

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Facultad de Ciencias e Ingeniería



**PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN
HÁPTICO PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA
TRANSRADIAL DE MIEMBRO SUPERIOR**

**Tesis para optar por el Título de Ingeniero Mecatrónico, que
presenta el bachiller:**

Enzo Fernando Romero Muñiz

ASESOR: Prof. Dr. Dante Elías Giordano

Lima, octubre del 2018



A mi familia, por su apoyo incondicional
durante todos estos años.



Agradezco a FONDECYT de CONCYTEC quienes han financiado el desarrollo de esta Tesis a través del Fondo de Investigación Básica y Aplicada “Implementación de una prótesis mioeléctrica de miembro superior transradial con control de fuerza y sistema de retroalimentación háptica” con Convenio de Financiamiento 160-2015.

Agradezco al Grupo de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada de la Pontificia Universidad Católica del Perú por su consejo durante este proceso.

RESUMEN

El desarrollo de prótesis de mano ha ido mejorando en los años recientes. Además de las prótesis mecánicas - funcionales , ahora se desarrollan prótesis de tipo mioeléctricas y biónicas.

Sin embargo, los usuarios de prótesis aún presentan dificultades en controlar de manera óptima su prótesis. Ello se debe a que las prótesis mioeléctricas actuales poseen sistemas de control embebido donde las etapas de sensado y actuación ocurren ajenas a la participación del usuario, siendo propias de la prótesis. De manera que el usuario no opera su prótesis con la destreza que debiera pues no existe un sistema de retroalimentación háptico que le permita notar la cantidad de fuerza que se encuentra aplicando, o detectar si el objeto que está sujetando se está deslizando.

En este contexto, la presente tesis desarrolla el diseño de un sistema de retroalimentación háptico para una prótesis mioeléctrica transradial de miembro superior que permita al usuario obtener la sensación de fuerza y deslizamiento para así controlar con mayor destreza su prótesis de mano.

En el presente documento se describe el sistema mecatrónico diseñado. El sistema cuenta con tres unidades mecanotáctiles para la transmisión de sensación de fuerza, y una unidad vibrotáctil para transmitir la sensación de deslizamiento. El dispositivo completo es diseñado para ir colocado en el antebrazo del usuario de prótesis de mano.

Con el fin de validar el diseño de la estructura, se realiza una simulación por elementos finitos y se prueba el funcionamiento del sensor de fuerza, así como de la unidad vibrotáctil sobre personas.

Con los resultados satisfactorios obtenidos, se puede concluir que se consigue un diseño de sistema de retroalimentación háptico para prótesis mioeléctrica transradial capaz de transmitir al usuario las sensaciones de fuerza y deslizamiento con un Costo de diseño de S/ 10 800; y un Costo de fabricación de S/ 2281,70.

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO

Título : DISEÑO DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN HÁPTICO PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL DE MIEMBRO SUPERIOR

Asesor : Dr. Dante Angel Elias Giordano

Alumno : Enzo Fernando Romero Muñiz

Código : 20097190

Tema N° : # 138

Fecha : 20 de junio de 2016



Descripción y Objetivos

El desarrollo de prótesis de mano ha ido mejorando consecutivamente en los años recientes. Además de las prótesis mecánicas – funcionales, ahora se desarrollan prótesis mioeléctricas y biónicas. Sin embargo, a pesar de los avances conseguidos, los usuarios aún presentan dificultades en controlar de manera óptima su prótesis. Esto se debe a que las prótesis actuales poseen sistemas de control embebidos ajenos a la participación del usuario. En ese sentido, el usuario no opera su prótesis con la destreza que debiera pues no existe un sistema de retroalimentación háptico que les haga notar, de manera efectiva, la cantidad de fuerza que están aplicando o si el objeto que sujetan está deslizando.

Por lo tanto se propone diseñar un sistema de retroalimentación háptico no invasivo para desarrollar una prótesis mioeléctrica transradial de miembro superior, y que permita al usuario obtener la sensación de fuerza y deslizamiento para así controlar con mayor destreza su prótesis de mano.

Esta propuesta contempla una revisión del estado del arte de los sistemas de retroalimentación háptica, la elaboración de los requerimientos del diseño y la propuesta de un diseño mecatrónico que aborde los sistemas mecánico, electrónico y de control. La propuesta de diseño que se desarrolle será validada mediante simulación computacional. Asimismo se elaboran los planos para la fabricación de la prótesis, así como la estimación de los costos de diseño y de fabricación de una prótesis.

Máximo: 100 páginas

Enrika J. Madrid R.



ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
ÍNDICE DE TABLAS	iii
ÍNDICE DE FIGURAS	iv
LISTA DE SÍMBOLOS	vi
INTRODUCCIÓN	1
I. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	3
1.1 Fisiología del brazo	3
1.1.1 Antebrazo	3
1.1.2 Muñeca	4
1.1.3 Mano	4
1.2 Fisiología en amputados de brazo	7
1.2.1 Sistema sensorial somático	7
1.2.2 Amputación	8
1.2.2.1 Niveles de amputación	8
1.2.2.2 Dolor de mano fantasma en amputados	9
1.2.2.3 Redirección de sensaciones de la prótesis al muñón	9
1.3 Antecedentes Patentes	11
1.3.1 Controladores basados en electromiografía EMG	11
1.3.2 Dispositivo electrónico portátil	12
1.4 Antecedentes Académicos	12
1.4.1 Redireccionamiento artificial de sensaciones	12
1.4.2 Sistema háptico para miembro inferior	13
1.4.3 Diseño y evaluación de un sistema háptico de bajo costo	14
1.4.4 Utilización de retroalimentación háptica para fuerza de agarre	14
1.4.5 Investigación de rotación de la piel para retroalimentación	15
1.4.6 Rice Haptic Rocker	16
1.4.7 Diseño y percepción de un dispositivo háptico portátil	17
1.4.8 Comparación de Antecedentes	17
1.5 Sensores y Actuadores	19
1.5.1 Myo Armband	19
1.5.2 Sensores piezoresistivos	20
1.5.3 Actuadores resonantes lineales	21
II. DISEÑO CONCEPTUAL	22
2.1 Requerimientos del sistema	22
2.2 Estructura de funciones	28
2.3 Diagrama de funciones	29
2.4 Concepto de Solución	31

III.	INGENIERÍA DE DETALLE DEL SISTEMA MECATRÓNICO	33
3.1	Diseño mecánico	33
3.1.1	Unidad mecanotáctil	34
3.1.1.1	Selección de servomotor	34
3.1.1.2	Comportamiento mecánico de la piel	37
3.1.2	Carcasa principal	39
3.1.3	Carcasa superior	40
3.2	Sistema de control	41
3.2.1	Dispositivos electrónicos para el sistema de control	41
3.2.1.1	Unidad vibrotáctil	41
3.2.1.2	Transistor de la unidad vibrotáctil	42
3.2.1.3	Tarjeta microcontrolador	43
3.2.1.4	Sensores de fuerza en dedos de prótesis	45
3.2.1.5	Sensor de deslizamiento en pulgar	45
3.2.2	Algoritmo y lógica de control	47
3.2.2.1	Programa principal	48
3.2.2.2	Fuerza en los dedos	49
3.2.2.3	Activar unidades mecanotáctiles	52
3.2.2.4	Activar unidad vibrotáctil	52
3.2.2.5	Consumo de corriente	53
IV.	EXPERIMENTOS Y RESULTADOS	55
4.1	Simulaciones	55
4.1.1	Resultados del análisis de esfuerzos en carcasa principal	57
4.1.2	Resultados de análisis de esfuerzos en el <i>plunger</i>	59
4.2	Experimentos	61
4.2.1	Pruebas del sensor de fuerza	61
4.2.2	Pruebas del actuador resonante lineal	64
V.	PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS	67
5.1	Planos	67
5.2	Estimación de costos	67
	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	70
	CONCLUSIONES	71
	REFERENCIAS	73
	ANEXOS	78

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Características de Wearable EMG	11
Tabla 1.2 Características del dispositivo electrónico portátil Samsung	12
Tabla 1.3 Comparación de antecedentes	23
Tabla 1.4 Características de <i>Myo armband</i>	19
Tabla 1.5 Características del actuador resonante lineal C08-001	21
Tabla 2.1 Resumen de los requerimientos del dispositivo	27
Tabla 3.1 Fuerzas máximas en los dedos de la mano	35
Tabla 3.2 Torque de los servomotores	35
Tabla 3.3 Servomotores tentativos	35
Tabla 3.4 Velocidad de giro con carga de los servomotores	36
Tabla 3.5 Consumo de corriente y potencia en servomotor	36
Tabla 3.6 Comparación de actuadores lineales	42
Tabla 3.7 Comparación de tarjetas microcontrolador	43
Tabla 3.8 Costos de fabricación: opción implementación soporte	44
Tabla 3.9 Costos de fabricación: opción Arduino Lilypad	44
Tabla 3.10 Comparación de sensores de fuerza	45
Tabla 3.11 Comparación de sensores de deslizamiento	46
Tabla 3.12 Relación profundidad - indentación - ang. servomotor - Fza. sensada ..	50
Tabla 3.13 Relación Fuerza sensada - Ángulo servomotor	51
Tabla 4.1 Fuerzas externas sobre la carcasa principal	56
Tabla 4.2 Masas y pesos contemplados para la prueba de calibración	62
Tabla 4.3 Valores del sensor de fuerza obtenidos	63
Tabla 5.1 Relación de planos	68
Tabla 5.2 Costo de fabricación del sistema de control	68
Tabla 5.3 Costo de fabricación del sistema mecánico	68
Tabla 5.4 Estimación del costo del dispositivo	69

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pag.
Figura 1.1 Huesos y movimientos del antebrazo	3
Figura 1.2 Movimientos de la muñeca	4
Figura 1.3 Vista anterior de la mano	5
Figura 1.4 Movimiento de los dedos	5
Figura 1.5 Músculos flexores de los dedos	6
Figura 1.6 Sistema sensorial somático	7
Figura 1.7 Representación gráfica del Wearable EMG	11
Figura 1.8 Representación gráfica del dispositivo portátil Samsung	12
Figura 1.9 Representación gráfica del experimento Antfolk	13
Figura 1.10 Configuración experimental de la investigación	13
Figura 1.11 Prueba experimental sensores de fuerza piezo-resistivos	14
Figura 1.12 Prueba experimental investigación Jiang	14
Figura 1.13 Componentes del sistema háptico Wheeler	15
Figura 1.14 Pruebas del dispositivo “Rice Haptic Rocker”	16
Figura 1.15 Dispositivo háptico Erwin	17
Figura 1.16 <i>Myo Armband</i>	19
Figura 1.17 Arreglo de sensores piezoresistivos Teskscan	20
Figura 1.18 Actuador resonante lineal C08-001	21
Figura 2.1 Estructura de funciones de un sistema mecatrónico	28
Figura 2.2 Diagrama de funciones	30
Figura 2.3 Unidad mecanotáctil del sistema de retroalimentación.....	32
Figura 2.4 Propuesta de solución	32
Figura 3.1 Sistema de retroalimentación diseñado	33
Figura 3.2 Unidad mecanotáctil	34
Figura 3.3 Servomotor Turnigy TGY-210DMH	36
Figura 3.4 Sistema de indentación y posicionamiento del brazo del usuario	37
Figura 3.5 Estimulación del Módulo de Young en la piel	38
Figura 3.6 Carcasa principal	39
Figura 3.7 Vista inferior carcasa superior	40

Figura 3.8 Vista inferior dispositivo de sistema de retroalimentación	40
Figura 3.9 Esquema general de conexiones	41
Figura 3.10 Actuador resonante lineal C08-001	42
Figura 3.11 MOSFET tipo N Fairchild FQP30N06L	43
Figura 3.12 Arduino Lilypad USB	43
Figura 3.13 Sensores de deslizamiento	46
Figura 3.14 Comportamiento de la salida de voltaje del sensor deslizamiento	47
Figura 3.15 Diagrama de flujo programa principal	48
Figura 3.16 Diagrama de flujo subrutina de sensado-actuación unidad mec.	49
Figura 3.17 Relación geométrica según radio de giro de un servomotor	50
Figura 3.18 Ecuación de comportamiento lineal Fuerza - Ángulo	51
Figura 3.19 Diagrama de flujo de la subrutina de activación de unidades mec.	52
Figura 3.20 Diagrama de flujo subrutina de activación de la unidad vibro.	53
Figura 3.21 Prótesis de mano en impresión 3D desarrollada en PUCP	54
Figura 3.22 Consumo de energía de los componentes del disp. háptico	54
Figura 4.1 Mallado y fuerzas para el análisis de esfuerzos en la carcasa prin.	56
Figura 4.2 Mallado y fuerzas para el análisis de esfuerzos en <i>plunger</i>	57
Figura 4.3 Esfuerzos de Von Mises en la carcasa principal	57
Figura 4.4 Desplazamientos y deformaciones en la carcasa principal	58
Figura 4.5 Factores de seguridad en carcasa principal	58
Figura 4.6 Esfuerzo de Von Mises en el <i>plunger</i>	59
Figura 4.7 Desplazamientos y deformaciones en el <i>plunger</i>	59
Figura 4.8 Factores de seguridad en el <i>plunger</i>	60
Figura 4.9 Diseño electrónico en la tarjeta OPAM	61
Figura 4.10 Tarjeta OPAM implementada	61
Figura 4.11 Estructura en impresión 3D para la colocación de pesas	62
Figura 4.12 Lectura de voltaje en salida tarjeta OPAM	63
Figura 4.13 Gráfica valor sensor - fuerza (N)	64
Figura 4.14 Tarjeta driver de motor DRV 2605	64
Figura 4.15 Pruebas realizadas sobre usuario con amputación	65
Figura 4.16 Resultados pregunta “¿Siente la vibración sobre el antebrazo?”	66

Figura 4.17 Resultados pregunta “Incomodidad de la vibración”	66
Figura 4.18 Resultados pregunta “Preferencia por intensidad de vibración”	66
Figura 5.1 Estructura de los costos directos	69

LISTA DE SÍMBOLOS

- T_m : Torque motor [N.mm]
 F_c : Fuerza de carga [N]
 r_c : Distancia carga eje [mm]
 P : Potencia [W]
 ω : Velocidad de giro de motor [rad/s]
 V : Voltaje servomotor [V]
 I : Corriente consumo servomotor [mA]
 θ : Ángulo giro servomotor [grados]
 h : Profundidad de indentación [mm]

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de prótesis de mano para personas con malformación congénita o amputación traumática ha ido mejorando consecutivamente en los años recientes [Dosen, 2015]. Además de las prótesis estéticas no funcionales, mecánicas y mecánicas-funcionales, ahora se desarrollan prótesis de tipo mioeléctricas y biónicas. Así, estas prótesis modernas - tanto en el terreno comercial como en el de la investigación - cuentan con los siguientes factores: i) Incorporación de estímulos mediante la lectura de las señales electromiográficas¹ (sEMG) [Castellini, 2009] , ii) La capacidad del movimiento de los dedos y muñeca por medio de servomotores [Xu, 2016], iii) así como la presencia de sensores de fuerza, presión y temperatura [Saudabayev, 2015]. Así, prótesis comerciales como *Michelangelo* de Ottobock o *iLimb* de Touch Bionics, presentan un avanzado desarrollo en estos factores.

