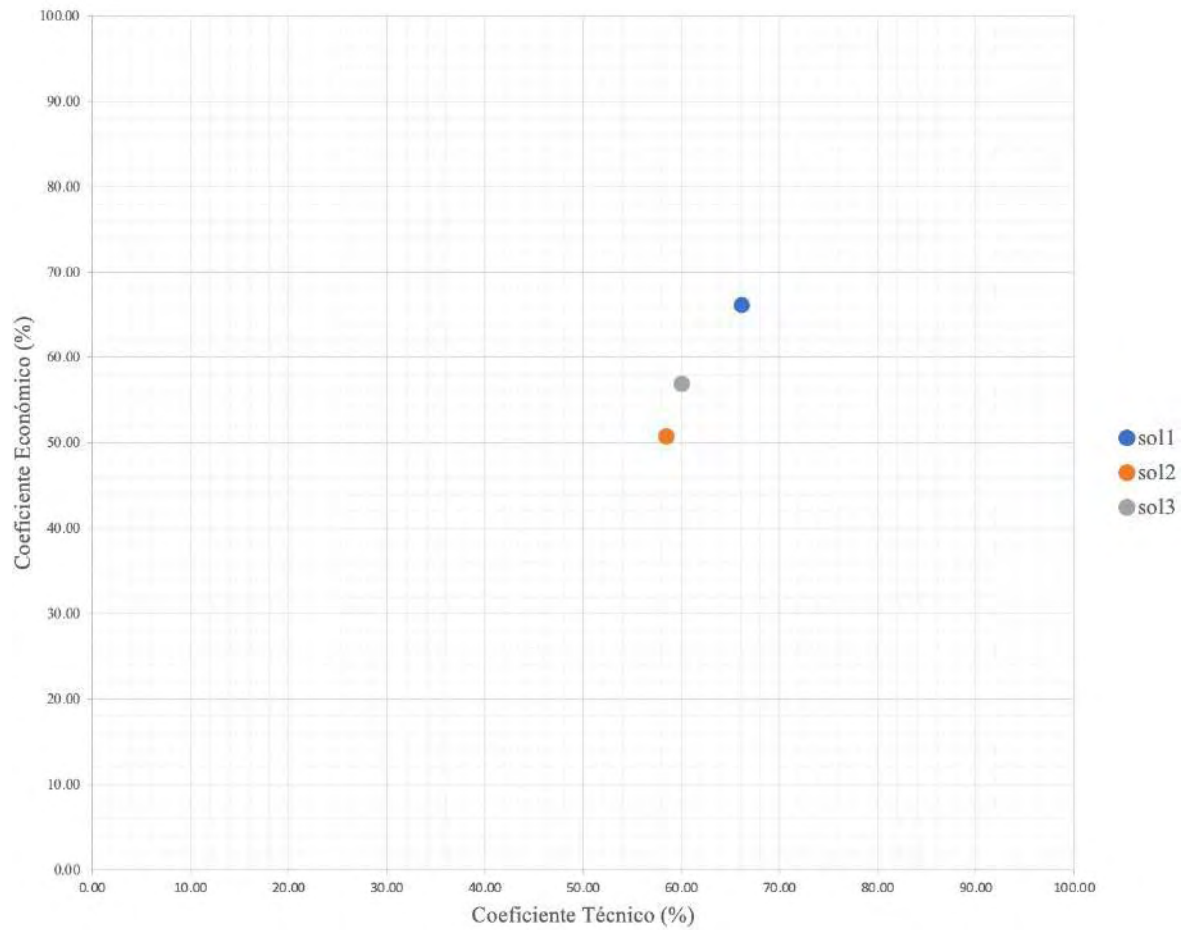


Figura A.4 Evaluación técnico-económica

De acuerdo a la evaluación, se determina que la solución óptima corresponde a la solución 1, ya que presenta mejor la relación entre los resultados obtenidos de los criterios técnicos y económicos.

## ANEXO B: Cálculo de la masa del sistema

La elaboración de este cálculo toma en cuenta la masa proporcionada por el programa Autodesk Inventor 2021 tras la definición de materiales para las piezas que serán mandadas a fabricar. A su vez, son listadas las masas de los componentes comerciales de cada uno de los subsistemas de monitoreo y actuación. En la Tabla B.1 se listan los componentes.

Tabla B.1. Masa de componentes del sistema háptico

Componente Monitoreo	Cantidad	Masa unitaria (g)	Masa Total (g)
Carcasa Dedos	4	5	20
Carcasa Pulgar	1	5	5
Carcasa dorso	1	25	25
Carcasa palma	1	25	25
Sensor flexión	1	4	4
Thumb joystick	1	7	7
Loomia Matrix palma	1	15	15
Bateria LiPo 3.7V 800mAh	1	13.89	13.89
Arduino RP2040	1	6	6
Cables	12	1	12
<b>Total sistema de monitoreo</b>			<b>132.89</b>
Componente actuación	Cantidad	Masa unitaria (g)	Masa Total (g)
Brazalete TPU antebrazo	1	30	30
Motovibrador	3	0.9	2.7
Driver DRV2605L	3	1	3
Perno M3x8 con tuerca	4	1	4
Bateria LiPo 3.7V 2000mAh	1	36	36
Cables	5	1	5
<b>Total sistema de actuación</b>			<b>80.7</b>
<b>TOTAL SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN HÁPTICO</b>			<b>213.59</b>

El valor obtenido total para todo el sistema de retroalimentación es de 213.59 g.

## ANEXO C: Programa de la simulación en TinkerCAD

A continuación se muestra el programa en lenguaje Arduino IDE para los microcontroladores arquitectura ATMEL dispuestos en los subsistemas de monitoreo y actuación. Estos programas fueron utilizados en la simulación del funcionamiento de ambos subsistemas de monitoreo y actuación.

### // **Subsistema Monitoreo**

```

byte led;
int joystick;
int findice=0;
int fmedio=0;
int fpalma=0;

void setup() {
  pinMode(A1,INPUT);
  pinMode(8,OUTPUT);
  pinMode(A2,INPUT);
  pinMode(9,OUTPUT);
  pinMode(A3,INPUT);
  pinMode(10,OUTPUT);
  for(byte n=2; n<8; n++)
    pinMode(n,OUTPUT);
  Serial.begin(115200);
}

void loop() {
//palma-flex
  int flex;
  int propio;

  flex = analogRead(A4);
  propio= map(flex,770,950,0,75);
  propio= constrain(propio,0,75);
  Serial.println(propio);
// delay(10);

//pulgar-desliza
  joystick= analogRead(A0);
  led= map(joystick, 0 ,1023, 2, 7);
  digitalWrite(led,1);
  delay(10);
}

```

```

    digitalWrite(led,0);
//indice-fuerza
    findice=analogRead(A1);
    analogWrite(8,findice);
    Serial.println(findice);
// delay(10);
//medio-fuerza
    fmedio = analogRead(A2);
    analogWrite(9,fmedio);
    Serial.println(fmedio);
// delay(10);
//palma-fuerza
    fpalma = analogRead(A3);
    analogWrite(10,fpalma);
    Serial.println(fpalma);
    delay(10);
}

//Subsistema Actuación
//int propio=0;
int val_propio;
int val_prension;
volatile boolean slipOn=false;

void setup(){
    pinMode(A0,INPUT);
    pinMode(A1,INPUT);
    pinMode(3,OUTPUT);

    pinMode(6,OUTPUT);
    pinMode(2,INPUT_PULLUP);
    attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(2),desliza,RISING);
}

void loop(){
    val_propio=analogRead(A0);
    val_propio=map(val_propio,0,1023,0,255);
    analogWrite(3,val_propio);
    //delay(10);
    val_prension=analogRead(A1);
    val_prension=map(val_prension,0,1023,0,255);
    analogWrite(5,val_prension);
}

void desliza() {

```

```
if(slipOn)
{
    slipOn=false;
    digitalWrite(6,LOW);
}
else
{
    slipOn=true;
    digitalWrite(6,HIGH);
}
}
```





## **ANEXO D: Proformas y cotizaciones**

A continuación se muestran las cotizaciones realizadas para los presupuestos de materiales e insumos, así como los costos de fabricación y ensamble para la implementación del trabajo diseñado. Las proformas se muestran en el siguiente orden:

1. Cotización de materiales e insumos por parte de la empresa CIRSYS S.A.C.
2. Cotización de las piezas de impresión 3D en ABS y TPU a CREAR 4DE.I.R.L.
3. Cotización del servicio de ensamble del sistema háptico por JEAN PEARE  
PORRAS SOLORZANO R.U.C. 10719514358





Lima, 15 de noviembre de 2021

Cotización N°: 00200077

Estimado(a)

Enzo Fernando Romero Muñiz

A continuación se presenta la propuesta económica de acuerdo a lo solicitado.

**1. Presupuesto**

IT	PRODUCTO	CANT	PRECIO UNIT	IMPORTE
1	Robotic Finger Sensor V2	2	S/ 166.61	S/ 333.22
2	SparkFun Qwiic Mux Breakout - 8 Channel (TCA9548A)	1	S/ 61.67	S/61.67
3	Loomia Mini Pressure Matrix	1	S/ 144.51	S/ 144.51
4	Mini 2-Axis Analog Thumbstick	1	S/ 12.90	S/ 12.90
5	Short Flex Sensor	1	S/ 51.35	S/ 51.35
6	Arduino Nano RP2040	1	S/ 164.89	S/ 164.89
7	Batería recargable Li-Po (3,7 V, 800 mAh)	1	S/ 24.00	S/ 24.00
8	Vibrating Mini Motor Disc	3	S/ 10.06	S/ 30.18
9	DRV2605L Haptic Controller	3	S/ 41.03	S/ 123.09
10	SparkFun RedBoard Artemis Nano	1	S/ 77.16	S/ 77.16
11	Pernos M3x8 con tuerca	4	S/ 1.00	S/ 4.00
12	Batería recargable Li-Po ( 3,7 V, 2000 mAh)	1	S/ 64.51	S/ 64.51
SUB-TOTAL				S/ 1,091.48
OP. GRAVADA				S/ 924.98

Av. Separadora Industrial 666

Urb. Sol de Vitarte - Ate

+51976026768

[contacto@cirssystem.com](mailto:contacto@cirssystem.com)[www.cirssystem.pe](http://www.cirssystem.pe)



**CIRSYS**

	IGV (18%)	S/ 166.50
	<b>TOTAL A PAGAR</b>	<b>S/ 1,091.48</b>

**Tiempo de entrega:** 2 meses a partir de la orden de compra

**Validez cotización:** 15 días calendarios

Atentamente, CIRSYS



Av. Separadora Industrial 666  
 Urb. Sol de Vitarte - Ate  
 +51976026768  
[contacto@cirsystem.com](mailto:contacto@cirsystem.com)  
[www.cirsystem.pe](http://www.cirsystem.pe)



RUC: 20556994537

Lima, 18 de Diciembre de 2021

Señor:  
**ING. ENZO ROMERO****Cotización N°150921-13**

Presente.-

Atención:

Nos permitimos cotizarle según los datos siguientes:

Item	Descripción	Cant.	Precio Unit.	Total
1	Fabricación: Carcasa Palma. Material: TPU. Alt. de capa: 0.1mm Densidad: 70%. Patrón: Rectilíneo	1	S/ 38.00	S/ 38.00
2	Fabricación: Carcasa Dorso. Material: TPU. Alt. de capa: 0.1 mm Densidad: 70%. Patrón: Rectilíneo	1	S/ 38.00	S/ 38.00
3	Fabricación: Carcasa Dedo. Material: TPU. Alt. de capa: 0.1 mm Densidad: 50%. Patrón: Rectilíneo	4	S/ 7.50	S/ 30.00
4	Fabricación: Carcasa Pulgar. Material: TPU. Alt. de capa: 0.1 mm Densidad: 50%. Patrón: Rectilíneo	1	S/ 6.00	S/ 6.00
5	Fabricación: Carcasa Flex Actuación. Material: TPU. Alt. de capa: 0.1 mm. Densidad: 50%. Patrón: Rectilíneo	1	S/ 28.00	S/ 28.00
6	Fabricación: Carcasa Inferior. Material: ABS. Alt. de capa: 0.1 mm Densidad: 50%. Patrón: Rectilíneo	1	S/ 5.00	S/ 5.00
7	Fabricación: Carcasa Media. Material: ABS. Alt. de capa: 0.1 mm. Densidad: 50%. Patrón: Rectilíneo	1	S/ 5.00	S/ 5.00
8	Fabricación: Carcasa Superior. Material: ABS. Alt. de capa: 0.1 mm Densidad: 50%. Patrón: Rectilíneo	1	S/ 5.00	S/ 5.00
			<b>Sub-total</b>	<b>S/ 131.36</b>
			<b>IGV 18%</b>	<b>S/ 23.64</b>
			<b>Precio final</b>	<b>S/ 155.00</b>

Condiciones:

Precio en soles incluye IGV

Entrega, en 2 días después de recibir la orden de compra

Forma de pago, crédito 30 días

La cotización es vigente por 15 días

**V°B° Gerencia Comercial****V°B° Créditos y cobranzas****Firma cliente conforme**

Agradeciendo su gentil atención, esperamos recibir noticias suyas.

**Jesus Sanchez**  
Titular Gerente  
CREAR 4D

**ING. JEAN PEARE PORRAS SOLORZANO**

AV. BRASIL 1014 PUEBLO LIBRE, LIMA  
TELÉFONO: 983561193

**R.U.C 10719514358**

**PROFORMA  
Nro: E001-13**

**Para:** ENZO FERNANDO ROMERO MUÑIZ

**identificado con DNI número** 70400582

**Domiciliado en** ANDALUCIA 671, PUEBLO LIBRE - LIMA

**La suma** CIEN SOLES

**Por concepto de** Servicio de ensamblaje de sistema háptico

**Observación**

**Fecha** 15 de noviembre del 2021

**Total por honorarios:** 100.00

**Retención (8% )IR:** 0

**Total:** 100.00 SOLES

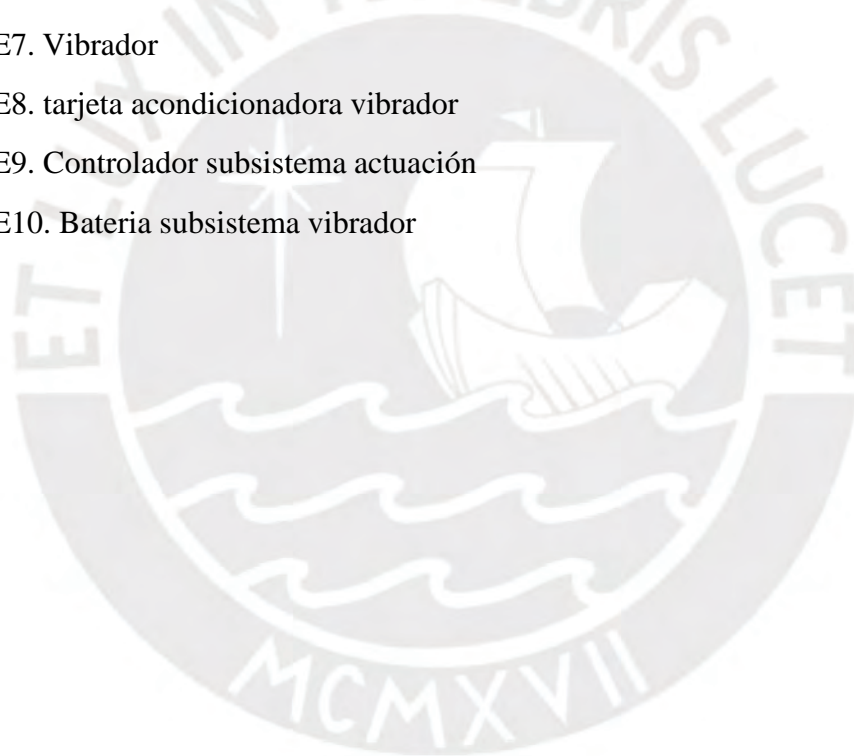




**ANEXO E: Características técnicas de los componentes comerciales seleccionados**

A continuación se muestran las hojas de características para cada uno de los componentes comerciales seleccionados en el documento de tesis. Las hojas de datos se muestran en el siguiente orden:

1. E1. Robotic Finger Sensor V2
2. E2. Sensor Loomia mini
3. E3. Thumb Joystick
4. E4. Sensor Flex mini
5. E5. Controlador subsistema monitoreo
6. E6. Batería subsistema monitoreo
7. E7. Vibrador
8. E8. tarjeta acondicionadora vibrador
9. E9. Controlador subsistema actuación
10. E10. Bateria subsistema vibrador



SparkFun will be closed Thursday, November 24th and Friday, November 25th in observance of the Thanksgiving holiday. Any orders qualifying for [same day shipping] (<https://www.sparkfun.com/support#Same-DayShipping>) placed after 2pm (MT) on Wednesday, November 23rd will be processed on Monday, November 28th when we return to normal business hours. Wishing you a safe and happy holiday weekend from all of us at SparkFun!