Sin embargo, de acuerdo a un estudio hecho el año 2007, se reveló en una encuesta realizada a usuarios de prótesis mioeléctricas que un 62% de los encuestados no sentían que la prótesis era una extensión natural suya [Pylatiuk, 2007] . Ello se debe a que las prótesis mioeléctricas comerciales actuales poseen sistemas de control embebidos, esto significa que tanto las etapas de sensado y actuación ocurren ajenas al usuario siendo propias de la prótesis. En ese sentido, los usuarios no operan su prótesis de mano con la destreza que debieran pues no existe un sistema de retroalimentación que les haga notar, de manera efectiva, la cantidad de fuerza que se encuentran aplicando, o a la temperatura a la que se encuentra el objeto o superficie con la que estén en contacto.

Así, la siguiente tesis es planteada con el objetivo de diseñar un sistema de retroalimentación háptica no invasiva empleando actuadores mecanotáctiles y vibrotáctiles sobre el muñón del usuario de prótesis mioeléctrica.

¹ Es una técnica para evaluar la actividad eléctrica producida por los músculos.

El sistema de retroalimentación requiere la información proveniente de los sensores ubicados en los dedos de la prótesis mioeléctrica. Por este motivo, la selección de estos es contemplada en el trabajo de tesis presentado. El dispositivo está diseñado para funcionar en conjunto con cualquier prótesis mioeléctrica con los dedos protésicos a disposición para colocar los sensores de fuerza y el sensor de desplazamiento.

La metodología de trabajo comprenderá dos etapas: i) diseño, y ii) Pruebas. En la etapa de diseño se propone el uso de la norma VDI2206², ésta contempla: comprensión del problema, generación de conceptos de solución, elaboración de proyecto y elaboración de detalles. Concluido el diseño, se prosigue con la etapa de pruebas. Durante esta etapa, el diseño será validado a través de simulaciones por el Método de Elementos Finitos, así como experimentos sobre los sensores y actuadores a emplear.

Al término de la tesis, éste será el primer sistema de retroalimentación háptico para prótesis diseñado en el país. Se espera que el empleo de este sistema mejore la funcionalidad y destreza del usuario ya que, al contar con retroalimentación, ésta le permitirá reconocer sensaciones asociadas al tacto, consiguiendo así una mayor capacidad de pertenencia sobre la prótesis mioeléctrica de mano.

La presente tesis se encuentra estructurada de la siguiente manera. Primero se presentarán los antecedentes y estado del arte de los sistemas de retroalimentación háptica. luego se describirá el diseño conceptual, este capítulo contempla la problemática así como el diseño óptimo del sistema. En el tercer capítulo se desarrollarán la ingeniería de detalle del sistema mecatrónico que comprende a los sistemas mecánico, electrónico y de control. En el cuarto capítulo se muestran las simulaciones computacionales para el análisis de esfuerzos por elementos finitos, así como los experimentos realizados. En el capítulo cinco, se listan los planos del sistema de retroalimentación así como la estimación de costos de la tesis. Finalmente las observaciones y conclusiones son presentadas.

² Metodología alemana de diseño de sistemas mecatrónicos.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En el siguiente capítulo se presentará el estudio realizado sobre el Estado del Arte en sistemas de retroalimentación háptica presentes en el sector académico, así como en el comercial. De esta manera, será presentada primero, a manera de antecedente, la fisiología asociada a la amputación de miembros superiores. Posteriormente, se presentarán las distintas clases de sistemas de retroalimentación existentes. Finalmente, se presentarán las últimas tecnologías desarrolladas en materia de sensores y actuadores para prótesis y sistemas de retroalimentación.

1.1. Fisiología del brazo

Se describe el comportamiento anatómico y los tipos de movimiento realizados por el antebrazo, la muñeca y mano.

1.1.1 Antebrazo

El antebrazo es importante para la anatomía y fisiología de la mano ya que en él se encuentran varios músculos que tienen efecto directo en los movimientos de la muñeca y mano. En el antebrazo, el codo se define como la articulación del extremo distal del húmero y el extremo proximal del radio y cúbito (articulación radiocubital proximal).

Los movimientos característicos de la articulación del codo son la flexión - ejecutada por los músculos braquial y bíceps braquial - y la extensión, que se realiza a través de los tríceps. Movimientos que se ejecutan en el plano sagital. Ver Figura 1.1.



Figura 1.1 Huesos y movimientos del antebrazo [Drake, 2015]

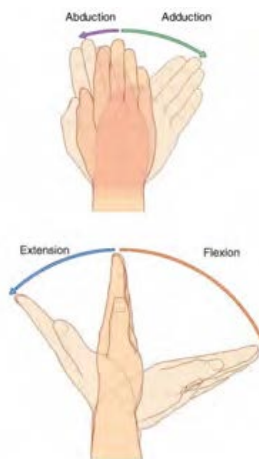


Figura 1.2 Movimientos de la muñeca [Drake, 2015]

1.1.2 Muñeca

Contrario a lo que se suele creer, la posición anatómicamente correcta de la muñeca no está en el extremo distal³ del antebrazo, sino que se encuentra en la palma de la mano, bajo los músculos de la base del pulgar y del meñique. La muñeca es capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión en el plano sagital, mientras que en el plano coronal realiza los movimientos de abducción (o desviación radial) y aducción (o desviación cubital). Ver Figura 1.2.

1.1.3 Mano

Los metacarpianos de la palma de la mano se articulan con un falange proximal cada una, y estos a la vez con los siguientes falanges.

Los dedos meñique, anular, medio y pulgar cuentan con tres falanges, es decir, con tres articulaciones móviles: la articulación metacarpofalángica (MP), que une a los metacarpianos con la falange proximal; la articulación interfalángica proximal (PIP, por sus siglas en inglés), que une la falange proximal con la media; y la articulación interfalángica distal (DIP), que une la falange media con la distal.

En el caso del pulgar, este solo cuenta con dos falanges (proximal y distal), articulados en MP y una articulación interfalángica (IP). Ver Figura 1.3.

³ Extremo más alejado del codo y más cercano a la mano.

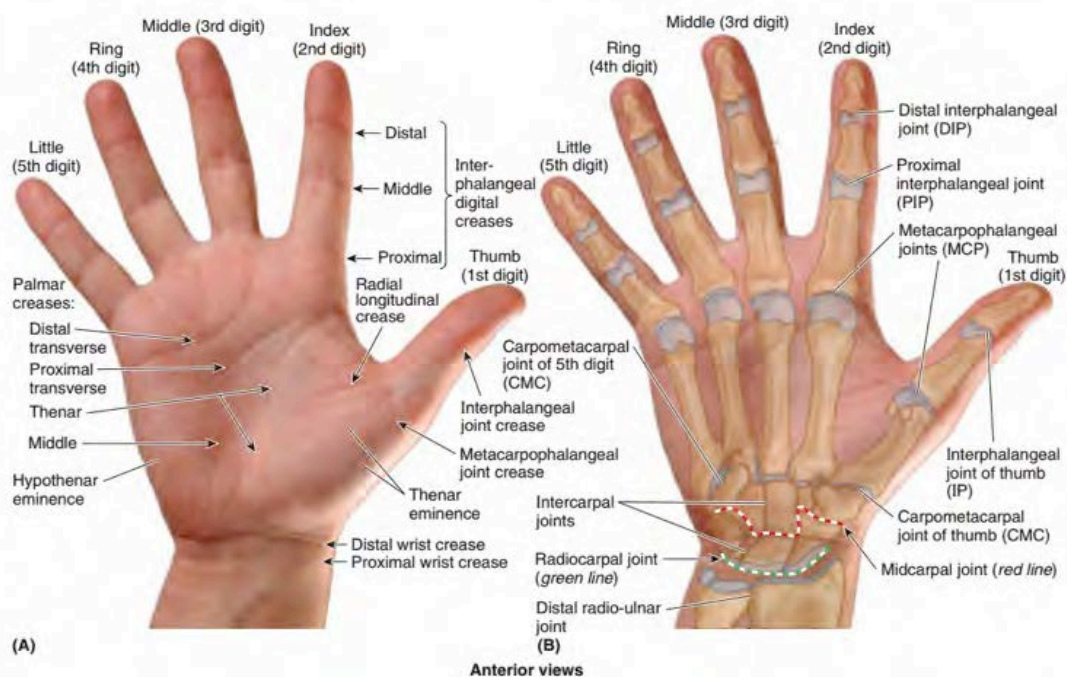


Figura 1.3 Vista anterior de la mano. (A) Secciones y dígitos de la mano. (B) Huesos y articulaciones [Drake, 2015]

Las articulaciones metacarpofalángicas poseen dos movimientos: flexión-extensión de los dedos en el plano sagital, y abducción-aducción, la cual consiste en separar los dedos del eje contenido en el plano coronal que pasa axialmente por el dedo medio. Las articulaciones interfalángicas tienen una función más limitada, con movimiento de bisagra que les permite realizar flexión y extensión de las falanges media y distal. Ver Figura 1.4.

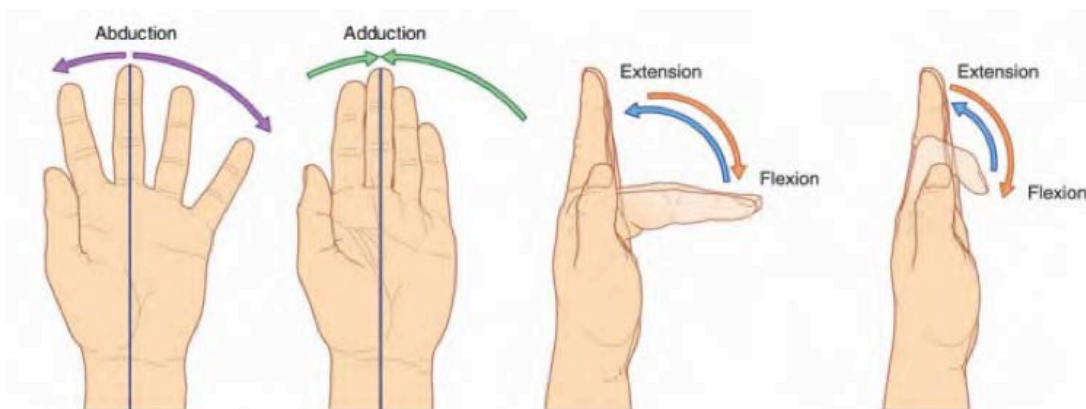


Figura 1.4 Movimientos de los dedos meñique,anular,medio e índice [Drake, 2015]

Los músculos principales involucrados en los movimientos de los dedos se encuentran en el antebrazo y dentro de la misma palma. Los músculos que empiezan en el antebrazo y terminan en la mano son denominados extrínsecos, mientras que los que empiezan y terminan en la palma son los músculos intrínsecos de la mano. Ver Figura 1.5.

Los tendones de los músculos *flexor digitorum superficialis* (FDS), *flexor digitorum profundus* (FDP) y *flexor pollicis longus* (FPL) que provienen del antebrazo ingresan a la palma a través del túnel carpiano. Los tendones tienden a actuar sobre todas las articulaciones que cruzan, teniendo su mayor influencia en la más distal. Así, el músculo FDS flexiona todas las articulaciones en su trayecto (carpal, MP, PIP), pero donde ejerce mayores fuerzas en PIP. Análogamente, el músculo FDP flexiona la muñeca, MP, PIP y DIP, con un mayor efecto en DIP.

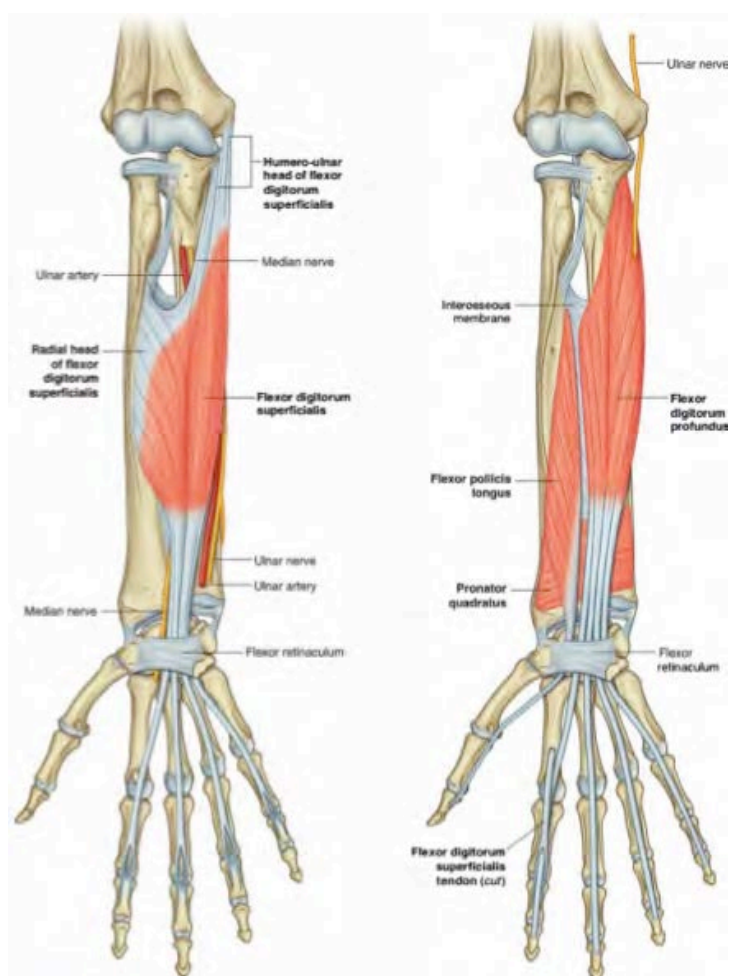


Figura 1.5 Músculos flexores de los dedos [Drake, 2015]

1.2. Fisiología en amputados de brazo

A continuación se presentan los antecedentes asociados con la pérdida de sensación táctil por la falta de mano en amputados por malformación congénita o traumática.

1.2.1 Sistema sensorial somático

El sistema sensorial somático permite a nuestros cuerpos experimentar sensaciones por medio de la piel. Éste es sensible a todo tipo de estímulos, para el caso particular del tacto en la mano, está asociado a la presión de objetos contra la piel, temperatura, posición de partes del cuerpo y dolor [Ledesma, 2011].

El sistema sensorial somático presenta cuatro tipo de receptores para realizar esta tarea: mecanorreceptores, termorreceptores, receptores de dolor y propioceptores. Entre los que más se encuentran en el cuerpo son los mecanorreceptores. Estos actúan cuando existe contacto con la piel, son sensibles a la deformación física.

Los mecanorreceptores proporcionan al Sistema Nervioso Central información de tacto, vibración, presión y tensión de la piel [Mas,2007]. Ver Figura 1.6.

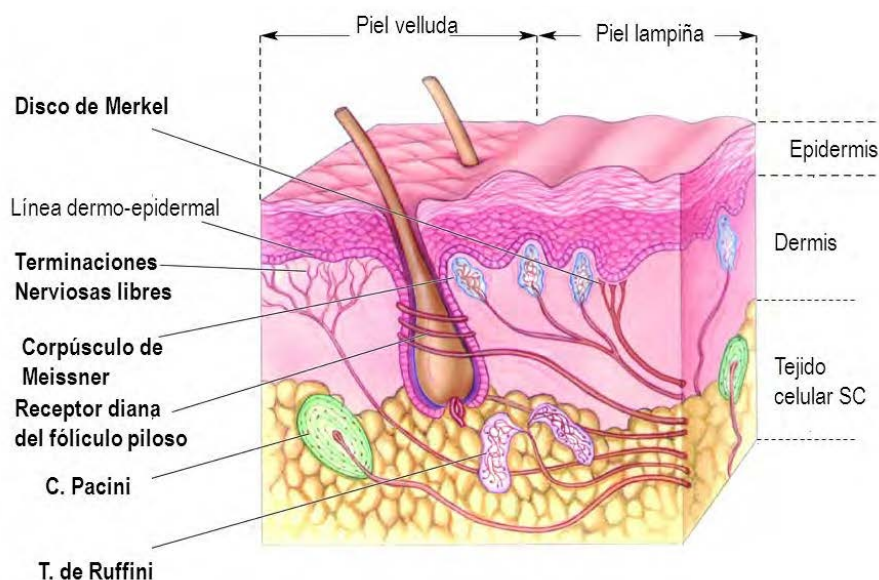


Figura 1.6 Sistema sensorial somático [Mas, 2007]

1.2.2 Amputación

Amputación es la ausencia de una parte o toda la extremidad, de causa traumática o no traumática. Esta deficiencia anatómica se acompaña de disminución de la capacidad funcional de la persona alterando su rol en la sociedad y además del indudable impacto psicológico, personal y familiar [Farro, 2012].

1.2.2.1 Niveles de amputación

Los niveles son los lugares de amputación con el fin de obtener un muñón útil para la colocación de una prótesis. El nivel de amputación tiene que ser lo más distal posible ya que la función de los muñones de amputación se reduce de forma progresiva al subir el nivel de la amputación. [Mendoza, 2000].

La mano es de manera incuestionable el segmento más importante de la extremidad superior. A continuación se revisan las amputaciones del miembro inferior en sentido distal – proximal.

- Amputación de los dedos: la retención de un dedo anestésico o parte del mismo en las mismas condiciones, frío y tieso, no sirve de nada al paciente. En general, el nivel de amputación viene determinado por el nivel de la lesión.
- Amputación de la muñeca: la amputación de la muñeca puede ser transcarpiana⁴, ó puede ser desarticulado de muñeca. En esta amputación no se modifica la articulación radiocubital, por lo que se conserva la pronación y la supinación.
- Amputaciones del antebrazo (Transradial): En caso de que la articulación de la muñeca este muy afectada, es menos probable que curen bien el muñón en la zona del tercio distal con respecto al tercio proximal, debido a que la piel distal suele ser más delgada, tiene menos tejido subcutáneo y hay estructuras poco vascularizadas⁵.

⁴ Amputación que atraviesa el hueso carpo.

⁵ Riego de los vasos sanguíneos en un tejido o región del organismo

1.2.2.2 Dolor de mano fantasma en amputados

La mayoría de amputados sufre de dolor (*phantom limb pain PLP*) en la sección amputada. En muchos de los casos se desarrolla a días de la amputación y puede durar por años [Ephraim, 2005].

Lo que sucede cuando la persona es sometida a cirugía tras padecer una amputación de tipo traumático, son juntados los restos de la extremidad cuidadosamente y cocidos en un muñón. Al realizar este proceso, las terminales nerviosas y los receptores se agrupan en una sola maraña. Así, cuando un usuario amputado es tocado en ciertas superficies del muñón, es capaz de indicar si corresponde a una sensación de tacto sobre el dedo mismo, o cierta parte de la palma de la mano que perdió [Dietrich, 2012].

1.2.2.3 Redirección de sensaciones de la prótesis al muñón

La retroalimentación sensorial táctil se debe a la estimulación y activación de los mecanorreceptores en la piel y es crucial para el control motor [Antfolk, 2013]. Esta situación es fácilmente reconocible cuando se estudia la mano: incluso las tareas más simples de manipulación, requieren un sofisticado control por largas áreas del cerebro. Así, debido a que se trata de una tarea tan compleja, nos toma a las personas aprender a usar nuestro sistema sensorial somático entre 8 a 10 años [Forsberg, 1991].

La retroalimentación sensorial es tan importante que su ausencia en ciertas áreas del cuerpo puede llevar al usuario a pensar que carece de dicha extremidad o región [Sacks, 1998].

El caso de los amputados es distinto. Aquella persona que ha perdido una extremidad, ha perdido tanto la capacidad motora así como la retroalimentación sensorial de la misma. En las prótesis comerciales más modernas, cierto grado de destreza es recuperado debido al uso de componentes electrónicos y un lazo cerrado de control sobre la prótesis. Sin embargo, la retroalimentación no es provista

intencionalmente al amputado. Los usuarios, en general, confían en una retroalimentación visual [Biddiss, 2007].

Es importante recordar que proveer dicha retroalimentación representa un reto debido a que no existe una manera natural de combinar la prótesis con los canales neuro fisiológicos que existían anterior a la amputación.

En teoría, existen dos maneras de realizar esta combinación: i) de manera invasiva, con interacción directa con las estructuras neuronales que participan normalmente en el control (por ejemplo, los nervios periféricos) ó ii) de manera no invasiva, proveyendo retroalimentación a los sistemas sensoriales que no participan de manera directa en el control (por ejemplo, estímulo táctil en la extremidad restante). En ambos casos, el usuario debe ser capacitado para asociar los estímulos con las acciones realizadas por la prótesis.

Entre los métodos no invasivos, han sido estudiadas entre las técnicas más investigadas la retroalimentación electrotáctil, vibrotáctil y mecanotáctil:

- Retroalimentación electrotáctil, o electrocutánea, es la que se produce induciendo una corriente que fluye por la piel [Arieta, 2005].
- La estimulación vibrotáctil es producida por la vibración mecánicas inducida en la piel, típicamente en frecuencias que abarcan un rango de 10-500 Hz. En las últimas décadas. [Kaczmarek, 1991].
- Los actuadores mecanotáctiles son una clase particular de dispositivos pues permiten reproducir de manera proporcional la fuerza que se está aplicando en la prótesis sobre ciertas áreas del antebrazo a modo de presión. En los años recientes, dispositivos hápticos han sido desarrollados y probados en amputados transradiales, así como en usuarios que presentan desarticulación de hombro que pasaron por un procedimiento de reinnervación muscular [Antfolk, 2013].

1.3. Antecedentes Patentes

A continuación se muestra la tecnología que aborda los sistemas de retroalimentación actual. Se buscó en distintas áreas (patentes, comercial y académica) con tal de asegurar una cobertura extensiva de lo que ya existe y está publicado. La mayor cantidad de antecedentes fueron encontrados en el ámbito académico, publicados como desarrollos tecnológicos expuestos en congresos y conferencias. En el ámbito comercial no se encontraron antecedentes muy cercanos a la propuesta.

1.3.1 Controladores basados en electromiografía (EMG) portátiles para interfaz humano - máquina

Conocido en inglés como “Wearable electromyography-based controlares for human-computer interface) [Microsoft Corp, 2009]. La patente describe un dispositivo que va encima del usuario como una prenda de vestir (*wearable*). En la descripción del invento se contempla el uso de una banda que va en el brazo, tal que se cuentan con sensores y actuadores alrededor del brazo distribuidos circularmente. El titular, microsoft, orienta este invento hacia la implementación de una interfaz humano-computadora; esta patente fue otorgada y se encuentra en estado legal activo. Ver Tabla 1.1 y Figura 1.7.

Tabla 1.1 Características de Wearable EMG

Características	Descripción
Código de Patente	US8170656B2
Inventores	Desney Tan, T. Scott Saponas, Dan Morris, Jim Turner
Titular	Microsoft Technology Licensing LLC
Fecha de ingreso	13 de marzo de 2009

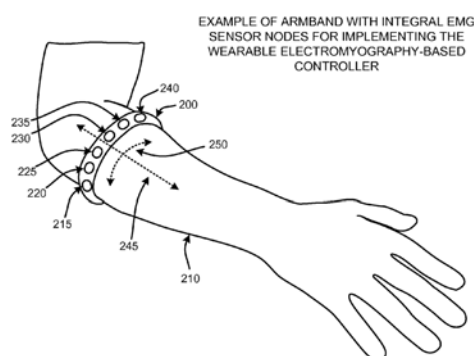


Figura 1.7. Representación gráfica del Wearable EMG [Microsoft Corp, 2009]

Tabla 1.2 Características del dispositivo electrónico portátil Samsung

Características	Descripción
Código de Patente	US8994827B2
Inventores	Pranav Mistry, Sajid Sadi, Curtis Douglas Aumiller, Chengyuan Wei
Titular	Samsung Electronics Co Ltd
Fecha de ingreso	30 de agosto de 2013

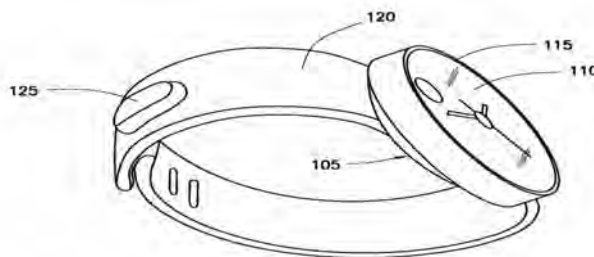


Figura 1.8. Representación gráfica del dispositivo portátil Samsung [Pranav Mistry, 2013]

1.3.2 Dispositivo electrónico portátil

Conocido en inglés como “Wearable electronic device” [Pranav Mistry, 2013]. Esta patente fue otorgada a Samsung, y su estado legal es activo. La patente describe un dispositivo similar a un reloj, el cual posee sensores de pulso cardiaco y actuadores vibradores. Esta patente se encuentra en la categoría *Smart-watch*. La patente hace mención que es posible añadir actuadores de otro tipo en la banda del reloj. Ver Tabla 1.2 y Figura 1.8.

1.4. Antecedentes Académicos

A continuación se presentan publicaciones académicas en congresos llevados a cabo en Suecia, Reino Unido, Estados Unidos, Alemania y Finlandia. Las investigaciones llevadas a cabo fueron trabajadas en conjunto en centros de investigación y centros médicos.

1.4.1 Redireccionamiento artificial de sensaciones desde unos dedos de prótesis hacia un mapa de mano fantasma en personas con amputación transradial

Conocido en inglés como “Artificial Redirection of Sensation From Prosthetic Fingers to the Phantom Hand Map on Transradial Amputees: Vibrotactile Versus

Mechanotactile Sensory Feedback” [Antfolk, 2012]. En esta investigación se colocaron dos tipos de actuadores en el brazo del usuario. Estos actuadores son servomotores conectados a émbolos que presionan la piel. La magnitud de la presión ejercida sobre la piel es directamente proporcional a la lectura de los sensores de fuerza ubicados en los dedos de la prótesis. Asimismo, estos actuadores también comprenden motores de vibración. Las pruebas demostraron que la estimulación mecánica sobrepasa a la vibrotáctil en la discriminación multi sensorial en los usuarios. Ver Figura 1.9.