SHOP

LEARN

BLOG

SERVICES

## Robotic Finger Sensor v2

0 SPX-14687 ROHS ✓

\$39.95 Stock availability



We do not currently have an estimate of when this product will be back in stock. **Notify Me**

**Note:** If this item is available for backorder it is subject to price changes at any time; additionally, we are unable to guarantee time frame for shipping or availability.



Images are CC BY 3.0

\$39.95 Stock availability

DESCRIPTION DOCUMENTS

Does your robot crush objects with its hulkingly strong grip? Give your robotic hand or claw a better sense of touch with the Robotic Finger Sensor. This new version adds pressure sensing so now you can know how hard you're gripping!

The Robotic Finger Sensor (RFS) uses a unique combination of Infrared distance sensing, pressure sensing, optical encapsulant, and data filtering to detect extremely light touches. Additionally, the silicon covering is squishy, giving the sensor increased grip (friction).

**How does it work?** IR light from the VCNL4040 distance sensor dramatically scatters when an object like a white coffee cup or human skin comes in contact with the face of the sensor. Once contact has been made the LPS25HB pressure sensor is able to quantitatively detect how hard the sensor is pressing against the surface. We've written fully featured Arduino libraries for the VCNL4040 and LPS25HB sensors. The example firmware demonstrates how to capture this signal and turn it into 'Grip' and 'Release' events.

The Robotic Finger Sensor ships fully encapsulated. The additional 'bare board' photos are there only to show the detail of the sensors inside the clear encapsulant.

The RFS requires 3.3V and communicates over I<sup>2</sup>C. The connector is compatible with our Qwic system. The Qwic system enables fast and solderless connection between popular platforms and various sensors and actuators. You can read more about the Qwic system here. We carry 200mm, 100mm, 50mm, and breadboard friendly Qwic cables.

The Robotic Finger Sensor includes a complimentary breadboard friendly Qwic cable. The board has two small 2-56 screw holes for mounting. Hot glue also works well.

This is a collaboration with Professor Nikolaus Correll and Professor Jacob Segil at CU Boulder. A portion of this sale is given back to Dr. Correll's lab for the continued development of innovative robotic components.

The Robotic Finger Sensor is the first piece of autonomous robotic control. To see what's possible when you couple vision systems with touch capability, have a look at full-stack autonomous manipulation using this sensor with ROS. CU is working on an impressive robotic perception stack to make this easier for the beginner.

**What if I need more than one?** The sensor has only one I<sup>2</sup>C address so putting multiple on the bus will cause collisions. Luckily, we've got a mux for that! The Qwic Mux allows up to 4 sensors to be simultaneously connected with the ability to daisychain up to 8 muxes. 32 fingers is a big gripper! Control examples are available here.

We do not plan to regularly carry SparkX products so get them while they're hot!

**Experimental Product:** SparkX products are rapidly produced to bring you the most cutting edge technology as it becomes available. These products are tested but come with no guarantees. Live technical support is not available for SparkX products. Head on over to our forum for support or to ask a question.

Weight: 1.8g



SHOP

LEARN

BLOG

SERVICES

## Loomia Mini Pressure Matrix

COM-17859

**\$29.95**

- 1 +

Volume sales pricing. Quantity discounts available

We do not currently have an estimate of when this product will be back in stock. [Notify Me](#)



images are CC BY 2.0

**\$29.95**

- 1 +

Volume sales pricing. Quantity discounts available

DESCRIPTION	<b>FEATURES</b>	DOCUMENTS
-------------	-----------------	-----------

- Bend Radius Limitation: N/A
- Thickness: Approx. 20 mils
- Operating Voltage Range: 3.7V - 5V
- Pressure Range: 0.2lbs. - 10lbs.
- Component Dimensions: 2.3in x 3in
- Sensing Area Dimensions: 1.25in x 1.25in

## PSP 2-Axis Analog Thumb Joystick

Adafruit Industries

~2 minutes

Qty	Discount
1-9	\$3.50
10-99	\$3.15
100+	\$2.80

33 in stock

### Description

Add a tiny joystick to your project with this PSP thumbstick. This is a replacement component for PSP1000's, but we think they'd make for a great little joystick/thumbstick add-on for a wearable, or portable project.

The joystick is a 'self-centering' analog-type. That means it basically acts like two 10K potentiometers, one for up/down and another for left/right. Connect one the VCC pin to your power supply (3 or 5V is best) and the ground pin to ground. Then read the two remaining pins with an analog pin each. As the joystick is moved around, the voltage will follow the motion. When you release the joystick it will center itself. There are 4 pads on the bottom, you are best off soldering 4 wires to these pins and then gluing the whole thing down.

[For a tutorial on how to read analog joysticks, check out this Arduino tutorial - it can easily be extended to any microcontroller!](#)

### Technical Details

**Sadly, we do not have a datasheet for this item**

#### Specifications:

- Interface: Dual 10K potentiometers with common ground and power
- Dimensions: 0.75" x 0.75" x 0.35" (19mm x 19mm x 9 mm)
- Operating temp range: +32°F to +158°F (0°C to +70°C)



# FLEX SENSOR FS

*Special Edition Length*

## Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
  - Robotics
  - Gaming (Virtual Motion)
  - Medical Devices
  - Computer Peripherals
  - Musical Instruments
  - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

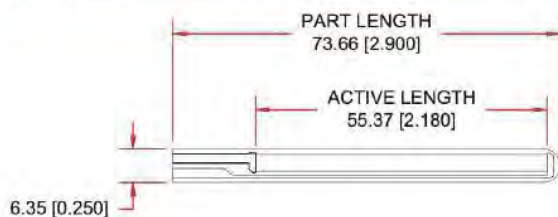
## Mechanical Specifications

- Life Cycle: >1 million
- Height: ≤0.43mm (0.017")
- Temperature Range: -35°C to +80°C

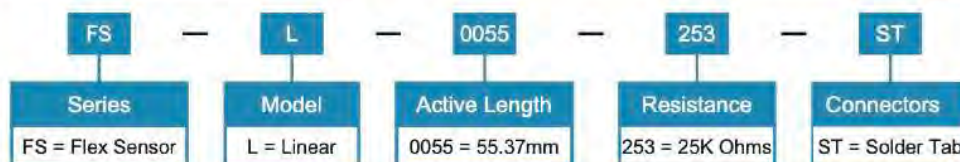
## Electrical Specifications

- Flat Resistance: 25K Ohms ±30%
- Bend Resistance: minimum 2 times greater than the flat resistance at 180° pinch bend (see "How it Works" below)
- Power Rating : 0.5 Watts continuous; 1 Watt Peak

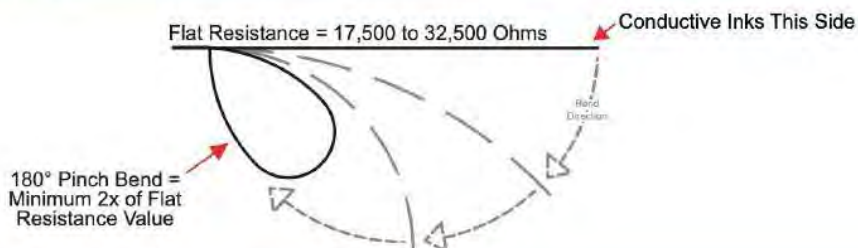
## Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor



## How to Order - Stock Flex Sensor



## How It Works







## 1 The Board

### 1.1 Application Examples

The Arduino® Nano RP2040 Connect can be adapted to a wide range of use cases thanks to the powerful microprocessor, range of onboard sensors and Nano form factor. Possible applications include:

**Edge Computing:** Make use of the fast and high RAM microprocessor to run TinyML for anomaly detection, cough detection, gesture analysis and more.

**Wearable Devices:** The small Nano footprint provides the possibility of providing machine learning to a range of wearable devices including sports trackers and VR controllers.

**Voice assistant:** The Arduino® Nano RP2040 Connect includes an omnidirectional microphone that can act as your personal digital assistant and enable voice control for your projects.

### 1.2 Accessories

- Micro USB cable
- 15-pin 2.54mm male headers
- 15-pin 2.54mm stackable headers

### 1.3 Related Products

- Gravity: Nano I/O Shield

## 2 Ratings

### 2.1 Recommended Operating Conditions

Symbol	Description	Min	Typ	Max	Unit
$V_{IN}$	Input voltage from VIN pad	4	5	20	V
$V_{USB}$	Input voltage from USB connector	4.75	5	5.25	V
$V_{3V3}$	3.3V output to user application	3.25	3.3	3.35	V
$I_{3V3}$	3.3V output current (including onboard IC)	-	-	800	mA
$V_{IH}$	Input high-level voltage	2.31	-	3.3	V
$V_{IL}$	Input low-level voltage	0	-	0.99	V
$I_{OH Max}$	Current at VDD-0.4 V, output set high			8	mA
$I_{OL Max}$	Current at VSS+0.4 V, output set low			8	mA
$V_{OH}$	Output high voltage, 8 mA	2.7	-	3.3	V
$V_{OL}$	Output low voltage, 8 mA	0	-	0.4	V
$T_{OP}$	Operating Temperature	-20	-	80	°C

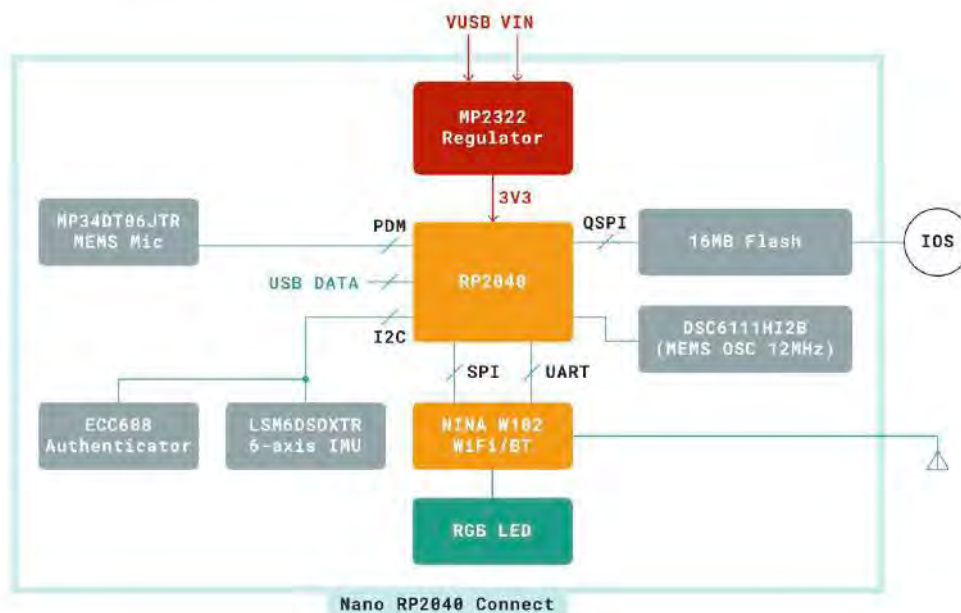


2.2 Power Consumption

Symbol	Description	Min	Typ	Max	Unit
P <sub>BL</sub>	Power consumption with busy loop		TBC		mW
P <sub>LP</sub>	Power consumption in low power mode		TBC		mW
P <sub>MAX</sub>	Maximum Power Consumption		TBC		mW

3 Functional Overview

3.1 Block Diagram



- Power
- Microcontroller
- LED
- Data Communication
- Internal Parts
- Software

Block Diagram of Arduino Nano RP2040 Connect

Amazon.com: BrightTea Batería recargable de polímero de iones de li... <https://www.amazon.com/-/es/BrightTea-Bater%C3%ADa-recargable..>

amazon Enviar a Perú Todos ES Hola, Identifícate Cuenta y List

Te mostramos los artículos que se envían a PE. Para ver artículos que se envían a otro país, cambia tu dirección de entrega.

[CONTINUAR](#) [CAMBIAR LA DIRECCIÓN](#)



Compartir

Pasa el mouse encima de la imagen para aplicar zoom

### BrightTea Batería recargable de polímero de iones de litio de 3.7 V, 800 mAh, Li-Po

Marca: BrightTea

★★★★☆ 103 calificaciones | 3 preguntas respondidas

**No disponible por el momento.**  
No sabemos si este producto volverá a estar disponible, ni cuándo.

- Batería recargable de polímero de litio
- Batería recargable 652540 Li-ion Li-Po
- Voltaje de salida: 3,7 V, 800 mAh
- Tamaño de la batería: 1.654 in x 0.984 in x 0.256 in (clavija de enchufe/agujero: 0.049 in-2P paso)
- Embalaje: 1 unidad

**Note:** Los productos con enchufes eléctricos están diseñados para usarse en EE. UU. Las tomas de corriente y la tensión difieren a nivel internaciona. Es posible que este producto requiera un adaptador o convertor para poder usarse en su destino. Comprueba la compatibilidad antes de comprar.

No disponible

No sabemos cuándo volverá a estar disponible

Enviar

Agregar

**4 estrellas o más**

Patrocinados

## MATERIAL or METHODS Specifications

ISSUE: 0

MODEL:10B27.3018

NUMBER:

100614

### 1. Construction Form (结构形式)

No. 序号	ITEM 项目	Contents 内容
1-1	Motor Construction 电机结构	Φ10-Flat Coreless Vibration Motor 直径为 10mm 的扁平型无芯振动马达
1-2	Coil Construction 线圈结构	Flat Coreless Coil 扁平型无芯线圈
1-3	Rectifying Method 换向方式	Precious Brush and Commutator 贵金属电刷与换向器的换向

### 2. Standard Operating Condition (标准运行条件)

No. 序号	ITEM 项目	Contents 内容
2-1	Rated Voltage 额定电压	DC 3.0V
2-2	Rated Load 额定负荷	Vibration Weight 偏心锤 (内置)
2-3	Rotation Direction 旋转方向	CCW or CW 逆时针或顺时针方向
2-4	Motor Position	Any Position Available

## MATERIAL or METHODS Specifications

ISSUE: 0

MODEL:10B27.3018

NUMBER:

100614

	电机安装位置	任何位置都可以
2-5	Voltage Range for Use 工作电压范围	DC 2.5~3.8V
2-6	Allowable Temperature Range 允许温度范围	Working Temperature: -30°C ~ +70°C 工作温度: -30°C ~ +70°C
2-7	Storage Environment 保存温度范围	-40°C ~ +80°C

### 3. Electrical Characteristics (电性能)

No. 序号	Item 项目	Measuring Condition 测试条件	Specification 规格
3-1	Rated Speed 额定转速	At Rated Voltage and Rated Load 额定电压及负荷下测试	11000 ± 3,000rpm
3-2	Rated Current 额定电流	At Rated Voltage and Rated Load 额定电压及负荷下测试	75mA or less 75 mA max
3-3	Starting Voltage 起动电压	At Rated Load and Step Voltage 额定负载及逐渐升高电压法测试	DC2.3V or less DC2.3V 以下
3-4	Insulation Resistance 绝缘电阻	DC100V between Lead wire and Case 引线及电机机身之间的绝缘电阻	10MΩ Min
3-5	Insulation Voltage	DC50V between Lead wire and Motor	No Destruction Occurs

TITLE: MOTOR VIBRATOR, 10 Diam×2.7Housing Length

Page 5 of 9



## DRV2605L 2- to 5.2-V Haptic Driver for LRA and ERM with Effect Library and Smart-Loop Architecture

### 1 Features

- Flexible Haptic and Vibration Driver
  - LRA (Linear Resonance Actuator)
  - ERM (Eccentric Rotating Mass)
- I<sup>2</sup>C-Controlled Digital Playback Engine
  - Waveform Sequencer and Trigger
  - Real-Time Playback Mode through I<sup>2</sup>C
  - I<sup>2</sup>C Dual-Mode Drive (Open and Closed Loop)
- Smart-Loop Architecture (Patent Pending Control Algorithm)
  - Automatic Overdrive and Braking
  - Automatic Resonance Tracking and Reporting (LRA Only)
  - Automatic Actuator Diagnostic
  - Automatic Level Calibration
  - Wide Support for Actuator Models
- Licensed Immersion TouchSense<sup>®</sup> 2200 Features:
  - Integrated Immersion Effect Library
  - Audio-to-Vibe
- Drive Compensation Over Battery Discharge
- Wide Voltage Operation (2 V to 5.2 V)
- Efficient Differential Switching Output Drive
- PWM Input with 0% to 100% Duty-Cycle Control Range
- Hardware Trigger Input
- Fast Startup Time
- 1.8-V Compatible, V<sub>DD</sub>-Tolerant Digital Interface

### 2 Applications

- Mobile Phones and Tablets
- Watches and Wearable Technology
- Remote Controls, Mice, and Peripheral Devices
- Touch-Enabled Devices
- Industrial Human-Machine Interfaces
- Electronic Point of Sale (ePOS)

### 3 Description

The DRV2605L device is a low-voltage haptic driver that includes a haptic-effect library and provides a closed-loop actuator-control system for high-quality tactile feedback for ERM and LRA. This schema helps improve actuator performance in terms of acceleration consistency, start time, and brake time and is accessible through a shared I<sup>2</sup>C compatible bus or PWM input signal.

The DRV2605L device offers a licensed version of TouchSense 2200 software from Immersion which eliminates the requirement to design haptic waveforms because the software includes over 100 licensed effects (6 ERM libraries and 1 LRA library) and audio-to-vibe features.

Additionally, the real-time playback mode allows the host processor to bypass the library playback engine and play waveforms directly from the host through I<sup>2</sup>C.

The smart-loop architecture inside the DRV2605L device allows simple auto-resonant drive for the LRA as well as feedback-optimized ERM drive allowing for automatic overdrive and braking. The smart-loop architecture creates a simplified input waveform interface as well as reliable motor control and consistent motor performance. The DRV2605L device also features automatic transition to an open-loop system in the event that an LRA actuator is not generating a valid back-EMF voltage. When the LRA generates a valid back-EMF voltage, the DRV2605L device automatically synchronizes with the LRA. The DRV2605L also allows for open-loop driving through the use of internally-generated PWM. Additionally, the audio-to-vibe mode automatically converts an audio input signal to meaningful tactile effects.

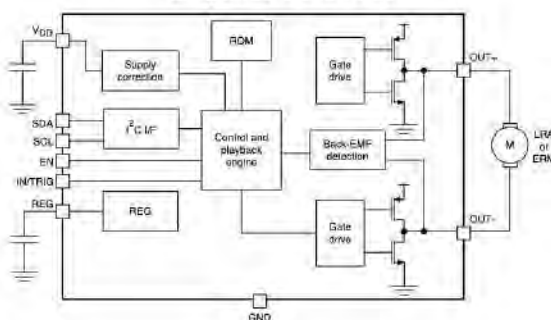
For an important notice regarding Immersion software, see the [Legal Notice](#) section.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (MAX)
DRV2605L	DSBGA (9)	1.50 mm × 1.50 mm
DRV2605L	VSSOP (10)	3.00 mm × 3.00 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

#### Simplified Schematic



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.



SHOP

LEARN

BLOG

SERVICES

## SparkFun RedBoard Artemis Nano

© DEV-15443 ROHS ✓ ★ ★ ★ ★ ★ ★ ★ 5

**\$16.50** - 1 +

Volume sales pricing

Quantity discounts available



Shipping outside of the US?

[Click here for info](#)



© images are CC BY 2.0

**\$16.50** - 1 +

Volume sales pricing

Quantity discounts available

DESCRIPTION

**FEATURES**

DOCUMENTS

- 17 GPIO - all interrupt capable
- 8 ADC channels with 14-bit precision
- 17 PWM channels
- 2 UARTs
- 4 I<sup>2</sup>C buses
- 2 SPI buses
- PDM Digital Microphone
- Qwiic Connector

Para consultar por precios de productos, personalizaciones u otra información:

**Detalles del producto** | Perfil de la compañía


Reportar acti

Product Description li-po battery

### Descripción general

#### Shenzhen Everwin Tech Co., Limited

Manufacturer

 CN 13Y<sup>th</sup>

Tiempo de respue... Tasa de entrega a ...  
**≤4h** **100.0%**

33 Transacciones

**470,000+**

Cycle life: 800 Times  
 label: li-polymer battery 2000mAh 3.7v

Número de Modelo: LP803860  
 Voltaje nominal: 3.7 V  
 Tipo: Li-polímero  
 model: li-polymer battery 2000mAh 3.7v  
 Certificate: CE/RoHS/UN38.3/MSDS  
 Warranty: 1 Years

### Capacidad de suministro

Capacidad de suministro 10000 Unidad/es per Day

### Embalaje y envío

Paquete bulk carton  
 Puerto shenzhen

### LP803860 batería de polímero de litio 2000 mAh 3,7 v batería lipo recargable 803860 Especificación:

De bits	EWT batería Co. Ltd. LP803860 batería de polímero de litio 2000 mAh 3,7 v especificación
Modelo	LP803860
Dimensión máx.	8*38*60mm (grosor * ancho * largo)
Tensión de	3,7 V
La capacidad de	2000 mAh
Impedancia	<150 mΩ
Voltaje de corte de descarga	2,75 V
Tensión máxima de carga	4,2 V
Corriente de carga estándar	0.1C
Corriente de descarga estándar	1C
Método de carga	CC/CV
Peso	<16g
Temperatura de trabajo	Carga: 0-60 grados Descarga: -20-55 grados
Temperatura de almacenamiento	Menos 20-55 grados
La temperatura Normal de la capacidad	2000 mAh
Ciclo de Vida	800-1000 ciclos

### LP803860 batería de polímero de litio 2000 mAh 3,7 v batería lipo recargable 803860 Aplicación:

Descripción del producto



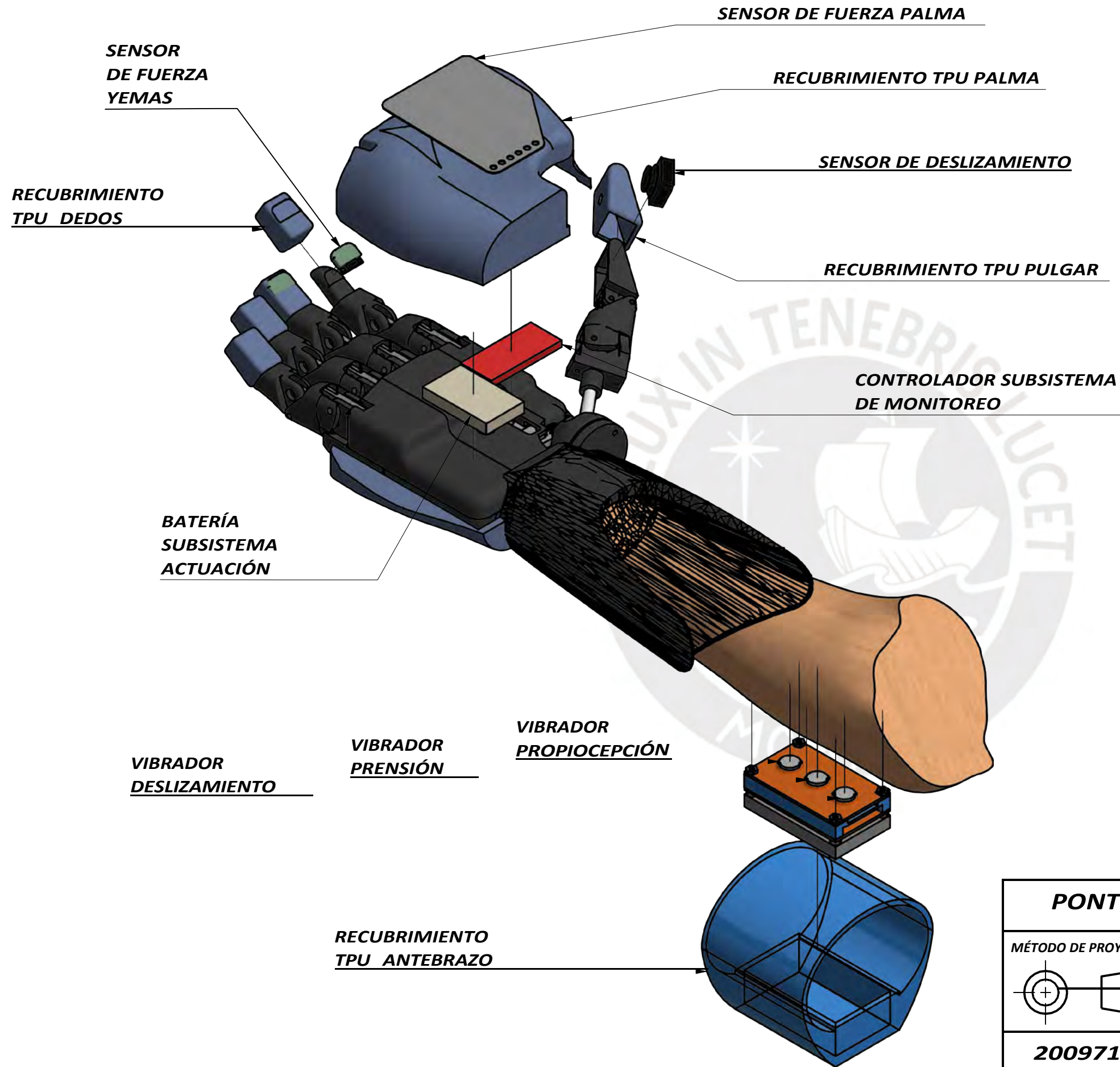
## ANEXO F: Planos

A continuación se muestran los planos mecánicos y electrónicos del sistema diseñado. La Tabla F.1 señala la relación de planos correspondientes. El código seleccionado para la identificación de acuerdo a la siguiente nomenclatura: Numeración de plano, tipo de plano (PEX: Plano de explosión. PEN: Plano de ensamble. PDE: Plano de despiece. PEL: Plano electrónico) y tamaño de hoja.

Tabla F.1 Relación de planos

Número	Concepto	Código
1	Plano explosivo 1 Sistema háptico	001.PEX.A3
2	Plano explosivo 2 Sistema háptico	002.PEX.A3
3	Subsistema de monitoreo	003.PEN.A3
4	Carcasa palma	004.PDE.A3
5	Carcasa dorso	005.PDE.A3
6	Carcasa dedo	006.PDE.A4
7	Carcasa pulgar	007.PDE.A4
8	Subsistema de actuación	008.PEN.A3
9	Carcasa flex Actuación	009.PDE.A4
10	Carcasa inferior	010.PDE.A4
11	Carcasa media	011.PDE.A4
12	Carcasa superior	012.PDE.A4
13	Plano eléctrico monitoreo	013.PEL.A3
14	Plano eléctrico actuación	014.PEL.A3





<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	<b>PLANO EXPLOSIVO 1</b> <b>SISTEMA HÁPTICO</b>	ESCALA <b>1:2</b>
<b>20097190</b>	<b>ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO</b>	FECHA: 2021.11.08
		PLANO: 001.PEX.A3