1.4.2 Sistema háptico de realimentación para una prótesis de miembro inferior

Conocido en inglés como “Haptic Feedback System for Lower-Limb Prostheses” por el profesor Fan [Fan, 2008]. El dispositivo es ajustado al miembro inferior del usuario por medio de una banda elástica. Cuatro actuadores quedan en contacto con la piel. Los actuadores son membranas inflables que presionan contra la piel del usuario. El dispositivo desarrollado fue probado en seis personas sin amputación. Se evaluó la capacidad de reconocer patrones de estímulos. Ver Figura 1.10.



Figura 1.9. Representación gráfica del experimento Antfolk [Antfolk, 2012]

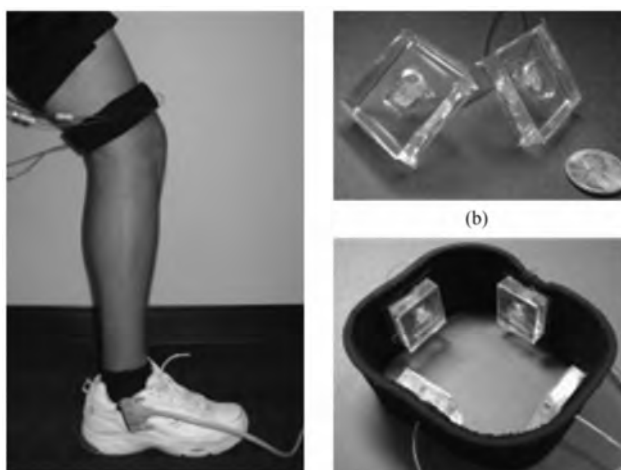


Figura 1.10. Configuración experimental de la investigación [Fan, 2008]

1.4.3 Diseño y evaluación de un sistema de retroalimentación háptico de bajo costo para prótesis mioeléctricas de mano

Conocido en inglés como “Design and Evaluation of a Low-Cost Force Feedback System for Myoelectric Prosthetic Hands” por el profesor Pylatiuk [Pylatiuk, 2006]. Se seleccionan vibradores por su bajo costo. El aparato desarrollado fue probado en cinco usuarios de prótesis mioeléctricas que sujetaban, sin ver, un dinamómetro. La capacidad de regular la fuerza de agarre mejoró rápidamente cuando los usuarios emplearon el dispositivo propuesto. El diseño de esta investigación no posee un chasis. Ver Figura 1.11.

1.4.4 Utilización de retroalimentación háptica para mejorar el control de la fuerza de agarre en pacientes con esclerosis múltiple

Conocido en inglés como “Using Haptic Feedback to Improve Grasp Force Control in Multiple Sclerosis Patients” por el profesor Jiang [Jiang, 2009]. El dispositivo diseñado para mejorar el control de fuerza al momento de sujetar objetos con la mano en casos de esclerosis múltiple. El sistema está compuesto por sensores de fuerza ubicados en una mano, y un conjunto de vibradores en la otra mano del paciente. Tras 24 pruebas en usuarios con esclerosis, los pacientes con discapacidad severa prefirieron una estimulación proporcional. El dispositivo no cuenta con un chasis. Ver figura 1.12.



Figura 1.11. Prueba experimental sensores de fuerza piezo-resistivos [Pylatiuk, 2006]



Figura 1.12. Prueba experimental investigación Jiang [Jiang, 2009]

1.4.5 Investigación de rotación de la piel para proporcionar retroalimentación con aplicación en sistemas mioeléctricos

Conocido en inglés como “Investigation of Rotational Skin Stretch For Proprioceptive Feedback With Application to Myoelectric Systems” por el profesor Jason Wheeler [Wheeler, 2010]. Este dispositivo háptico posee un actuador que genera una sensación de estiramiento rotacional de la piel. Este dispositivo fue diseñado e implementado para controlar una prótesis de brazo virtual, se colocan sobre el cuerpo del usuario sensores mioeléctricos ubicados en los bíceps y tríceps. Las pruebas fueron desarrolladas con quince personas quienes no sufren de amputación. Se concluyó que todos los usuarios requirieron de menor uso del sentido de la vista cuando el dispositivo háptico se encontraba operando. Este dispositivo cuenta con un chasis; sin embargo, este chasis no contiene al módulo de procesamiento de datos. Ver Figura 1.13.

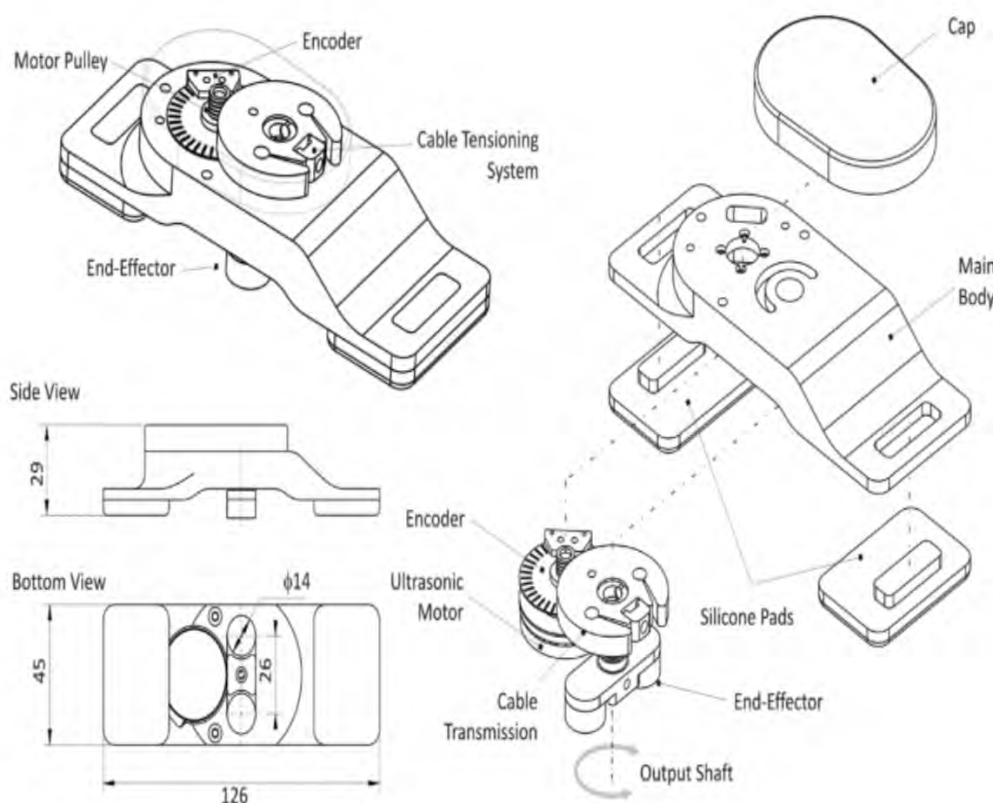


Figura 1.13. Componentes del sistema háptico Wheeler [Wheeler, 2010]

1.4.6 “Rice Haptic Rocker” : Retroalimentación háptica basada en estiramiento de la piel utilizando la prótesis de mano “Pisa/IIT SoftHand”

Conocido en inglés como “The Rice Haptic Rocker: Skin Stretch Haptic Feedback With the Pisa/IIT SoftHand” por el profesor Battaglia [Battaglia, 2017]. El dispositivo desarrollado fue orientado a brindar retroalimentación a usuarios de prótesis mioeléctricas. El dispositivo estira la piel con una pieza mecánica cilíndrica que genera fricción con la piel del usuario, de tal forma que la estira en dos sentidos contrarios diferenciables. Participaron de la investigación 18 usuarios sin amputación. Los experimentos llevados a cabo con el dispositivo fueron divididos en tres partes: Entrenamiento en el uso de la prótesis de mano, pruebas y evaluación. En la etapa de prueba fueron colocados protectores de orejas sobre los usuarios para conseguir un aislamiento acústico, asimismo fue colocada una cortina negra que separaba la mano de la prótesis del otro lado. Este dispositivo cuenta con un chasis; sin embargo, no alberga a la unidad de procesamiento de datos. Ver Figura 1.14.

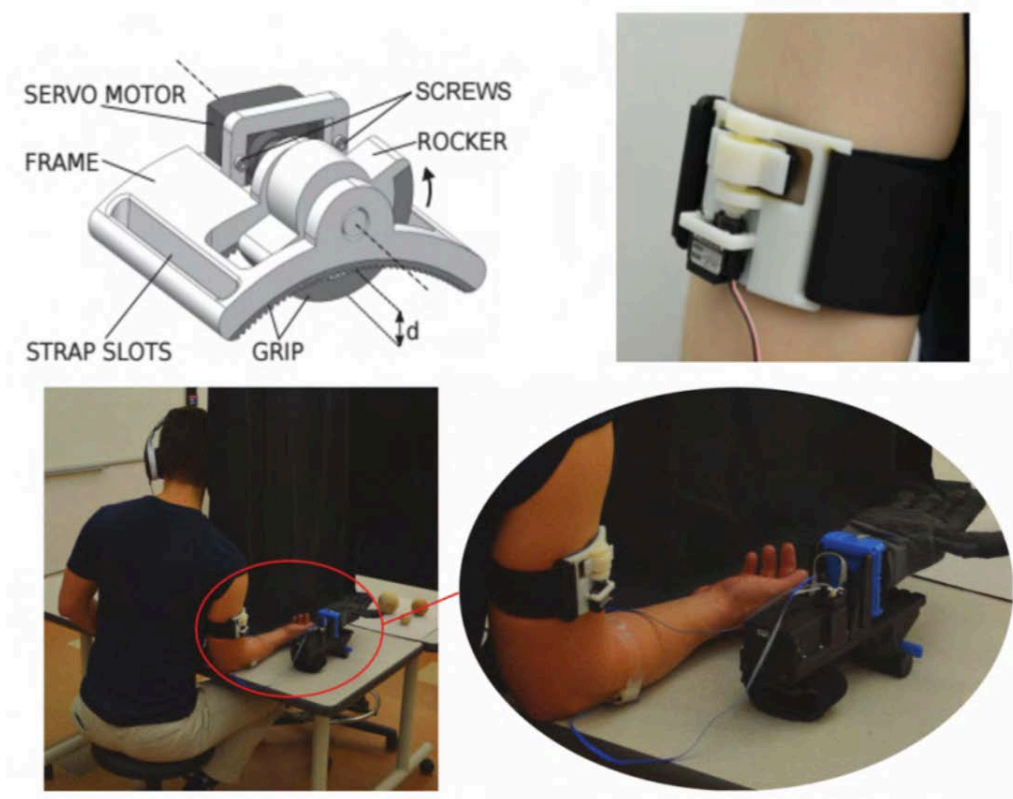


Figura 1.14. Pruebas del dispositivo “Rice Haptic Rocker” [Battaglia, 2017]

1.4.7 Diseño y percepción de un dispositivo háptico portátil mediante estímulos de baja frecuencia en el antebrazo

Conocido en inglés como “Design and Perceptibility of a Wearable Haptic Device Using Low-Frequency Stimulations on the Forearm” por el profesor Andrew Erwin [Erwin, 2014]. El principio de este dispositivo háptico dispone de cinco electroimanes, conformados por una bobina y un imán de neodimio, tal que se produce una presión sobre la piel del usuario. El dispositivo fue colocado en cinco personas. El estudio concluye que los pacientes fueron capaces de reconocer estímulos individuales y patrones de estímulo. Ver Figura 1.15.

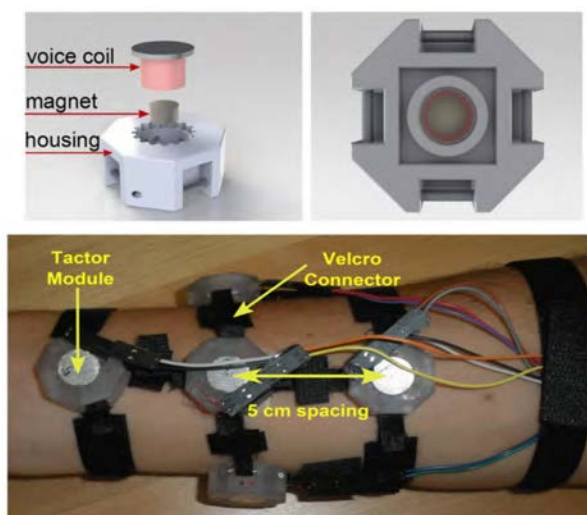


Figura 1.15. Dispositivo háptico Erwin. (Arriba) Chasis y componentes de los actuadores electromagnéticos. (Abajo) Ubicación de los actuadores en el brazo del usuario. [Erwin, 2014]

1.4.8 Comparación de Antecedentes

La Tabla 1.3 muestra una comparación entre los antecedentes mostrados en el Estado del Arte, tomando en consideración las patentes como los antecedentes académicos asociados a dispositivos de retroalimentación háptica. De las características mostradas, se puede concluir que las propuestas en el ámbito académico que destacan con mayores características principales agrupadas son las D1 y D2. Asimismo, de las patentes consideradas, D5 y D6 son aquellos quienes además de contar con las características principales, poseían una carcasa portátil que incluye alimentación procesamiento y/o los actuadores.