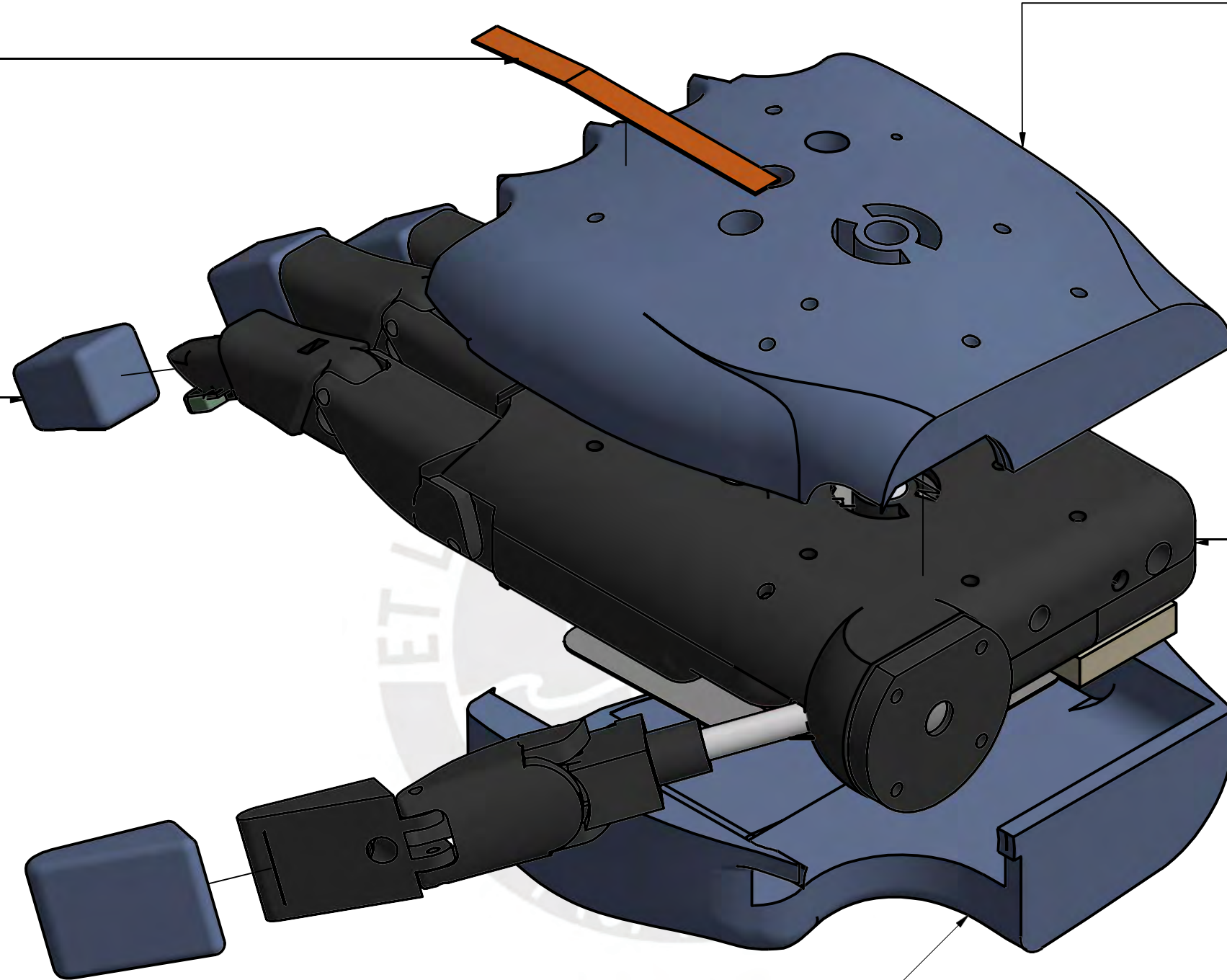
**SENSOR DE FLEXIÓN**

**RECUBRIMIENTO TPU DORSO**

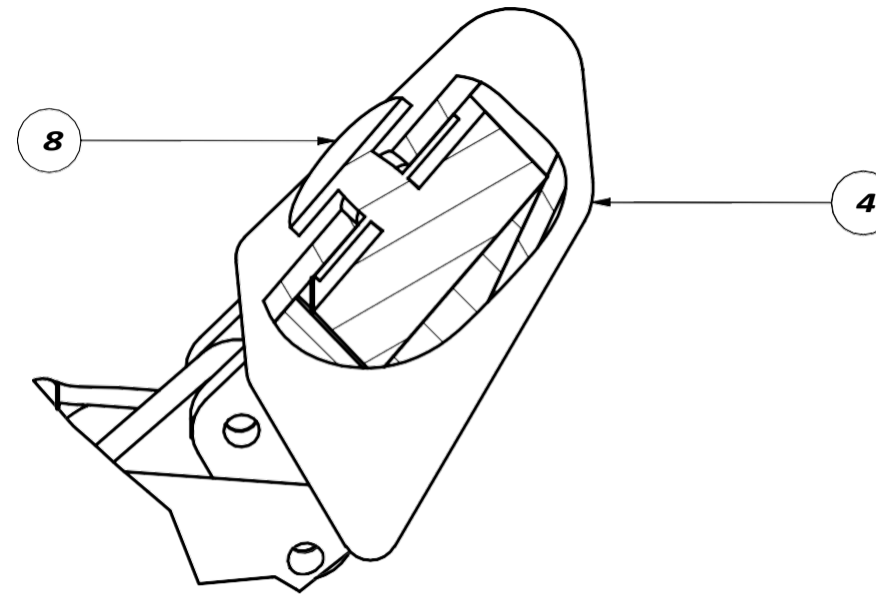
**RECUBRIMIENTO TPU DEDOS**

**PRÓTESIS PUCP HAND**

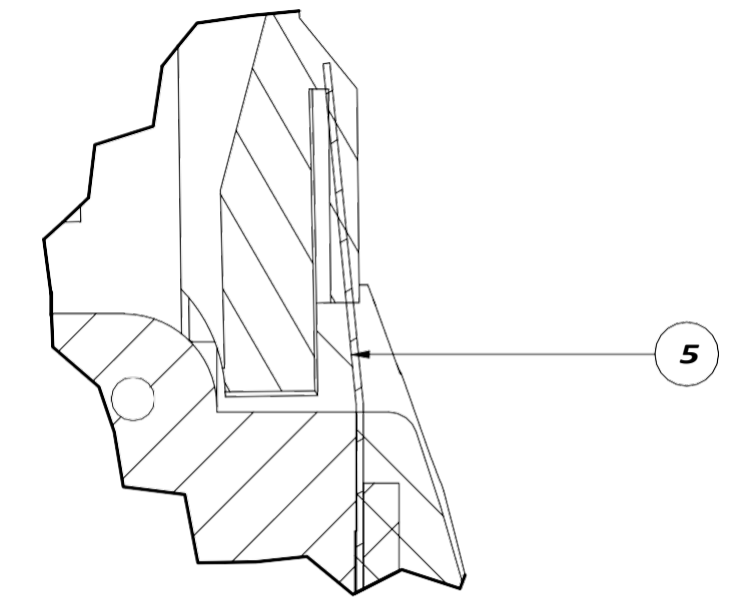
**RECUBRIMIENTO TPU PALMA**



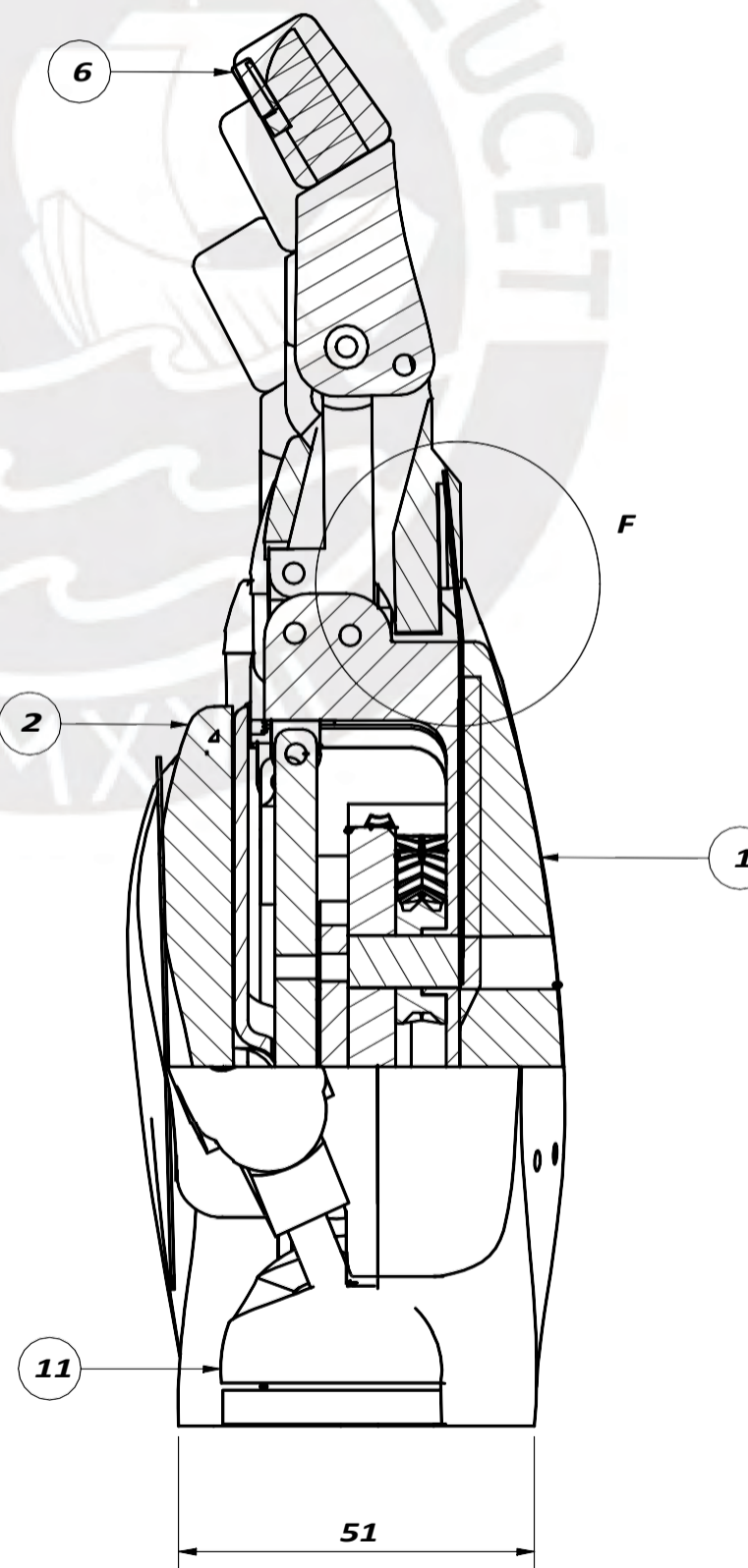
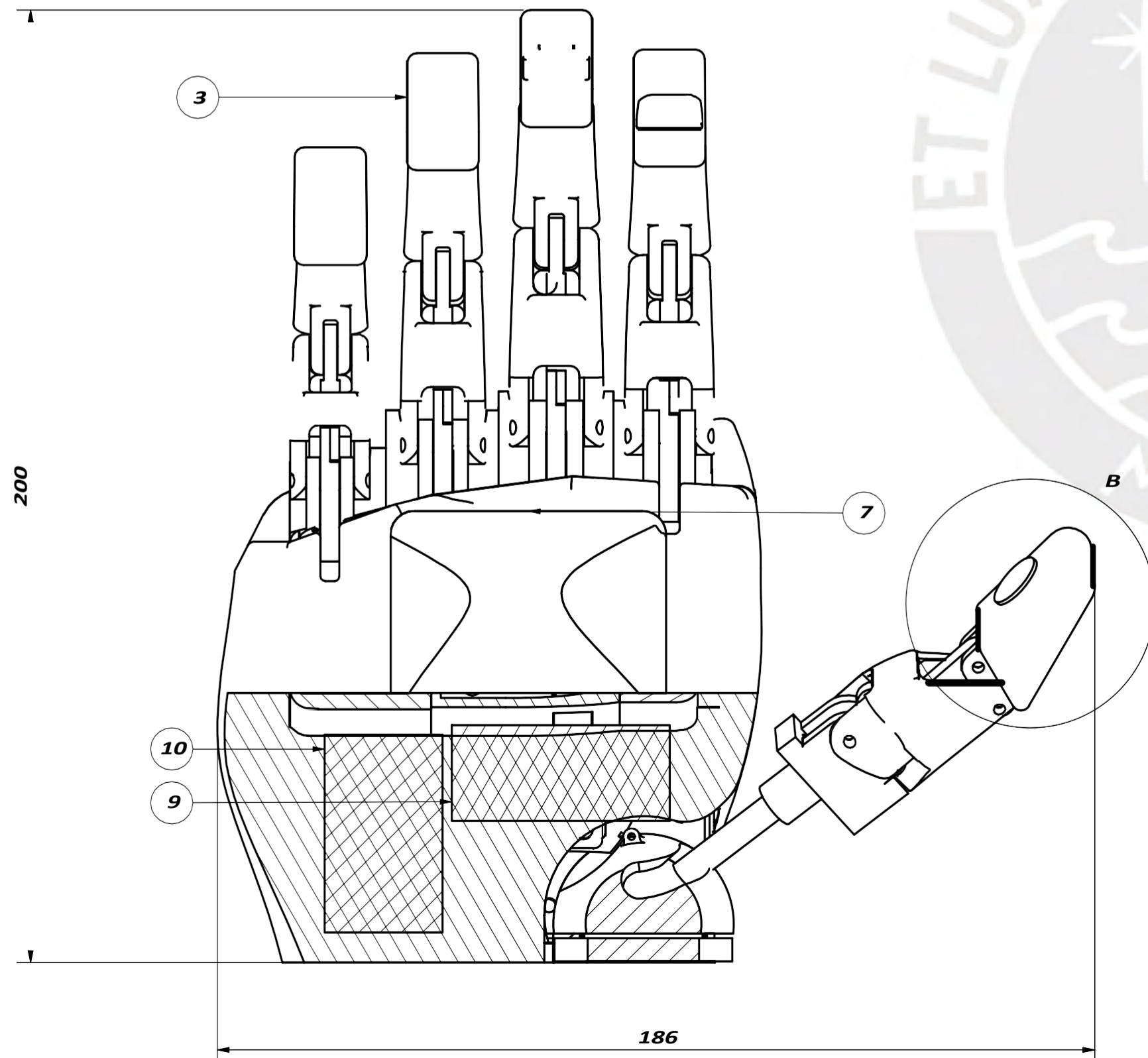
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	<b>PLANO EXPLOSIVO 1</b> <b>SISTEMA HÁPTICO</b>	ESCALA
		<b>1:2</b>
<b>20097190</b>	<b>ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO</b>	FECHA: 2021.11.08
		PLANO: 002.PEX.A3