Tabla 1.3 Comparación de antecedentes

Características		Antfolk et al. Sección 1.4.1	R.E. Fan et al. Sección 1.4.2	Pilatiuk et al. Sección 1.4.3	Jiang et al. Sección 1.4.4	US8170656B2 Sección 1.3.1	US8994827B2 Sección 1.3.2	Wheeler et al. Sección 1.4.5	Battaglia et al. Sección 1.4.6	Erwin et al. Sección 1.4.7
Características Principales	Características secundarias	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9
Actuadores de presión sobre piel de usuario	Servomotor con émbolo	x	x			x	x			x
Actuadores vibratorios sobre la piel del usuario	Motores de vibración	x		x	x	x	x			
Sensores de fuerza/presión	Ubicados en los dedos índice, medio y pulgar	x	x	x	x					
Sensor de deslizamiento			x							
Carcasa portátil que incluye alimentación, procesamiento y/o actuadores	Con una banda elástica para sujetarse a un miembro del usuario					x	x			
Fecha de referencia		2013	2008	2006	2009	2009	2015	2010	2017	2014

1.5 Sensores y Actuadores

En esta sección se presentan los principales sensores y actuadores empleados durante las investigaciones presentadas en el punto 1.3.

1.5.1 Myo Armband

Desarrollado por Thalmic Labs, *Myo Armband* es un dispositivo de reconocimiento de gestos hechos por la mano. *Myo* permite al usuario controlar tecnología de manera inalámbrica empleando varios movimientos de mano y muñeca. Emplea un arreglo de sensores EMG que calculan la actividad mioeléctrica del antebrazo, las cuales combina con un giroscopio, acelerómetro y magnetómetro para reconocer gestos. El *Myo* puede ser utilizado para controlar videojuegos, presentaciones y música. Ver Figura 1.16 y Tabla 1.4.

Asimismo cuenta con aplicaciones diseñadas para computadora y celular, que permiten el acceso a la señal limpia - filtrada y amplificada - de los 8 electrodos EMG con los que cuenta. Estas pueden ser empleadas en campos de ingeniería y medicina.



Figura 1.16 *Myo Armband*⁶

Tabla 1.4 Características de *Myo armband*

Característica	Descripción
Dimensión	19-34cm
Peso	93g
Sensores	EMG, IMU 9ejes, Giroscopio 3ejes, Acelerómetro 3ejes, Magnetómetro 3ejes
LEDS	Dual
Procesador	ARM cortex M4
Feedback háptico	vibraciones pequeñas y medias
Comunicación	Bluetooth

⁶ *Myo Armband, the future of gesture control* [Captura de Pantalla] : <https://www.youtube.com/watch?v=jQEcsNmTk7g>

1.5.2 Sensores piezoresistivos

Los sensores piezoresistivos son fabricados con un tipo de material semiconductor, el cual tiene como característica principal variar su resistencia eléctrica ante la variación de la presión de una fuerza externa sobre su área superficial [Dirijish, 2015].

Medir la presión, requiere configurar un extremo a un voltaje determinado o corriente determinada. Cuando la resistencia eléctrica del sensor varíe, el otro extremo aumentará o disminuirá su corriente o su voltaje. Debido a que, tanto el voltaje y la corriente son parámetros fáciles de medir, la electrónica de estos sensores es sencilla. Asimismo son fáciles de fabricar e implementar y no generan mucho ruido eléctrico. Como desventajas, estos sensores sufren de histéresis y tienen una baja frecuencia de respuesta.

Actualmente, se ha desarrollado una piel artificial compuesta de 4 capas: la primera capa está compuesta por plástico termo deformable, el cual se unirá la estructura de la prótesis con las demás capas. La segunda capa consiste en una estructura impreso en 3D que sirve como soporte para el arreglo de sensor piezorresistivo. En la tercera capa se encuentra el arreglo de sensores piezorresistivos de Tekscan, para medir la fuerza de sujeción. Finalmente, en la última capa se encuentra la goma de silicona, la cual hará de piel para la prótesis [Xu, 2011]. Ver Figura 1.17.



Figura 1.17 Arreglo de sensores piezoresistivos Tekscan.⁷

⁷ *Ergonomic Grip Assessment With Tactile Pressure Sensors*: <https://www.tekscan.com/applications/ergonomic-grip-assessment>.

1.5.3 Actuadores resonantes lineales

Los actuadores resonantes lineales han sido fabricados para aplicaciones que requieran retroalimentación háptica. Estos actuadores son motores sin eje de tipo vibrante. Son empleados en la industria en la fabricación de sistemas de vibración para celulares y mandos de videojuego. En investigación, son empleados para aplicaciones de carácter háptico. Ver Figura 1.18. y Tabla 1.5.

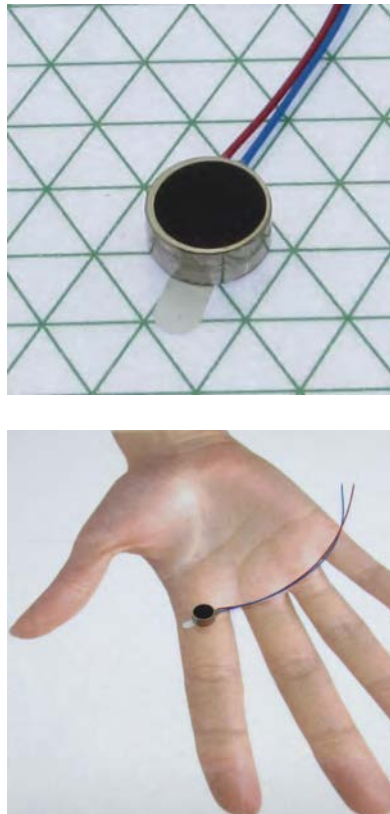


Figura 1.18 (Sup) Actuador resonante lineal C08-001.⁸ (Inf) Actuador mostrado a escala sobre palma de mano.

Tabla 1.5 Características del actuador resonante lineal C08-001.

Característica	Descripción
Diámetro	8mm
Longitud	3.25mm
voltaje RMS	1.8V RMS
Frecuencia de resonancia	235Hz [+/- 5]
Corriente de operación	53 mA
Amplitud normalizada	1.4 G

⁸ Precision Microdrives - Catálogo de productos: <https://catalog.precisionmicrodrives.com/order-parts/product/c08-001-8mm-linear-resonant-actuator-3mm-type>.

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el siguiente capítulo se expondrán los requerimientos del sistema de retroalimentación así como las consideraciones que se tomaron en cuenta para el diseño del sistema. Finalmente, se selecciona la mejor alternativa y con ello se elabora la propuesta de diseño conceptual a desarrollar. Para el desarrollo de la tesis, se empleará la metodología de diseño de sistemas mecatrónicos, norma alemana VDI2206 [Asociación de Ingenieros Alemanes, 2006].

2.1. Requerimientos del sistema

Geometría

El sistema a desarrollar es un complemento de una prótesis mioeléctrica. Esto significa que será diseñado para poder trabajar en conjunto con ésta. Estas prótesis requieren del antebrazo para ubicar el soporte o *socket* cuando se trata de un amputado por desarticulación de muñeca⁹ o del tipo transradial¹⁰. Por este motivo, el sistema de retroalimentación deberá ocupar el menor espacio posible, limitado por las dimensiones del antebrazo del usuario (entre 26,4 y 27 cm según medidas de antropometría peruana para mayores de 18 años) [Ramirez, 2006].

Debido a que el sistema de retroalimentación trabaja en conjunto con la prótesis, y normalmente éstas son utilizadas durante periodos de 8 horas en promedio [Pylatiuk, 2007], existe la probabilidad que al emplear sensores y actuadores electrónicos, estos requieran ser cambiados al presentar alguna disfunción o en el peor de los casos se dañen. Considerando ello, el sistema deberá ser diseñado para permitir un fácil empalme contra el antebrazo y permitir facilidad en el cambio de los sensores y actuadores.

⁹ Nivel de amputación de mano en el que hay falta de los huesos que comprenden la muñeca.

¹⁰ Nivel de amputación sobre el antebrazo.

Como se mencionó en el punto 1.1.1, el antebrazo posee movimientos de pronación - supinación. El usuario, al realizar estos movimientos genera una torsión en el antebrazo por lo que tanto los músculos como los tendones se desplazan. Con ello en consideración, el sistema a desarrollar deberá mantener siempre contacto con los puntos de la piel del usuario escogidos para el funcionamiento de los actuadores electrónicos, para que así no exista desplazamiento relativo y éstos realicen su función correctamente.

Cinemática

El sistema funcionará correctamente siempre que los actuadores se encuentren en contacto con la piel del antebrazo, puesto que el objetivo de la tesis es el de transmitir las sensaciones de tacto al usuario. Por este motivo no deberá existir ningún tipo de movimiento relativo entre el antebrazo y el sistema.

Energía

El sistema de retroalimentación a implementar funciona en conjunto con la prótesis mioeléctrica. Es por este motivo que debe verificar que trabaja con su fuente de energía y que esté acondicionada para el dispositivo (5V), ya que utilizar una batería adicional compromete al usuario a cargar más peso.

El antebrazo del usuario se encontrará de manera permanente en contacto con el dispositivo háptico; por ello, las cantidades de corriente no deberán exceder el máximo permitido por el cuerpo humano (50 mA DC, pérdida de control motor) [Socorro, 2015] asegurando conexiones correctamente aisladas al contacto directo.

Materiales

El sistema deberá estar hecho de los materiales más livianos con los que se pueda trabajar. Esta consideración del peso aplica tanto para el *socket* como para los componentes electrónicos del sistema.

Debido a que la prótesis es usada con frecuencia y se encuentra expuesta al ambiente, el sistema de retroalimentación háptica deberá estar hecho de materiales resistentes y anticorrosivos.

Señales

Los elementos de suministro de energía que se emplearán son comerciales pues son los que se encuentran en el mercado. Por lo tanto, los sensores, actuadores y tarjetas electrónicas que se vayan a emplear en el sistema deberán utilizar niveles comerciales de voltaje y así sea sencillo el suministro de energía.

Seguridad

El sistema a desarrollar se encuentra en permanente contacto con el usuario por lo que las medidas de seguridad deberán evitar cualquier tipo de accidente ocasionado por los diversos elementos electrónicos, así como por el material con el que esté fabricado el dispositivo. Contará con un botón de apagado de emergencia.

Es necesario considerar materiales y componentes que no generen ningún tipo de disconformidad fisiológica (ronchas, alergias) sobre la piel del usuario.

Los bordes de la carcasa del sistema deberán ser suavizados a modo de evitar cualquier roce que provoque molestia contra la piel.

Ya que las actividades diarias del usuario incluyen exponerse a líquidos, grasas y polvos. El sistema de retroalimentación deberá estar protegido con materiales impermeables, para no comprometer el uso de los elementos de sensado y actuación.

Ergonomía

El dispositivo a diseñar deberá estar adecuado a la “Norma básica de ergonomía y procedimiento de evaluación de riesgo disergonómico” [Ministerio del Trabajo, 2008]. En ese sentido, el usuario deberá sentirse lo más cómodo posible al utilizar el dispositivo háptico. Por lo que éste deberá adecuarse a las formas de su antebrazo, garantizando el libre movimiento de este asegurando su comodidad.

Debido a que el sistema de retroalimentación se encuentra expuesto contra el antebrazo, es probable que por el uso y el calor generado por el sistema, la piel se vea expuesta a sudoración. Por lo tanto, deberán evitarse materiales y componentes electrónicos que provoquen sudoración excesiva.

Fabricación

Dado que se trata de un prototipo que estará sujeto a mejoras, este deberá ser construido empleando máquinas de prototipado rápido - impresoras 3D, tornos y fresadoras CNC -.

Montaje

Existirán tareas en las que el usuario deba retirarse el sistema de retroalimentación del cuerpo - por ejemplo, ducharse - por lo que realizar este procedimiento deberá ser sencillo y sin necesidad de emplear herramientas de complicado uso. Por lo tanto, el sistema deberá ser sencillo de montar y retirar del antebrazo del usuario.

Asegurar un montaje y desmontaje veloz, requiere que el sistema deberá ser diseñado modularmente. De manera que cuando sea requerido revisar las conexiones de los componentes electrónicos, ésta operación no requiera demasiado tiempo.

Asimismo, debido al uso continuo de la prótesis y sistema de retroalimentación, los actuadores electrónicos pueden presentar averías o incluso llegar a dañarse. Por ello, es necesario que el fabricante cuente siempre con repuestos, sobre todo cuando se traten de componentes importados. Así, se permite realizar de manera rápida el cambio.

Uso

El usuario de prótesis es ajeno al funcionamiento interno del sistema de retroalimentación - programación o configuración de parámetros iniciales para el uso del sistema- . Contemplado esto, es requerimiento del sistema de retroalimentación

poder ser empleado por el usuario tras ser energizado, sin necesidad de configurar parámetros previos.

Cada una de las unidades actuadoras del dispositivo háptico, dependerán de la información analógica entregada por los sensores dispuestos en los dedos protésicos. De esta manera, se trabajara de manera similar al de la investigación del dispositivo háptico desarrollado por el profesor Jiang [Jiang, 2009], recibiendo la información de los sensores dispuestos en los dedos pulgar, índice y medio.

Mantenimiento

Los sensores y actuadores del sistema de retroalimentación deberán contar con fichas técnicas en las que se haga mención al correcto trato que se deba dar para realizar mantenimiento sobre los elementos. De esta manera, se podrá prestar servicio de mantenimiento que no comprometa el correcto funcionamiento del sistema.

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

Consideración	Requerimiento
Geometría	<ul style="list-style-type: none"> - Ocupar el menor espacio posible, limitado por las dimensiones del antebrazo. - Permitir fácil empalme con antebrazo, facilidad en el cambio de sensores y actuadores.
Cinemática	<ul style="list-style-type: none"> - No desplazamiento relativo entre sistema de retroalimentación y antebrazo.
Energía	<ul style="list-style-type: none"> - Adecuarse a trabajar con fuente de energía de la prótesis mioeléctrica. - Consumir el mínimo necesario de energía. - No exceder los 50mA DC de corriente en los sensores y actuadores. - Conexiones eléctricas debidamente aisladas al contacto.
Materiales	<ul style="list-style-type: none"> - Sistema y materiales livianos - Materiales resistentes y anticorrosivos.
Señales	<ul style="list-style-type: none"> - Sistemas de alimentación actuando con niveles comerciales de voltaje. - Sencillo suministro de energía.
Seguridad	<ul style="list-style-type: none"> - Evitar materiales alérgicos al usuario. - Perfiles de carcasa ovalados - Botón de apagado del sistema
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> - Seguir la Norma Básica de Ergonomía Nacional - Garantizar la comodidad del usuario. - Evitar la sudoración excesiva.
Fabricación	<ul style="list-style-type: none"> - Emplear máquina de prototipado rápido.
Montaje	<ul style="list-style-type: none"> - Sistema sencillo de montar y retirar del brazo de usuario. - Diseño modular del sistema. - Contar siempre con repuestos.
Uso	<ul style="list-style-type: none"> - Energizado directo para funcionamiento.
Mantenimiento	<ul style="list-style-type: none"> - Fichas documentadas de los sensores y actuadores. - Formas fáciles de montaje.

2.2 Estructura de funciones

La estructura de funciones se trata de una técnica en la que se puede realizar una abstracción del problema y así evitar predisposiciones a algunas soluciones y bloqueos mentales. Asimismo, permite agrupar e identificar las funciones que deberá cumplir el diseño a plantear. Inicialmente se aborda el diseño como un conjunto de elementos de un sistema mecatrónico básico, para luego enlistar las funciones generales que deba cumplir el sistema de retroalimentación háptico. Ver Figura 2.1

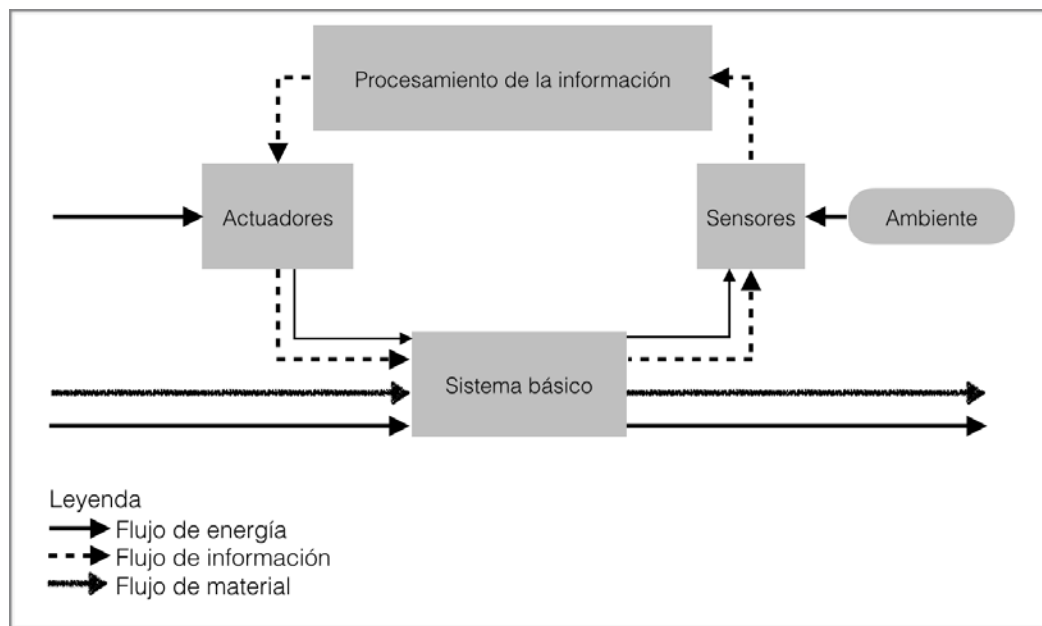


Figura 2.1 Estructura de funciones de un sistema mecatrónico [Asociación de Ingenieros Alemanes,2006]

Entradas:

- Información: Señal analógica de sensores de fuerza y deslizamiento.
- Energía: Fuente de alimentación de corriente y sistema de control.
- Material: Piel del antebrazo sin deformar por actuadores.

Salidas:

- Información: Señal de aviso a los sensores EMG, de presión y fuerza
- Energía: Vibración, ruido, calor
- Material: Piel del antebrazo deformada por actuadores

Tal como se muestra en la Figura 2.1, es posible separar las funciones en tres grandes rubros: funciones del sistema básico, funciones de los sensores y funciones de los

actuadores. No se considera un grupo aparte al del procesamiento de la información pues este siempre se encuentra como un proceso intermedio entre las etapas de sensado y actuado.

Funciones del sistema básico - Inicialización:

- Energizar controlador
- Energizar componentes
- Verificar funcionamiento de componentes

Funciones relacionadas a los sensores:

- Sensar fuerza-presión en los dedos de la prótesis
- Sensar deslizamiento de objeto

Funciones relacionadas a los actuadores:

- Procesar señal de los sensores
- Determinar el tipo de movimiento
- Activar los motores
- Girar motores
- Activar mecanismo
- Presionar *plunger*¹¹
- Vibrar actuador

2.3 Diagrama de funciones

Se emplea esta técnica para poder visualizar la interacción entre información, energía y material entre las funciones y sub funciones establecidas.

El diagrama permite mostrar de manera clara las funciones que corresponden a las áreas de mecánica, electrónica y control que componen el sistema mecatrónico. Ver Figura 2.2.

¹¹ Especie de botón colocado contra la piel para provocar la sensación de tacto.

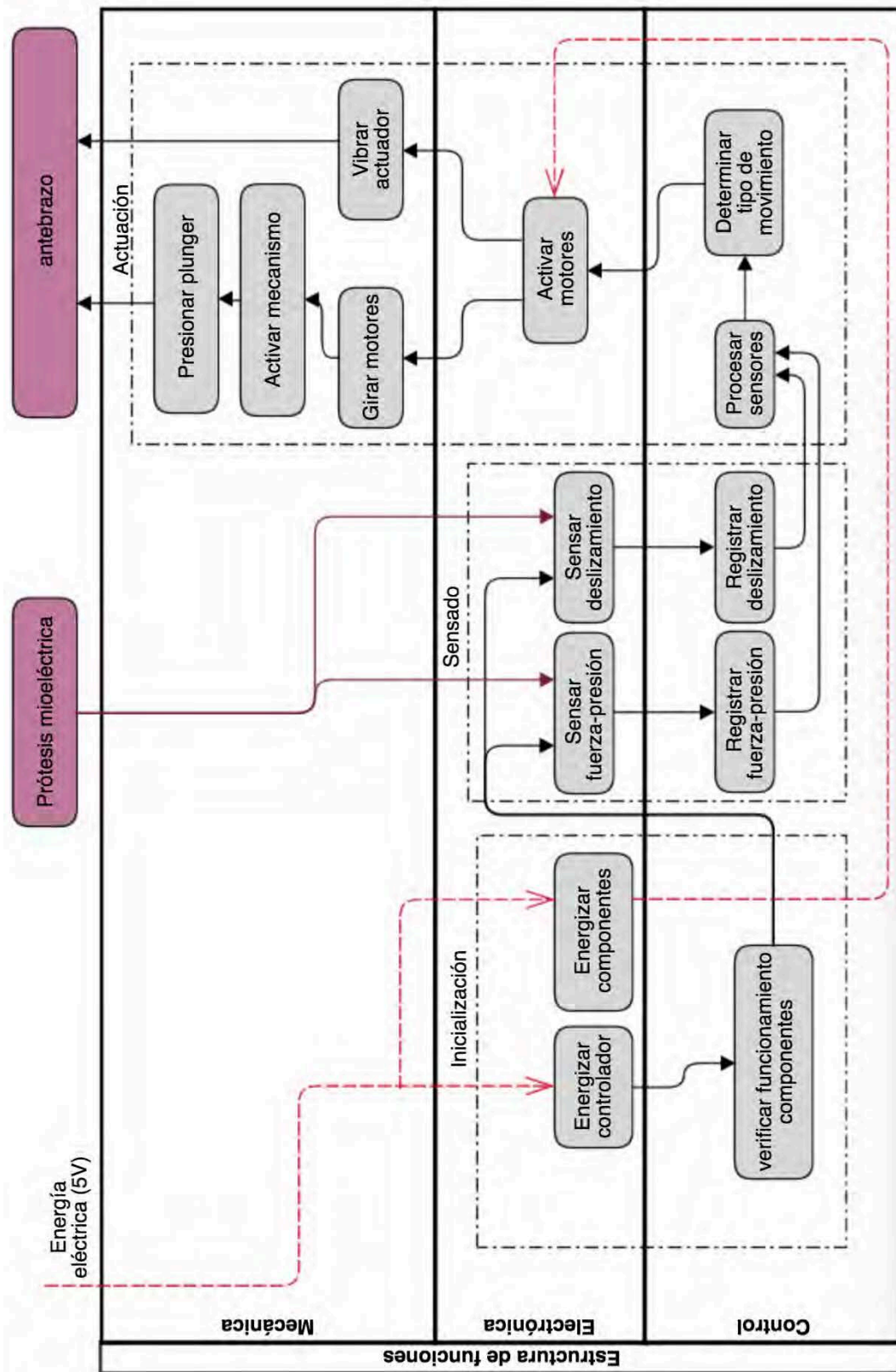


Figura 2.2 Diagrama de funciones.

2.4 Concepto de solución

El concepto de solución seleccionado es mostrado en las Figuras 2.3 y 2.4 . De acuerdo al método de diseño seguido, una etapa trascendental de la formulación del concepto de solución es la matriz morfológica. Ésta matriz, permite mostrar distintas alternativas de solución a cada una de las funciones enlistadas. La combinación de cada una de estas alternativas permiten generar un concepto de solución. En el Anexo A.1 se muestra la matriz morfológica . El análisis y evaluación de los conceptos de solución se encuentran en el Anexo A.2.

El concepto de solución mostrados en las figuras 2.3 y 2.4 corresponde a un modelo que integra bajo un mismo sistema tres servomotores con *plungers* y palancas impresas en 3D dispuestos en tres posiciones distintas, así como una unidad vibrotáctil.

El emplear tres actuadores mecanotáctiles obedece a requerimientos de espacio y funcionalidad. Si bien era posible realizar la retroalimentación de los cinco dedos, se reconoció que el antebrazo del usuario iba a encontrarse sobrecargado de peso. Asimismo, se consideran los dedos pulgar, índice y medio debido a que son los elegidos en los dispositivos hápticos que componen el Estado del Arte [Jiang et al., 2009] por lo que éstos llevarán los sensores de fuerza, así como el sensor de deslizamiento sobre el pulgar, en la punta de las yemas de la prótesis de mano y, se realice la retroalimentación sobre estos tres dedos.

Como se muestra en la Figura 2.3, cada unidad mecanotáctil del sistema está compuesta por un servomotor, un brazo de palanca y el *plunger* que va dirigido hacia la superficie de la piel. El brazo de palanca se encuentra unido a la salida del eje del servomotor. La geometría del *plunger* permite que su terminal libre ovalado se encuentre siempre en contacto con la superficie de la piel del usuario con amputación.

En la Figura 2.4 se muestra el bosquejo del dispositivo háptico descubierto. Se aprecia la disposición de los tres servomotores con sus respectivos *plungers* y palancas, así como la unidad vibrotáctil del sistema. La unidad de control la compone una tarjeta con microcontrolador que está dispuesta sobre la carcasa donde los componentes encajan.

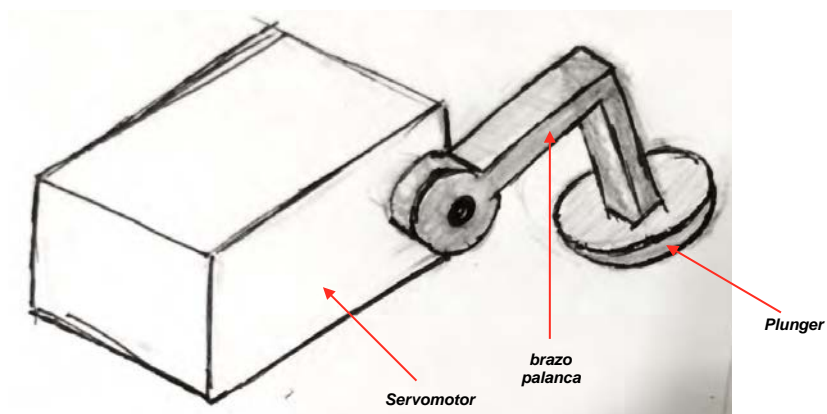


Figura 2.3 Unidad mecanotáctil del sistema de retroalimentación.