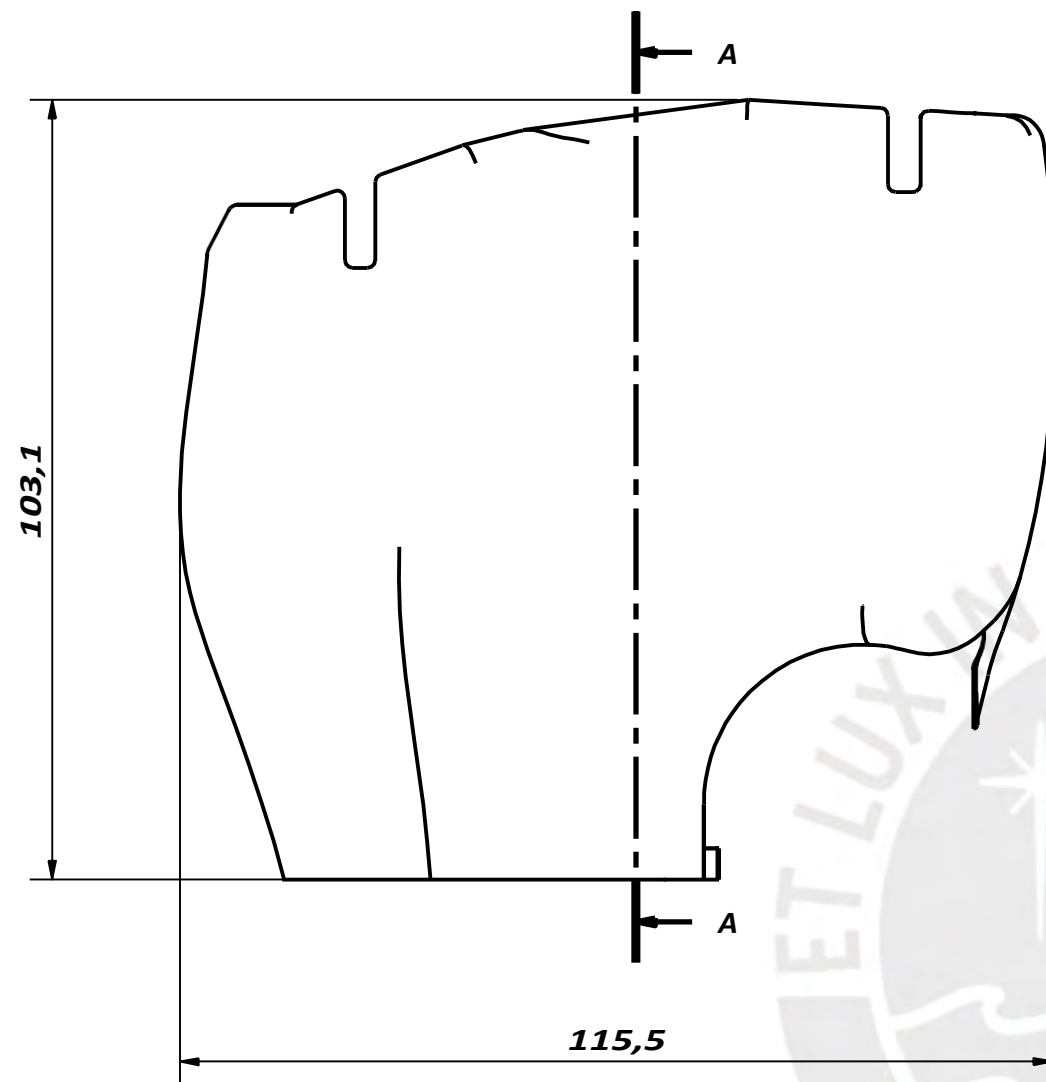
DETALLE B  
ESCALA 2:1



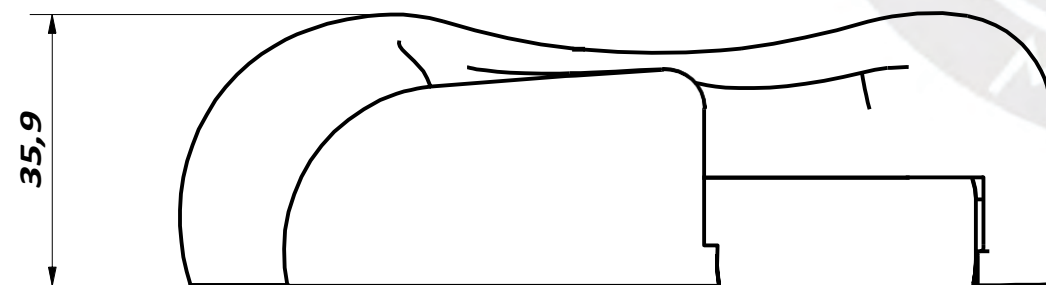
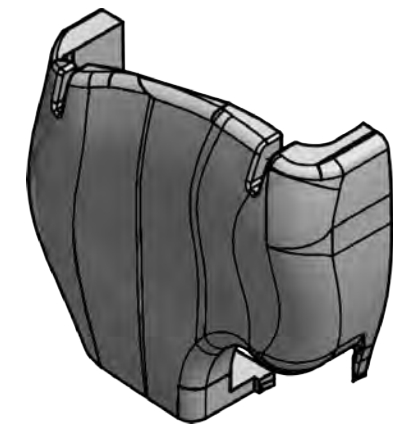
DETALLE F  
ESCALA 2 : 1



PARTS LIST					
11	1	Prótesis PUCP HAND		MARCA PUCP	
10	1	BATERÍA 652540PL		MARCA CADI	
9	1	MICROCONTROLADOR REDBOARD ARTEMIS NANO		MARCA ADAFRUIT	
8	1	JOYSTICK DOS POSICIONES		MARCA ADAFRUIT	
7	1	SENSOR DE FUERZA PALMA		MARCA LOOMIA CO.	
6	1	SENSOR DE FUERZA FSR		MARCA SPARKFUN	
5	1	SENSOR DE FLEXIÓN		MARCA ADAFRUIT	
4	1	CAPUCHA PULGAR	Plástico TPU	Ver 007.PDE.A4	
3	4	CAPUCHA DEDOS	Plástico TPU	Ver 006.PDE.A4	
2	1	CARCASA PALMA	Plástico TPU	Ver 005.PDE.A4	
1	1	CARCASA DORSO	Plástico TPU	Ver 004.PDE.A4	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA DE POSGRADO					
MÉTODO DE PROYECCIÓN	TRABAJO DE TESIS 2 – MTR632			ESCALA	
	<b>SUBSISTEMA DE MONITOREO</b>			<b>1:1</b>	
<b>20097190</b>	<b>ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO</b>			FECHA: 2021.10.24	
				PLANO: 003.PEN.A3	



CORTE A-A

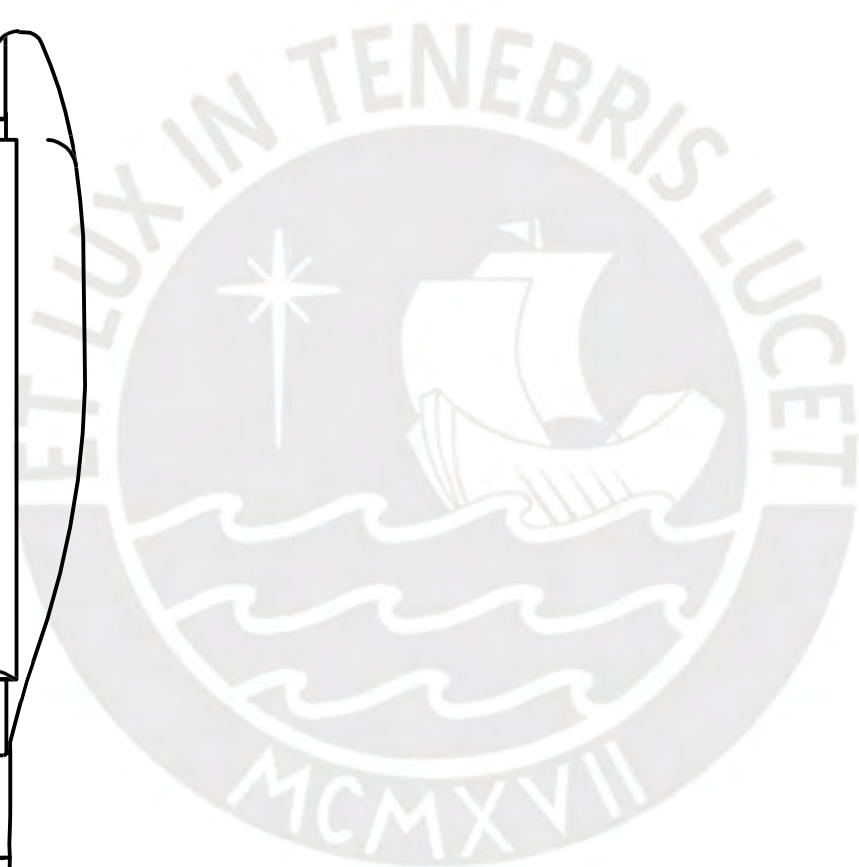
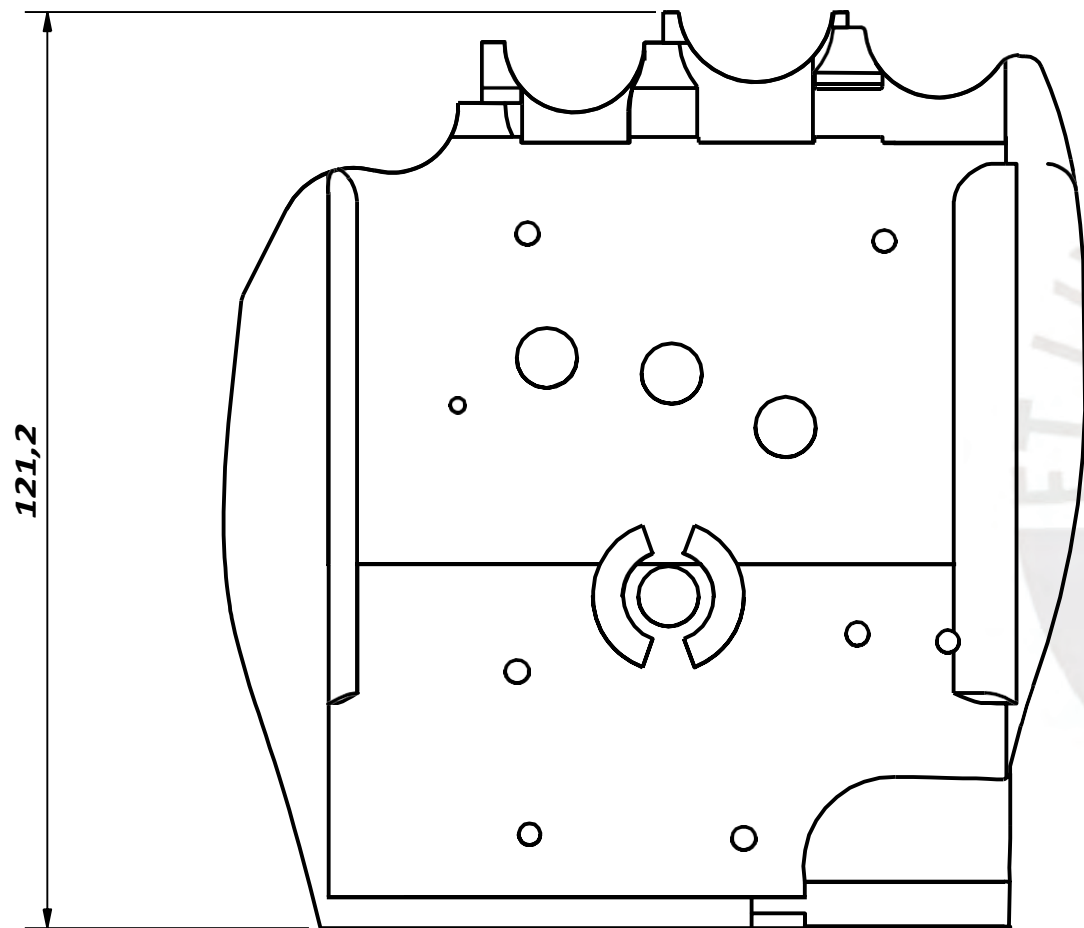
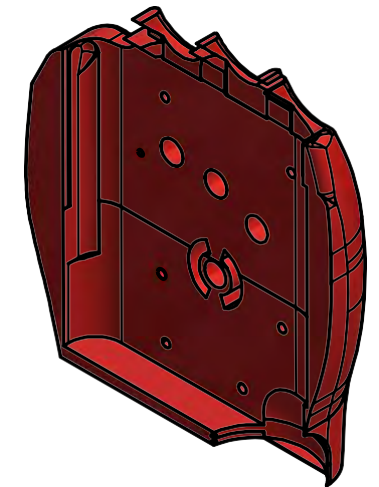
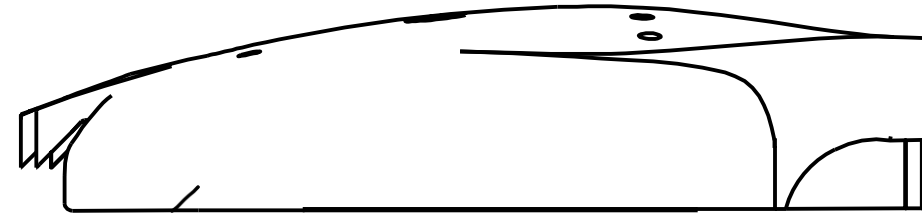
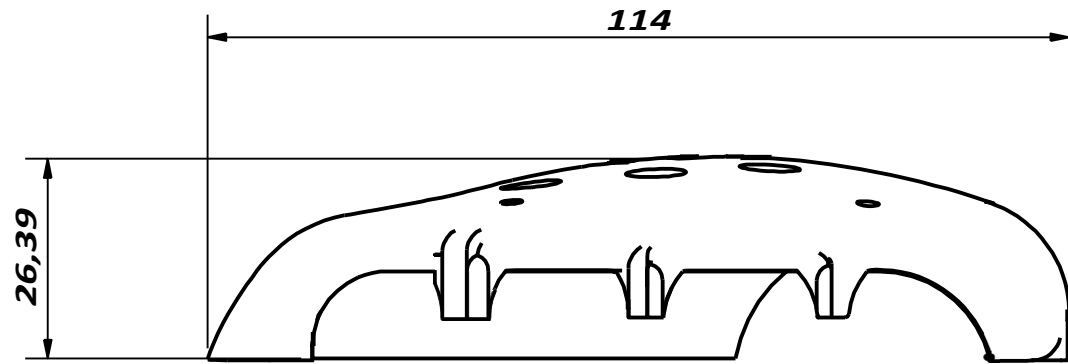


MATERIAL
TPU

NOTA: Elaboración por impresión 3D,  
se recomienda impresión FDM.  
Alt. de capa: 0.10 mm  
Densidad: 70%  
Patrón: Rectilíneo

<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	<b>CARCASA PALMA</b>	ESCALA
		<b>1:1</b>
<b>20097190</b>	<b>ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO</b>	FECHA: 2021.11.17
		PLANO: 004.PDE.A3

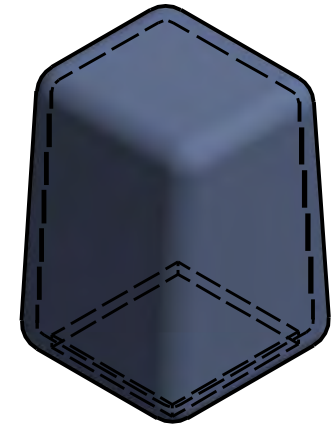
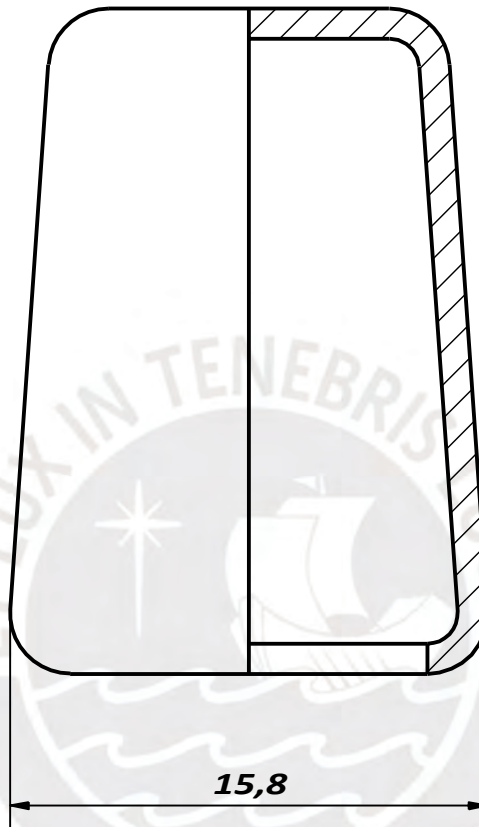
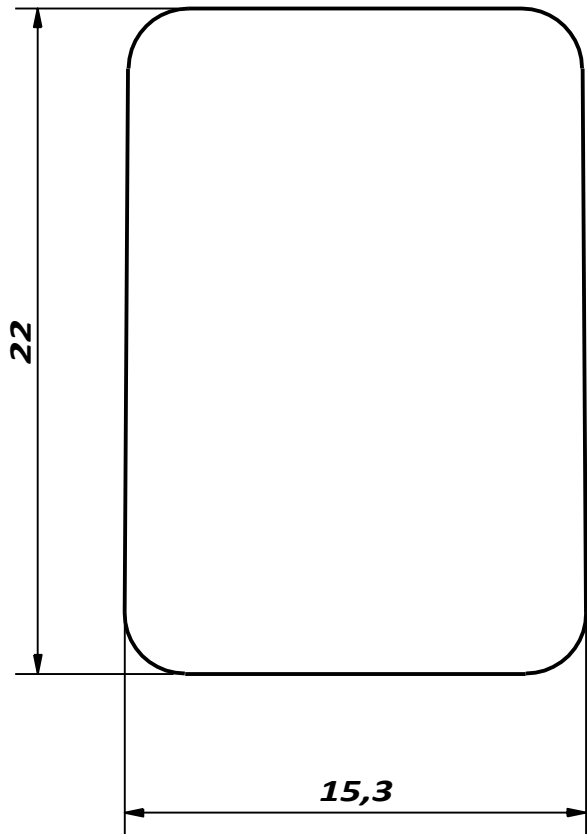