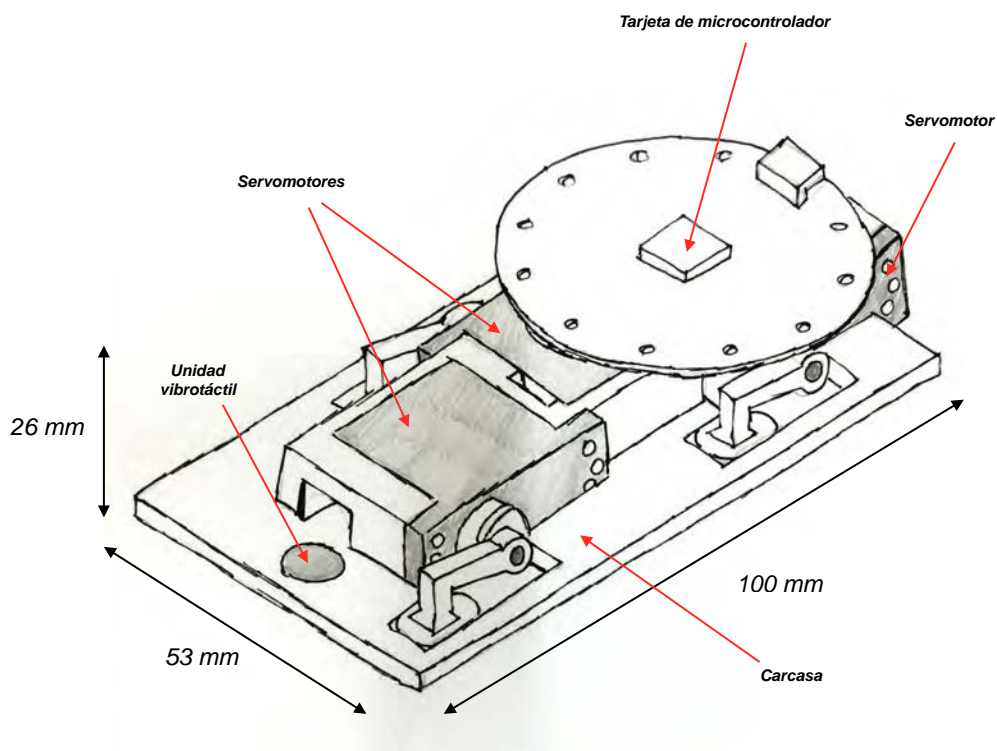


Figura 2.4 Propuesta de solución

CAPÍTULO 3

INGENIERÍA DE DETALLE DEL SISTEMA MECATRÓNICO

En el siguiente capítulo se presentará el diseño del sistema de retroalimentación háptico. En primer lugar, será presentado el diseño mecánico y los subsistemas que lo componen; asimismo, se incluirá el análisis de deformación de las piezas más importantes en las condiciones máximas de trabajo. Seguidamente se mostrará de forma preliminar el sistema de control: será presentado primero un esquema general del sistema de control en conjunto, luego serán descritos los componentes electrónicos a emplear, y así concluir con la lógica de control a ser empleada en el dispositivo háptico.

3.1 Diseño mecánico

El diseño mecánico del sistema de retroalimentación fue realizado con el programa *Autodesk Inventor 2015*, por este motivo las imágenes mostradas en esta sección se basarán en esta interface. En la Figura 3.1 se muestra el dispositivo con todos los subsistemas ensamblados.

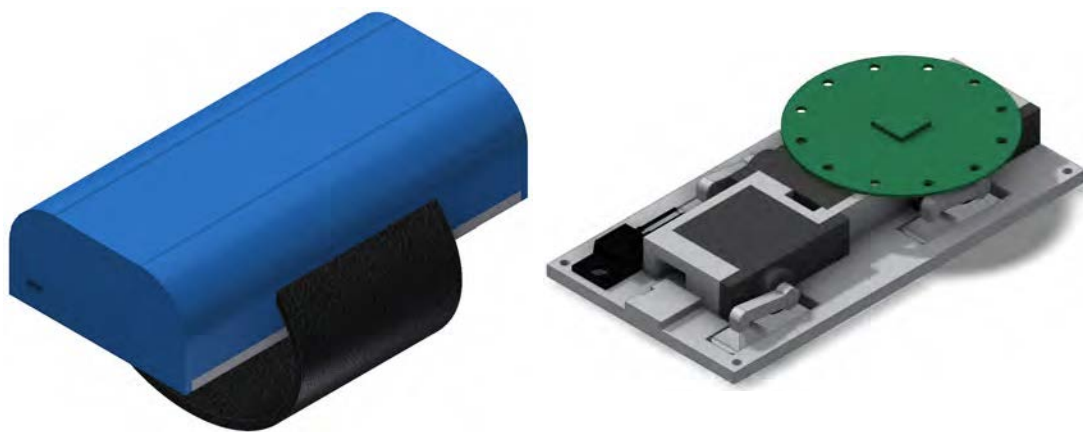


Figura 3.1 Sistema de retroalimentación diseñado. (Izq) Vista isométrica del sistema de retroalimentación con carcasa. (Der) Vista isométrica sistema de retroalimentación sin carcasa.



Figura 3.2 Unidad mecanotáctil.

3.1.1 Unidad mecanotáctil

En la Figura 3.2 se muestra el subsistema llamado “Unidad mecanotáctil”. Éste es el encargado de transmitir la sensación de fuerza hacia la piel del antebrazo del usuario. Está compuesta de un servomotor y un *plunger* con palanca. El servomotor posee un fino control sobre el ángulo de posicionamiento del eje. El eje se encuentra unido por medio de un acople directo hacia una pieza impresa en 3D la cual posee un brazo de palanca con un *plunger* en el extremo. El brazo de palanca posee 15 mm de largo y el área en contacto del *plunger*, 12 mm de diámetro.

3.1.1.1 Selección de servomotor

Los servomotores empleados para el sistema de retroalimentación fueron seleccionados de modelos conocidos. En este inciso se comprueba su adecuado funcionamiento y el desempeño que irán a cumplir. Se calcula el torque máximo necesario en cada motor de acuerdo a su función. Para el cálculo del motor se utiliza la ecuación 3.1.

$$T_m = F_c * r_c \dots\dots\dots(3.1)$$

Donde T_m es el torque del motor (N.mm), F_c es la fuerza de la carga que debe mover el servomotor (N) y r_c es la distancia de la carga al eje del servomotor (mm). En la Tabla 3.1 se muestran las fuerzas que se obtienen al generar los movimientos de flexión - extensión para los dedos meñique, anular, medio e índice; así como flexión - extensión y aducción - abducción para el pulgar. Estos datos fueron obtenidos de un estudio realizado a 7 personas (5 varones, 2 mujeres, de edades entre 30 ± 5 años, mínimo 23 y máximo 39) por el Prof. Koiva del grupo de Neuroinformática de la Universidad de Bielefeld, Alemania en 2012.

Tabla 3.1 Fuerzas máximas en los dedos de la mano [Koiva, 2012]

	Flexión (N)	Extensión (N)
Índice	15.15 ± 4.48	5.67 ± 1.42
Medio	14.99 ± 2.29	5.63 ± 1.76
Anular	13.02 ± 1.66	3.83 ± 1.33
Meñique	13.20 ± 2.99	3.50 ± 1.31
Pulgar	16.12 ± 5.18	8.96 ± 1.27
	Aducción (N)	Abducción (N)
Pulgar	20.03 ± 4.73	8.25 ± 3.26

Se aprecia que se necesita una carga máxima de 24.7N la cual corresponde al pulgar cuando se genera aducción. Se realizará la selección considerando este valor de fuerza como el caso limite. En la Tabla 3.2 se resumen los datos referentes a los servomotores y el torque necesario.

Tabla 3.2 Torque de los servomotores

Servomotores	Carga Fc (N)	Distancia rc (cm)	Torque del motor (N.mm)
1,2 y 3	24.7	1.5	370.5

En la Tabla 3.3 se muestran algunas de las opciones de servomotores que cumplen con el torque de motor que se requiere.

Tabla 3.3 Servomotores tentativos

Nombre	Dimensión (mm)	Peso (g)	Torque (N.mm)
<i>Power HD Mini Digital Servo HD-1810MG</i>	29.4 x 12 x 33.7	16	382.2
<i>GWS MINI L Mini Servo</i>	35.0 x 16.9 x 27.0	22	431.2
<i>BMS-385DMAX Digital Servo (Metal Gear)</i>	37 x 13 x 27	16.5	460.6
<i>Turnigy™ TGY-210DMH Coreless</i>	23 x 12 x 29	16	382.2

De las opciones planteadas se procede a escoger los servomotores *Turnigy TGY-210DMH Coreless*. Ello debido a que además de cumplir con el requisito de torque necesario, son de dimensiones y peso relativamente menor comparado con las otras opciones de servomotor a escoger; estas consideraciones son importantes puesto que se requiere que el sistema sea lo más pequeño y liviano posible. Así, con la ecuación 3.2, se determinan las velocidades de giro que presentarán los tres servomotores, para ello se asume un comportamiento lineal de su relación Torque-Velocidad de giro. En la Tabla 3.4 se resumen las velocidades de giro para los servomotores.

Tabla 3.4 Velocidad de giro con carga de los servomotores

Servomotores	Velocidad de giro con carga (RPM)
1,2 y 3	74.5

Por último se detalla el consumo eléctrico en mA de los servomotores. Para el cálculo de consumo eléctrico se calcula primero la potencia que consume cada servomotor y después se divide esta potencia entre el voltaje de alimentación, según la ecuación 3.2.

$$P = T * w = V * I \quad (3.2)$$

Donde P es la potencia (W) , T es el torque del motor (N.mm), w es la velocidad del giro del motor (rad/s), v es el voltaje de alimentación del servomotor (V) e I es la corriente que consume(mA). En la Tabla 3.5 se resumen los resultados obtenidos de potencia y corriente. El servomotor escogido se muestra en la Figura 3.3.

Tabla 3.5 Consumo de corriente y potencia en servomotor.

Servomotores	Potencia (W)	Corriente (mA)	Voltaje (V)
1,2 y 3	0.30	50.00	4.8



Figura 3.3 Servomotor Turnigy TGY-210DMH¹²

¹² Servomotor TGY-210DMH: <http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/catalog/23459.jpg>

3.1.1.2 Comportamiento mecánico de la piel frente a fuerzas normales

La unidad mecanotáctil se encarga de transmitir al usuario la sensación de fuerza que viene aplicando la prótesis de mano en tiempo real, por ello es necesario conocer el comportamiento mecánico de la piel del antebrazo para poder establecer una relación entre la fuerza que registran los sensores en la prótesis de mano, con la sensación de fuerza percibida por el usuario debido a la unidad mecanotáctil.

De acuerdo a los trabajos de investigación realizados por el Prof. Flynn et al. [Flynn, 2011] la piel humana - estudiada desde el campo de la ciencia de los materiales - es un material heterogéneo y complejo. Esto se debe a que presenta las siguientes características: i) muestra un comportamiento no lineal, ii) posee propiedades viscoelásticas y iii) un comportamiento anisotrópico¹³. Por ello, es correcto afirmar que el Módulo de Young presente en la piel varía según la profundidad con la que se aplique la fuerza en dirección normal a la superficie.

Así, para encontrar el verdadero Módulo de Young en la piel es necesario estudiar el comportamiento no lineal de la misma, proceder luego con un análisis de elementos finitos y finalmente una optimización no lineal de los resultados.

En el año 2008, el Prof. Pailler-Mattei et al. [Pailler-Mattei, 2008] presenta un estudio en el que realiza una medición de las propiedades mecánicas elásticas de la piel humana a través de métodos de indentación. Las pruebas fueron desarrolladas sobre el antebrazo de 10 varones de alrededor de unos 30 años cada uno. Ver Figura 3.4.

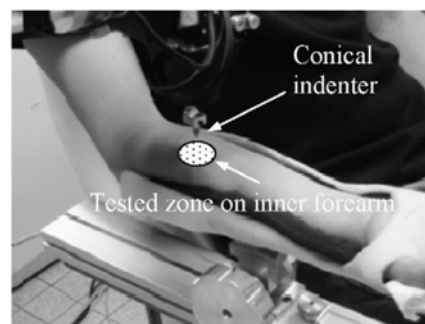


Figura 3.4 Sistema de indentación y posicionamiento del brazo del usuario. [Pailler-Mattei, 2008]

¹³ Anisotropía: Propiedad que presentan ciertos materiales cuando su elasticidad varía según la dirección en la que es aplicada.

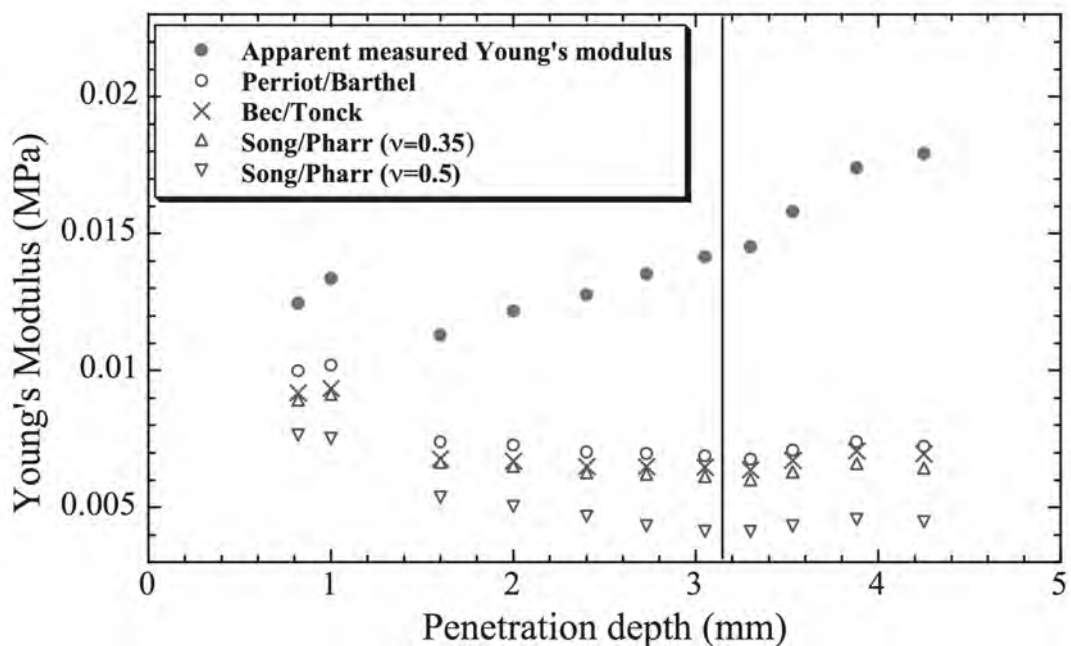


Figura 3.5 Estimación del Módulo de Young en la piel empleando diferentes modelos mecánico elásticos. **LEYENDA** (Patrón de puntos sombreados): Módulo de Young encontrado con pruebas en usuario, (Patrón puntos sin sombreado): Modelo Perriot/Barthel, (Patrón aspa) Modelo Bec/Tonck, (Patrón triángulo): Modelo Song/Pharr con Poisson 0.35, (Patrón triángulo invertido): Modelo Song/Pharr con Poisson 0.5. [Pailler-Mattei, 2008]

En el estudio, tres diferentes modelos fueron empleados para estimar el módulo de Young “Ef” de la piel: i) el Modelo Bec/Tonck, ii) Modelo Song/Pharr y iii) el modelo Perriot/Barthel. Ver Figura 3.5.