**NOTA:** Elaboración por impresión 3D,  
se recomienda impresión FDM.  
Alt. de capa: 0.10 mm  
Densidad: 70%  
Patrón: Rectilíneo

MATERIAL  
**TPU**

<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	<b>CARCASA DORSO</b>	ESCALA <b>1:1</b>
<b>20097190</b>	<b>ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO</b>	FECHA: 2021.11.17
		PLANO: 005.PDE.A3



*Espeor: 1mm*

MATERIAL

**TPU**

**NOTA:** *Elaboración por impresión 3D, se recomienda impresión FDM.*

*Alt. de capa: 0.10 mm*

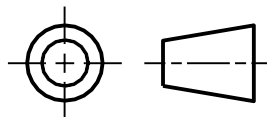
*Densidad: 50%*

*Patrón: Rectilíneo*

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA**

MÉTODO DE PROYECCIÓN



**CARCASA DEDO**

ESCALA

**4:1**

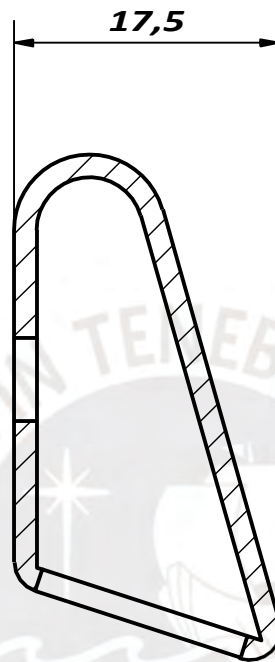
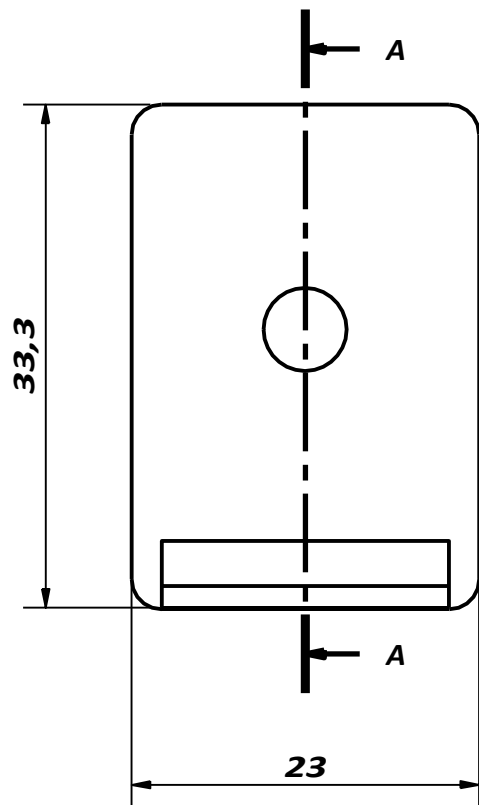
**20097190**

**ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO**

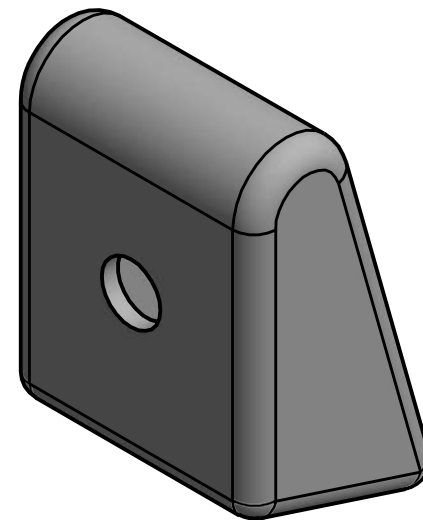
**FECHA:**  
**2021.11.17**

**PLANO:**  
**006.PDE.A4**





Espesor: 1.5mm

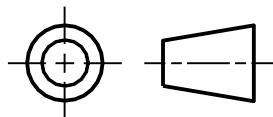


**NOTA:** Elaboración por impresión 3D,  
se recomienda impresión FDM.  
Alt. de capa: 0.10 mm  
Densidad: 50%  
Patrón: Rectilíneo

MATERIAL  
**TPU**

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ESCALA

**CARCASA PULGAR**

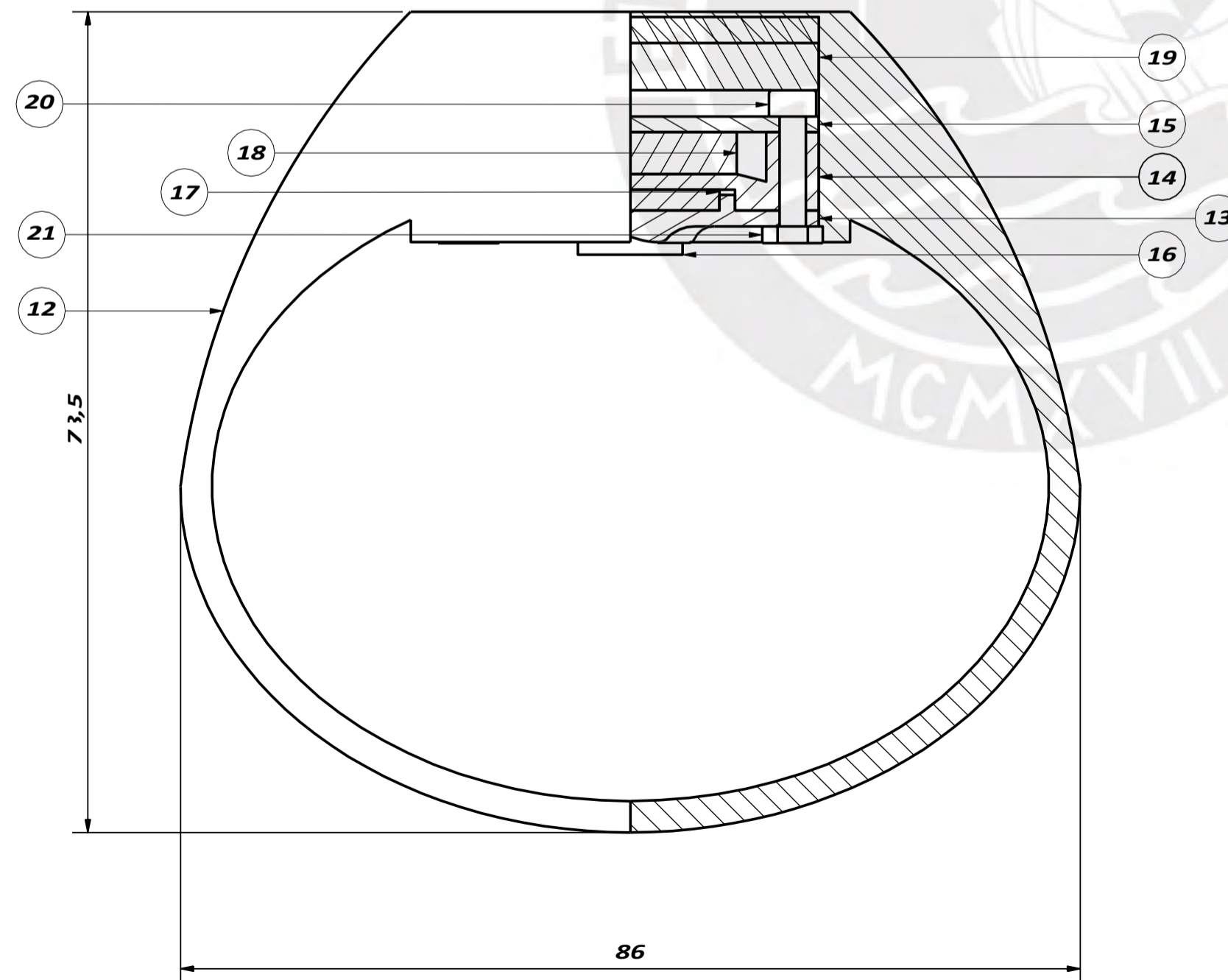
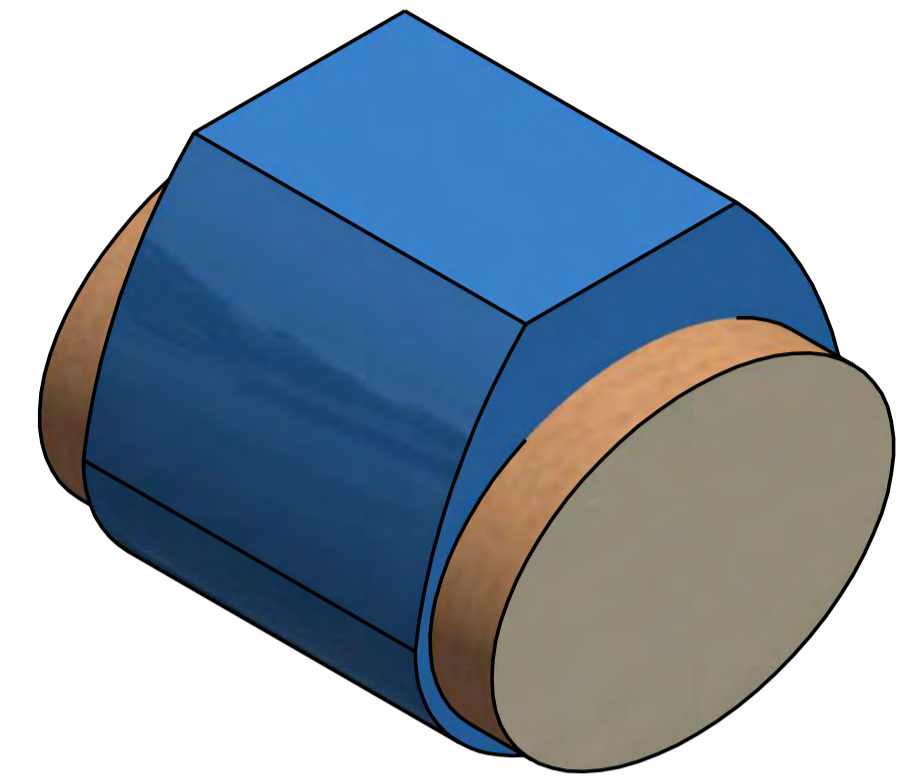
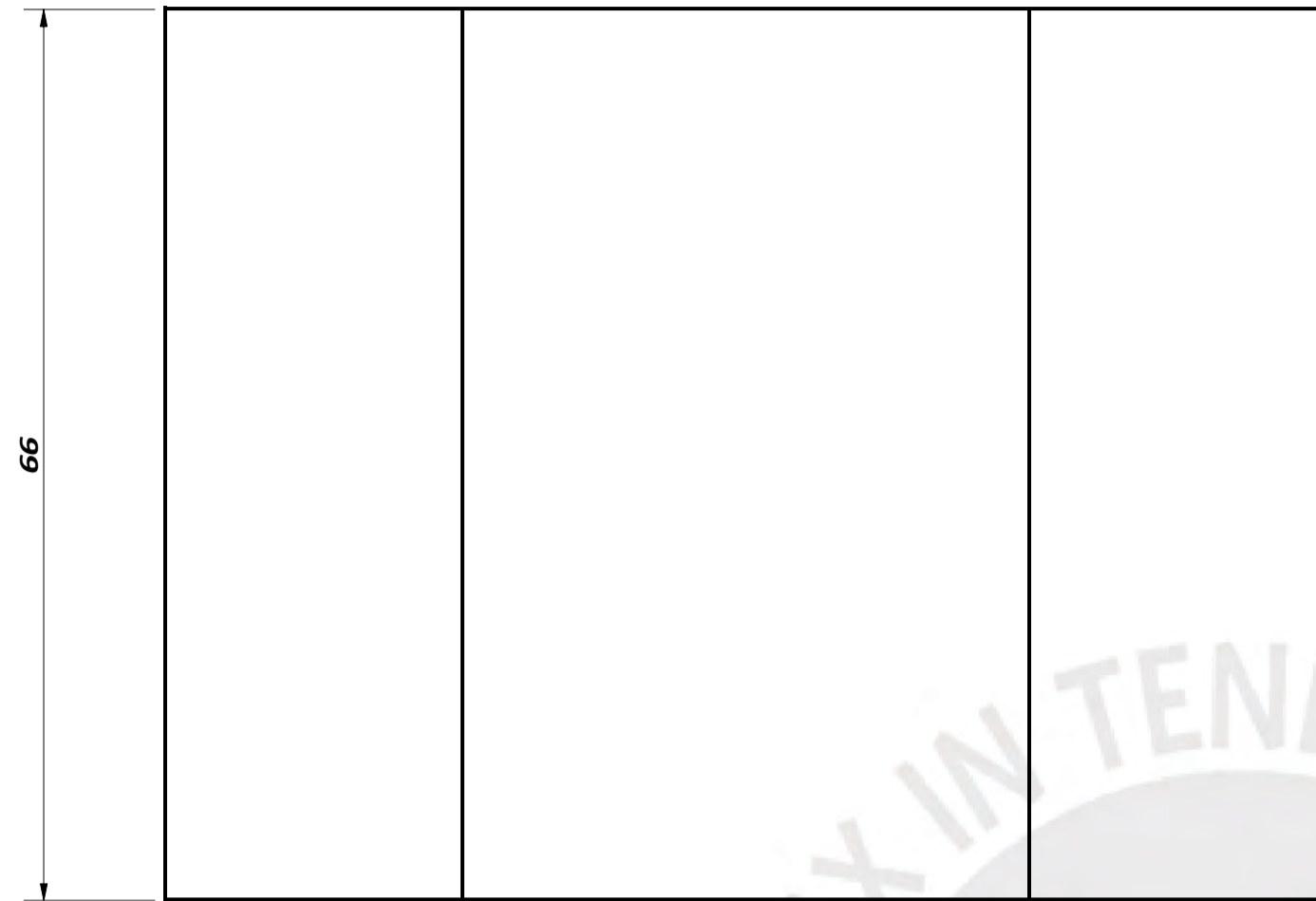
**4:1**

**20097190**

**ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO**

FECHA:  
2021.11.17

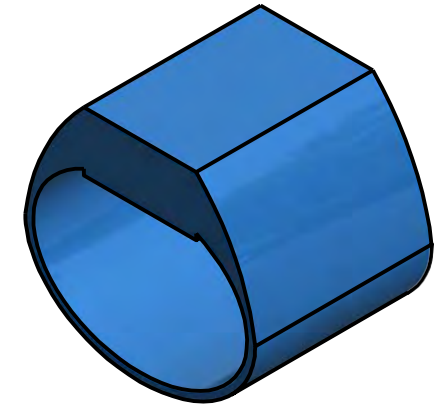
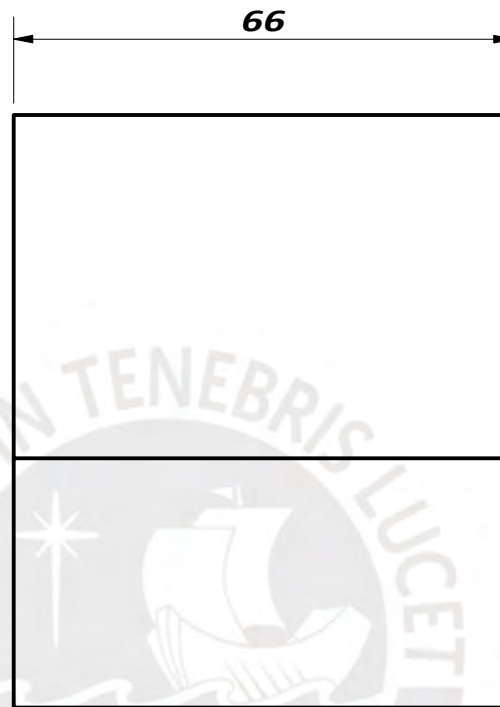
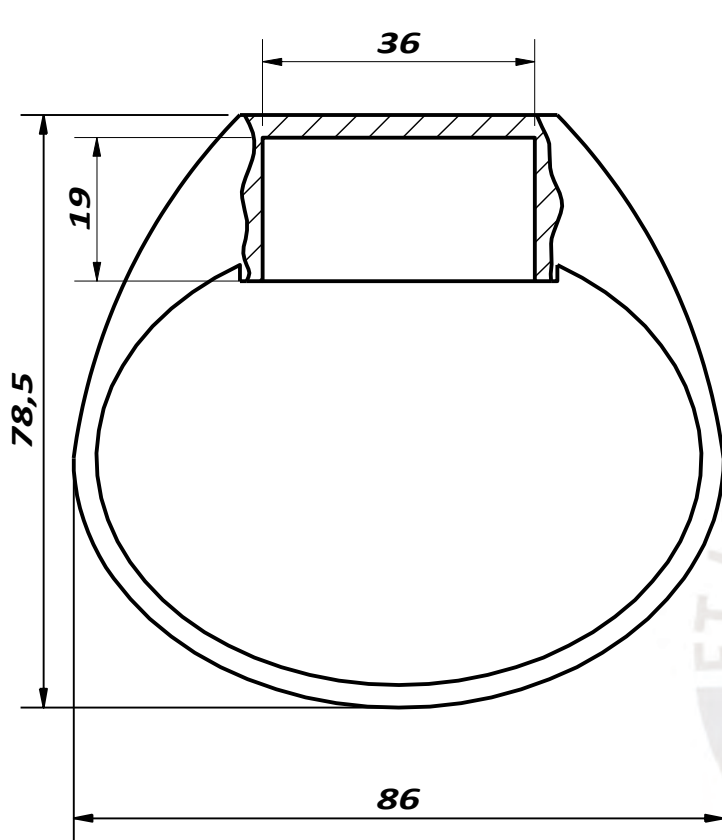
PLANO:  
007.PDE.A4



PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
21	4	TUERCA HEXAGONAL M2.5	DIN 935	5	
20	4	PERNO HEXAGONAL M2.5X12	DIN 933	4.8	
19	1	BATERÍA LP803860			MARCA POLOLU
18	1	REDBOARD ARTEMIS NANO			MARCA SPARKFUN
17	3	ADAFRUIT DRV2605L			MARCA ADAFRUIT
16	3	ADAFRUIT MINI MOTOR DISC			MARCA ADAFRUIT
15	1	DIELÉCTRICO SUPERIOR		Plástico ABS	Ver 012.PDE.A4
14	1	DIELÉCTRICO MEDIO		Plástico ABS	Ver 011.PDE.A4
13	1	DIELÉCTRICO INFERIOR		Plástico ABS	Ver 010.PDE.A4
12	1	CARCASA FLEX ACTUACIÓN		Plástico TPU	Ver 009.PDE.A4

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
 ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	<b>Subsistema de actuación</b>	ESCALA
		<b>2:1</b>
<b>20097190</b>	<b>ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO</b>	FECHA: 2021.11.15
		PLANO: 008.PEN.A3



**NOTA:** Elaboración por impresión 3D,  
se recomienda impresión FDM.

Alt. de capa: 0.10 mm

Densidad: 50%

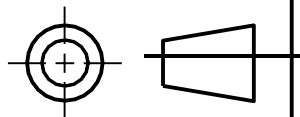
Patrón: Rectilíneo

MATERIAL

**TPU FLEX**

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ESCALA

**1:1**

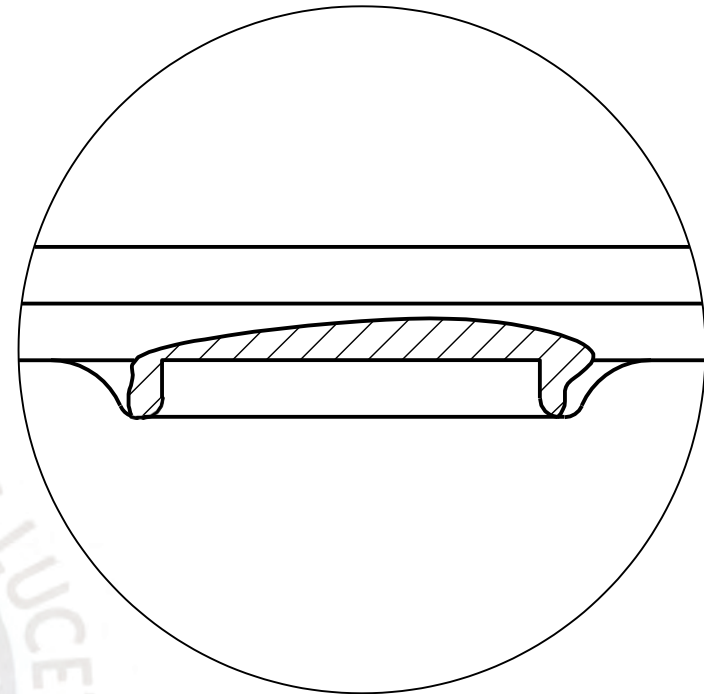
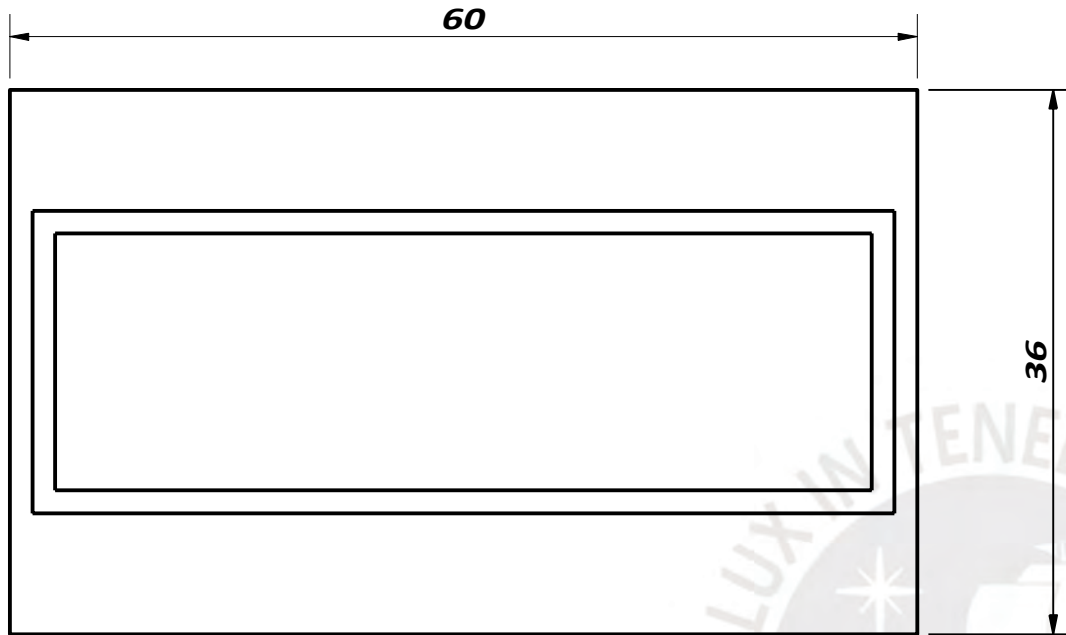
**CARCASA FLEX**  
**ACTUACIÓN**

**20097190**

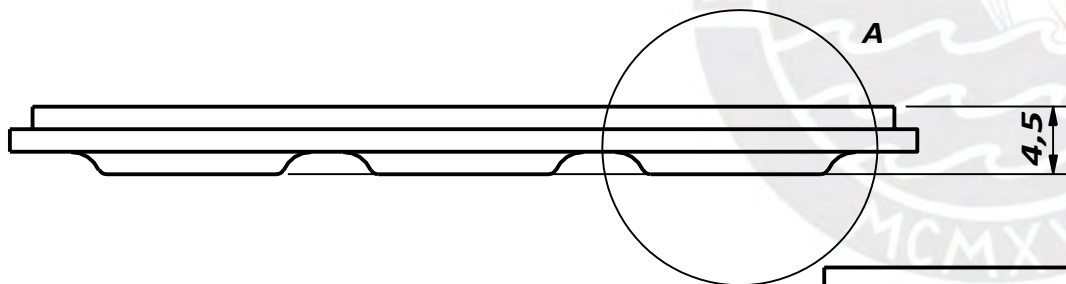
**ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO**

FECHA:  
2021.11.15

PLANO:  
009.PDE.A4



DETALLE A  
ESCALA 5 : 1

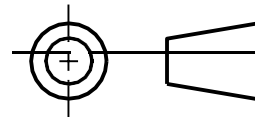


MATERIAL

**ABS**

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
 ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN



**CARCASA INFERIOR**

ESCALA

**2:1**

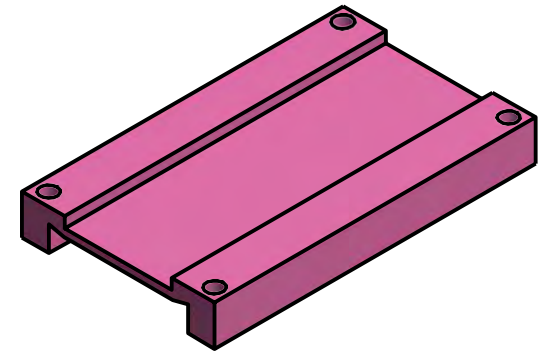
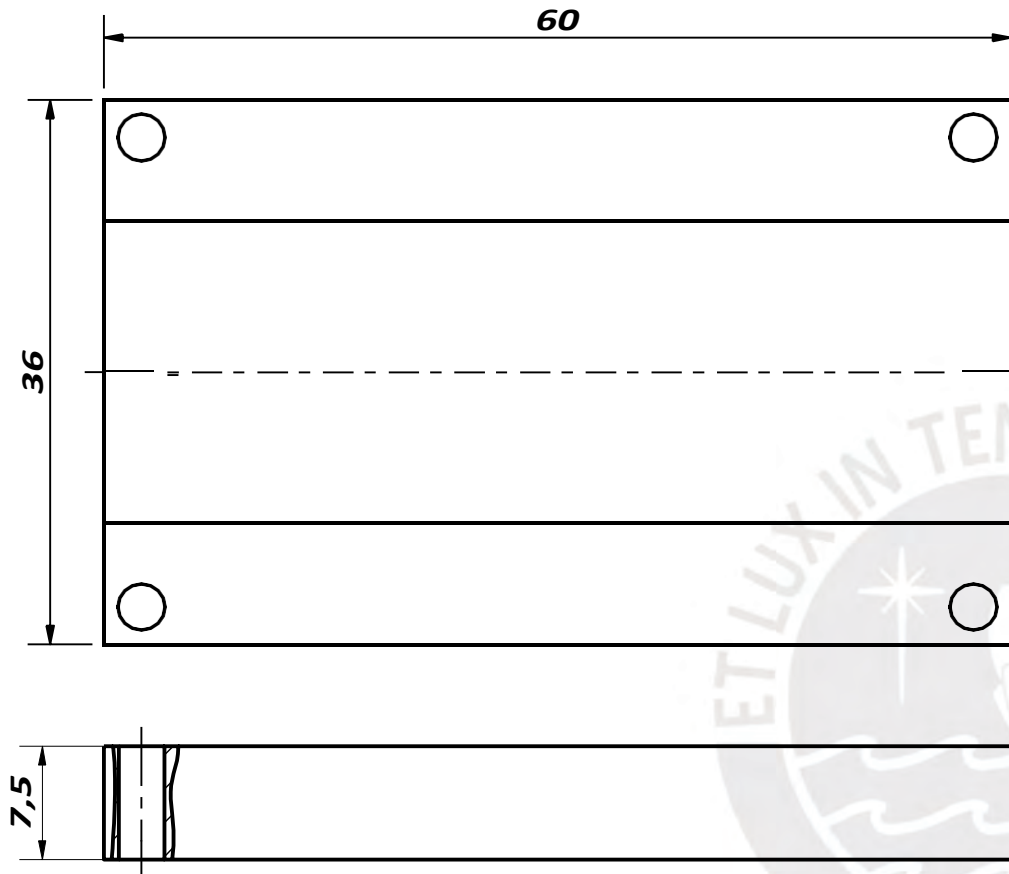
**20097190**

**ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO**

FECHA:  
2021.11.15

PLANO:  
010.PDE.A4

**NOTA:** Elaboración por impresión 3D,  
 se recomienda impresión FDM.  
 Alt. de capa: 0.10 mm  
 Densidad: 50%  
 Patrón: Rectilíneo

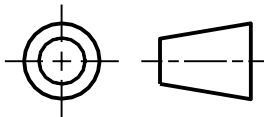


**NOTA:** Elaboración por impresión 3D,  
se recomienda impresión FDM.  
Alt. de capa: 0.10 mm  
Densidad: 50%  
Patrón: Rectilíneo

MATERIAL  
**ABS**

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN



ESCALA

**2:1**

**CARCASA MEDIA**

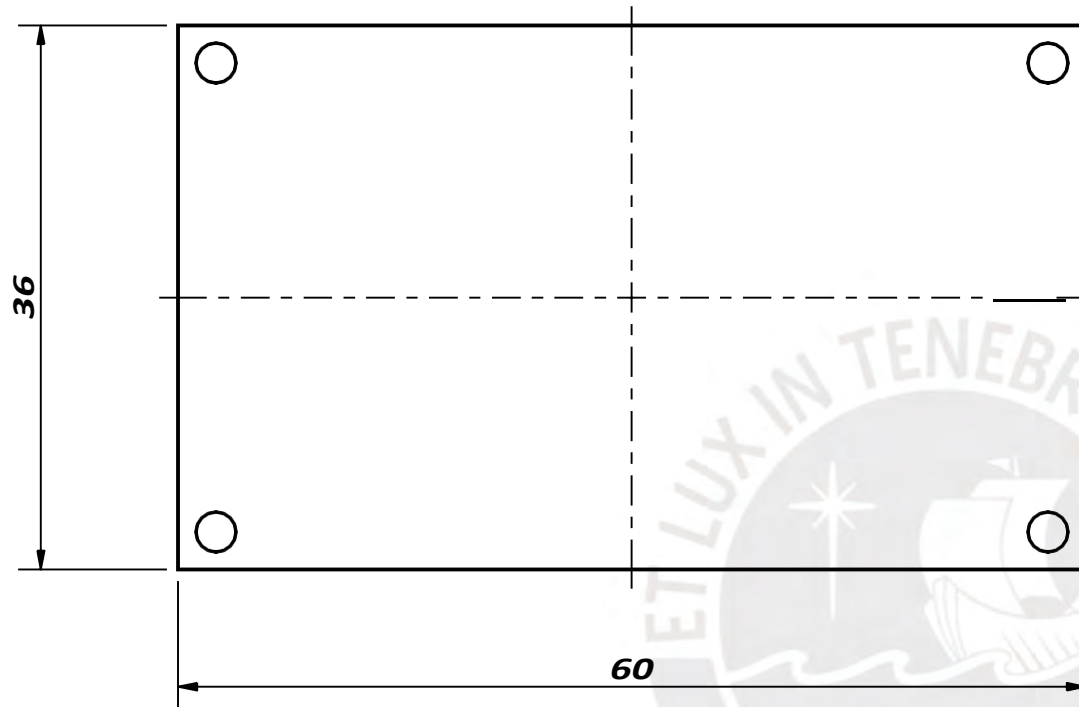
**20097190**

**ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO**

FECHA:  
2021.11.15

PLANO:  
011.PDE.A4





*espesor: 1.5mm*

**NOTA:** *Elaboración por impresión 3D,  
se recomienda impresión FDM.*

*Alt. de capa: 0.10 mm*

*Densidad: 50%*

*Patrón: Rectilíneo*

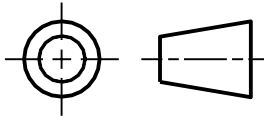
**MATERIAL**

**ABS**

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**MÉTODO DE PROYECCIÓN**



**CARCASA SUPERIOR**

**ESCALA**

**2:1**

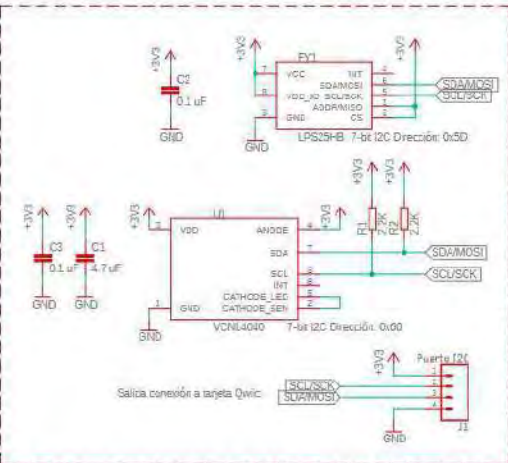
**20097190**

**ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO**

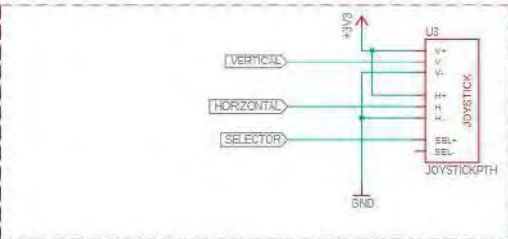
**FECHA:**  
**2021.11.15**

**PLANO:**  
**012.PDE.A4**

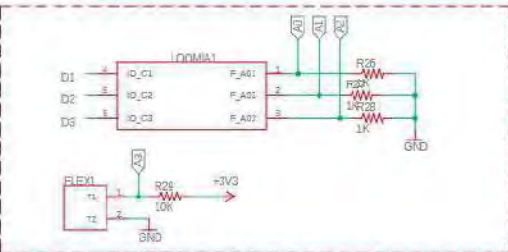
Sensor de fuerza Yema dedos



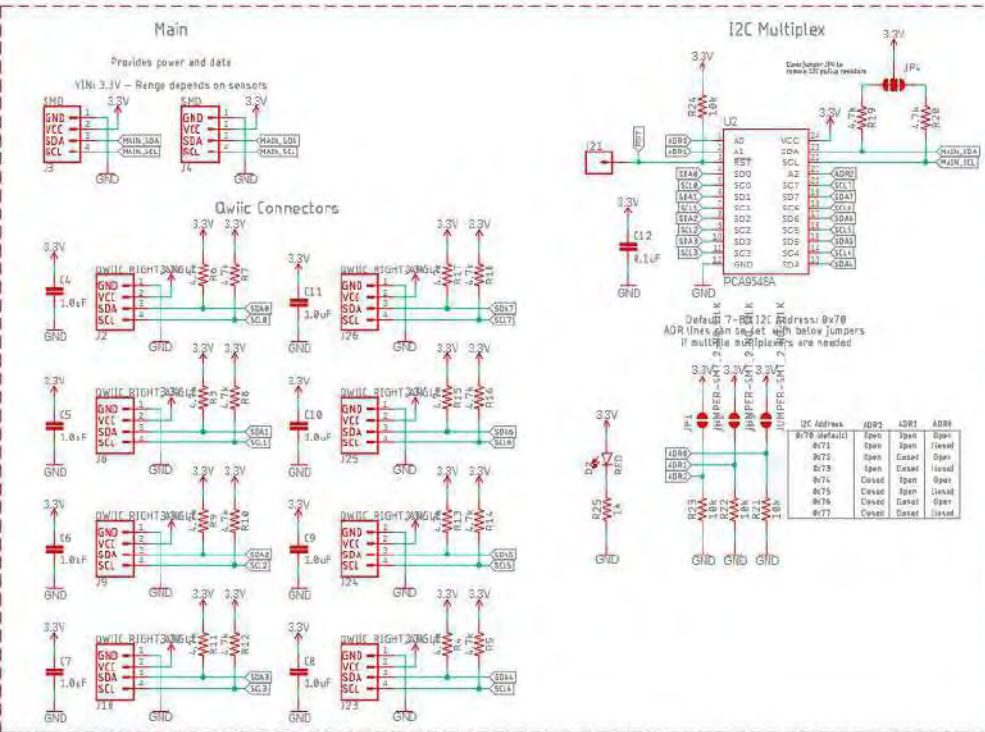
Sensor de desplazamiento



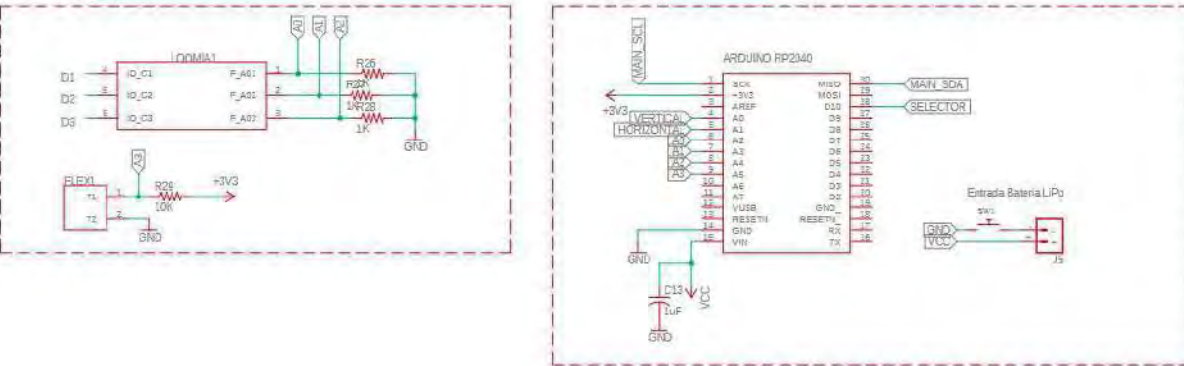
Sensor de fuerza Palma & Flexión



Multiplexor Sensores Fuerza



Microcontrolador & Batería



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA

**PLANO ELECTRÓNICO  
MONITOREO**

20097190

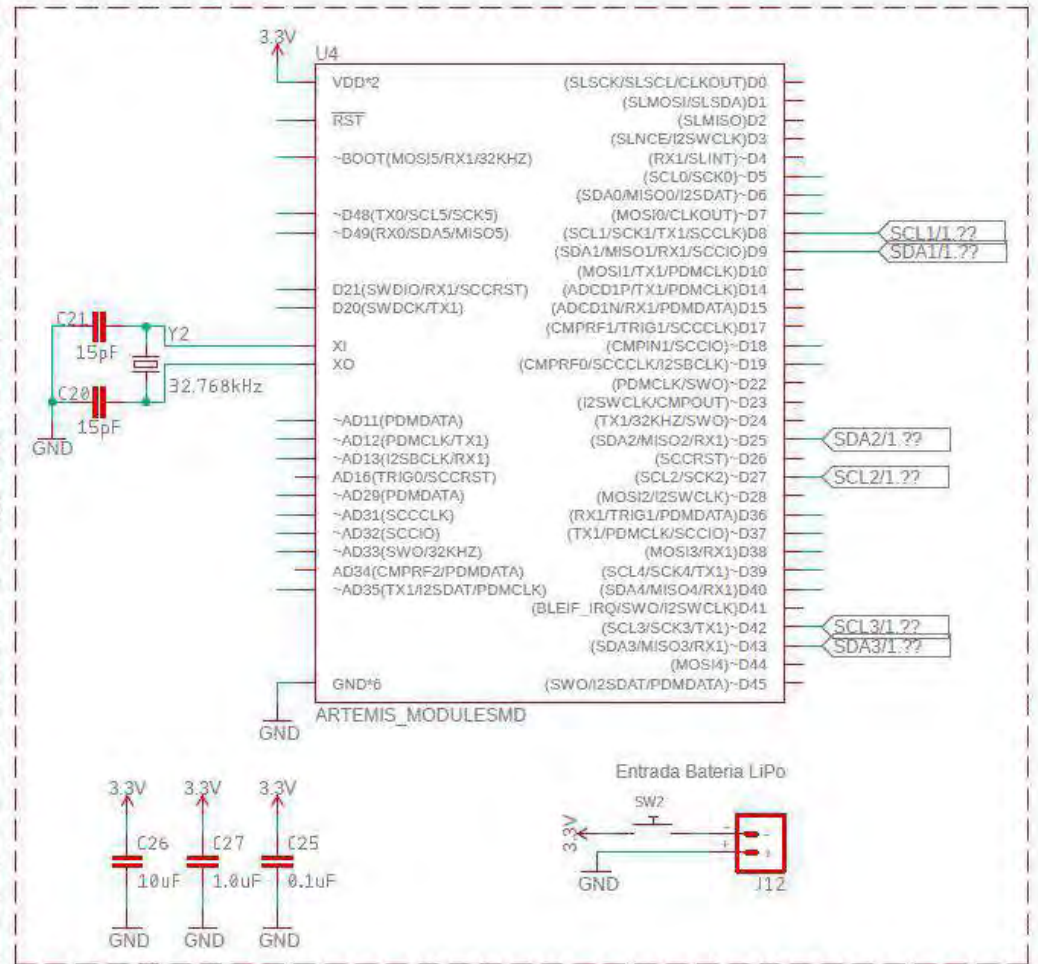
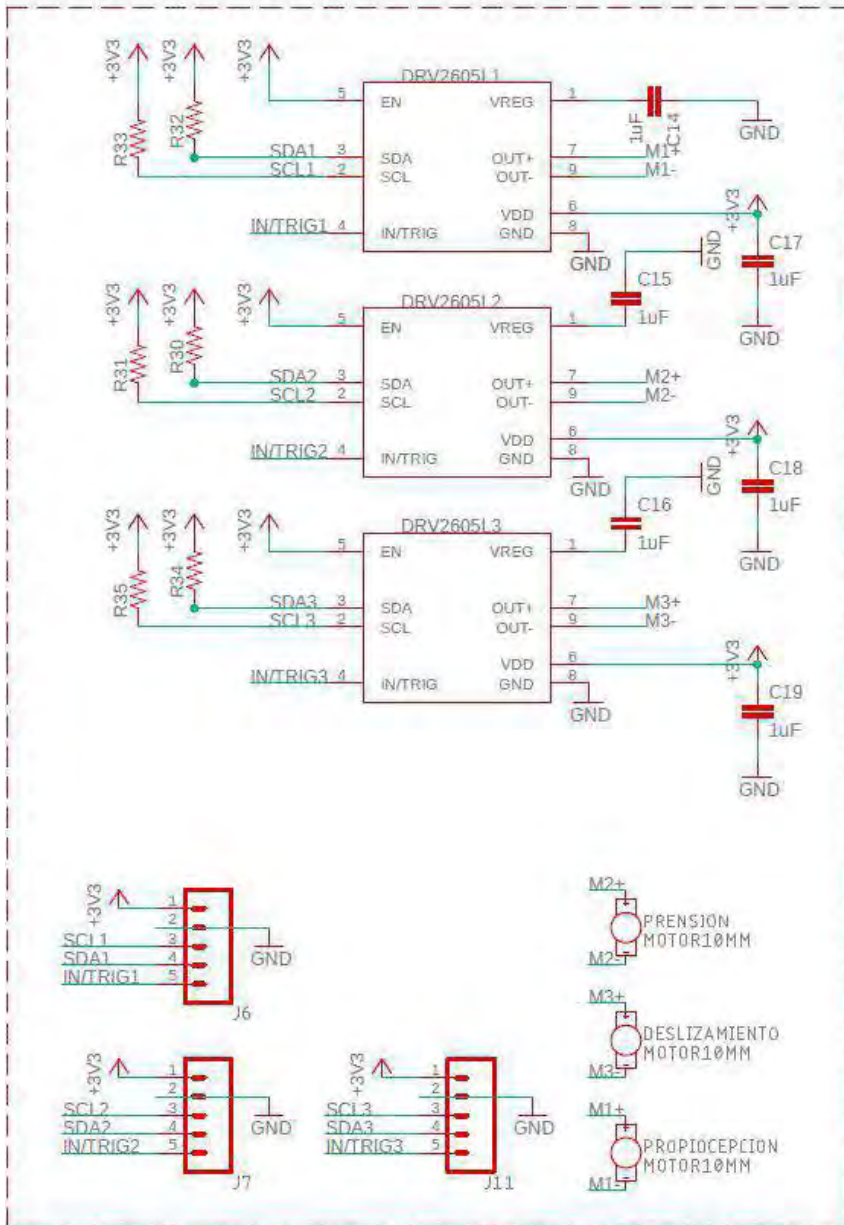
ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO

FECHA:  
2022.11.26

LÁMINA:  
013.PEL.A3

Motovibradores & Tarjetas de acondicionamiento

Microcontrolador  
RedBoard Artemis Nano



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
ESCUELA DE POSGRADO – INGENIERÍA MECATRÓNICA

PLANO ELECTRÓNICO  
ACTUACIÓN

20097190

ROMERO MUÑIZ, ENZO FERNANDO

FECHA:  
2022.11.26

LÁMINA:  
014.PEL.A3