Como se aprecia, en todos los modelos se observa un comportamiento cuasi lineal, por lo que es posible indicar que el Módulo de Young modificado en la piel se mantiene oscilando entre un valor constante para penetraciones de profundidad superiores a 1.6mm hasta 4.2 mm. Dicha cualidad permite inferir que para esos valores, la piel se comporta de manera cuasi elástica.

De esta manera, se puede asumir que la piel se comportará de manera lineal para estas profundidades de indentación. Por lo que es seguro afirmar que existirá una relación directamente proporcional entre la fuerza aplicada sobre la piel del usuario, y la sensación de fuerza que este perciba.

3.1.2 Carcasa principal

El dispositivo de retroalimentación cuenta con una carcasa principal sobre la cual se disponen las unidades vibrotáctiles y mecanotáctiles, así como los elementos electrónicos del sistema. Las dimensiones son de 100 mm de largo y 53 de ancho.

La carcasa cuenta con espacios para la colocación de las unidades mecanotáctiles a través de uniones atornilladas. Así mismo, en el extremo superior se encuentra un espacio sobre el que va la unidad vibrotáctil cuya cara opuesta se encuentra en contacto con la piel.

Sobre la carcasa principal también se encuentran ubicados los dispositivos electrónicos como el MOSFET tipo N, el cual se asegura por medio de unión atornillada contra la carcasa principal; así como el Arduino Lilypad.

La carcasa cuenta con agujeros en los 4 extremos de la base para su unión atornillada con la carcasa superior con tornillos M2.

Debido a la complejidad de su geometría, se contempla un diseño *unibody*¹⁴, asimismo el material a escoger deberá ser del menor peso posible. De esta manera se escoge la fabricación por impresión 3D en plástico ABS. Ver Figura 3.6.

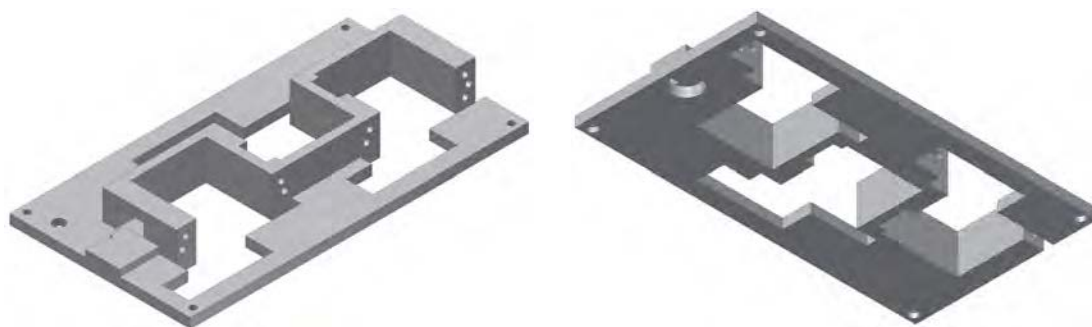


Figura 3.6 Carcasa principal. (Izq) Vista de planta. (Der) Vista de base.

¹⁴ Carcasa o soporte fabricado en una sola pieza y de un mismo material.

3.1.3 Carcasa superior

La Carcasa superior es la tapa del dispositivo de retroalimentación. Los costados de la carcasa son redondeados para evitar que el usuario se lastime. Asimismo, su altura ha sido diseñada para ser la mínima posible para reducir los tamaños generales del dispositivo (28 mm de altura).

Cuenta con agujeros ciegos en los extremos de la base para las uniones atornilladas con la carcasa principal. Cuenta también con un agujero en la parte frontal para el paso de los cables de los sensores de fuerza y deslizamiento provenientes de la prótesis de mano, así como dos franjas en los costados para el paso de una cinta elástica cuyos extremos libres se encuentran asegurados contra la pared interna de la carcasa por obstrucción de forma (extremos de mayor espesor). Ver Figuras 3.7 y 3.8.



Figura 3.7 Vista inferior carcasa superior.

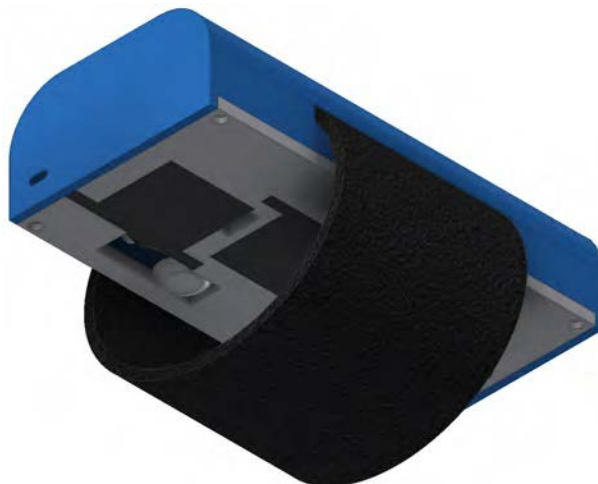


Figura 3.8 Vista inferior dispositivo de sistema de retroalimentación.

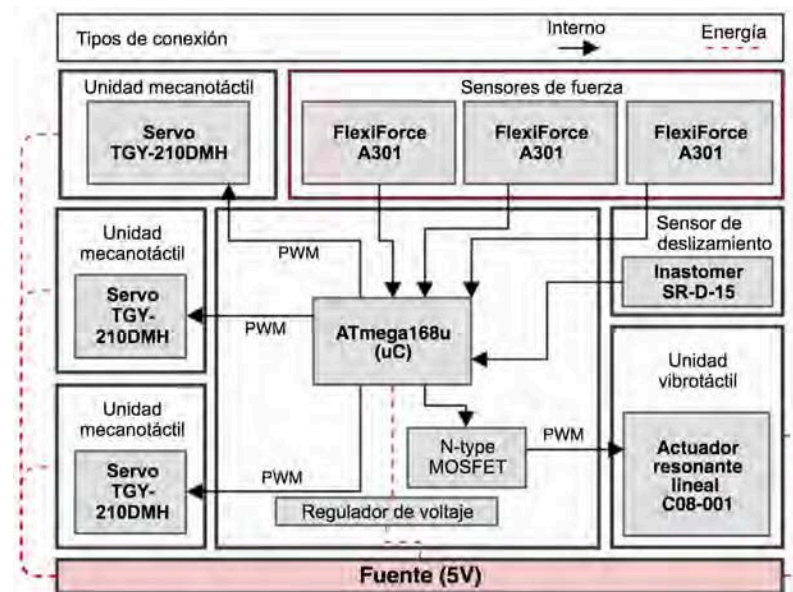


Figura 3.9 Esquema general de conexiones entre el sistema de control y el dispositivo.

3.2 Sistema de control

En la Figura 3.9 se muestra un esquema general del sistema de control. Se aprecia el sistema de control basado en el método *Master-slave*, así como las conexiones de los motores del dispositivo con el sistema de control y alimentación. A continuación se describen los dispositivos electrónicos para el sistema de control, así como los algoritmos y la lógica de control del sistema. El plano eléctrico del sistema se encuentra en la sección Planos de la presente tesis.

3.2.1 Dispositivos electrónicos para el sistema de control

A continuación se describirán los componentes electrónicos: sensores, actuadores y controladores involucrados en el sistema de control a desarrollar presentados en el apartado anterior. Se describirá el criterio de selección de componente, así como los datos técnicos relevantes del mismo.

3.2.1.1 Unidad vibrotáctil

La Unidad Vibrotáctil compone un único actuador encargado de transmitir al usuario la sensación de deslizamiento que venga sucediendo en el dedo pulgar de la prótesis mioeléctrica. Es posible lograr este cometido empleando: motores de masa de rotación excéntrica (ERM por sus siglas en inglés), o actuadores resonantes lineales (LRA por sus siglas en inglés). Ver la Tabla 3.6.

Tabla 3.6 Comparación de actuadores lineales.

Nombre	Dimensiones (mm)	Peso (g)	Voltaje Op (V)	Corriente op (mA)	velocidad max (rpm)
vibration motor 303-100	D = 3.2 mm, l = 8 mm.	0.6	3V	85	16000rpm
Linear resonant actuator C08-001	D =8 mm, l = 3.25 mm	0.95	1.8Vrms	53	235 Hz

Escoger el vibrador adecuado implicó tener en consideración el consumo de corriente que requeriría, así como la manera en la que transmite la vibración sobre la piel del usuario. Se desea que la transmisión sea la más directa. Por tanto, mientras a los Vibration motor 303-100 de *Precision Microdrives* es necesario crear un mecanismo adecuado para que el eje pueda generar la vibración, el *Linear Resonant Actuator C08-001* de *Precision Microdrives*, se puede colocar directamente sobre la piel del usuario. Ver Figura 3.10.

3.2.1.2 transistor de la Unidad vibrotáctil

El correcto funcionamiento de la unidad vibrotáctil emplea un tipo adecuado de transistor. La evaluación es realizada entre dos de los tipos más comerciales: BJT y MOSFET. Debido a que el dispositivo requiere de funcionamiento preciso y continuo durante el tiempo que se esté trabajando, el transistor deberá soportar altas velocidades de conmutación y una superior respuesta de frecuencia.

Con los requisitos presentados, se escoge trabajar con los MOSFET debido a que son superiores respecto a estas propiedades en comparación. Se utilizará un MOSFET tipo N de la marca *Fairchild* modelo FQP30N06L. El cual presenta un voltaje DS 60V max. y una corriente D 30A max. Además, es compatible con el uso de microcontroladores con puertos de 3-5V. Ver Figura 3.11.



15

Figura 3.10 Actuador Resonante Lineal C08-001

¹⁵ Precision Microdrive C08-001: <https://www.precisionmicrodrives.com/product/c08-001-8mm-linear-resonant-actuator-3mm-type>.



Figura 3.11 MOSFET tipo N Fairchild FQP30N06L¹⁶

3.2.1.3 Tarjeta microcontrolador

Los criterios para la selección del microcontrolador son: cantidad de puertos I/O, cantidad de salidas PWM, tamaño y peso. Para el sistema de retroalimentación se requieren 4 salidas PWM y 4 entradas I/O independientes.

En esta tesis se decidió optar por el uso de una tarjeta comercial. Esta selección obedece a la ventaja en costo que representa la adquisición de una tarjeta que cuenta con un quemador propio, además de una Interfaz de desarrollo open-source como el de Arduino. El diseño y fabricación de una tarjeta propia reduce los costos únicamente cuando la producción es mayoritaria y a escala.

Es con estos requisitos que se muestran en la Tabla 3.7 las posibles opciones.

Tabla 3.7 Comparación de tarjetas microcontrolador

Nombre	Dimensiones	uC	Voltaje entrada (V)	Canales PWM	Puertos I/O	Consumo de corriente (Ma)
Arduino lilypad USB	50mm(D), 6.5mm (e)	ATmega168	3.8 - 5	4	9	40
Arduino nano	45 mm x 18 mm	ATmega168	6 - 20	6	8	40

La elección final es tomada una vez cumplidos los requisitos de puertos. Se opta por la tarjeta *Arduino Lilypad USB* debido a sus dimensiones reducidas en comparación. Ver Figura 3.12.



Figura 3.12 Arduino LilyPad USB¹⁷

¹⁶ Fairchild N MOSFET FQPP30N06L: <https://www.sparkfun.com/products/10213>.

¹⁷ Arduino Lilypad USB: <https://www.sparkfun.com/products/12049>

A continuación se presenta una comparación de precios entre la fabricación e implementación de un soporte para el micro controlador, así como el de emplear un Arduino Lilypad. Las proformas que sustentan los precios aquí mostrados se encuentran en la sección F, Proformas y cotizaciones de Anexos. Ver Tabla 3.8.

Tabla 3.8. Costos de fabricación opción implementación soporte

Descripción	Costo (Soles)
Fabricación Tarjeta 5 x 5 cm - Cotización Jobareci	45.00
Programador USBASP Atmel - importación (Cambio 17-09-18: 3.31)	137.73
Componentes (Microcontrolador, Pin-headers, resistores)	42.00
TOTAL	224.73

En la [Tabla 3.9](#) se muestran los costos envueltos alrededor del uso del Arduino Lilypad.

Tabla 3.9. Costos de fabricación opción compra Arduino Lilypad

Descripción	Costo (Soles)
Lilypad ArduinoUSB ATmega32u4 - importación (Cambio 17-09-18: 3.31)	136.24
Componentes (resistores)	2.00
TOTAL	138.24

Ambas opciones se diferencian en el total en un monto de 86.49 soles. Por lo que la opción del Arduino Lilypad resulta mucho más económica a implementar.

3.2.1.4 Sensores de fuerza en dedos de prótesis

El sistema de retroalimentación contempla la entrada analógica de las señales de los sensores de fuerza ubicados en los dedos pulgar, índice y medio de la prótesis mioeléctrica. Es por este motivo que su selección es contemplada en este capítulo.

En la selección de los sensores de fuerza se tomó en cuenta el rango de medición(0 - 24.7N) , el tamaño del área del sensor (25 mm de diámetro máximo - diámetro yema dedo medio), así como la mayor precisión en el comportamiento lineal de la salida calibrada. Se muestran las dos opciones que cumplen los criterios de búsqueda. Ver Tabla 3.10.

Tabla 3.10 Comparación de sensores de fuerza.

Nombre	Dimensiones (mm)	Rango (N)	Error lineal
FlexiForce A301	largo = 24.5 mm, área sensado = 9.53 mm	0 - 111N	< 3%
FSR 400 Interlink Electronics	largo = 38 mm, área sensado = 5mm	0 -25 N	< 6%

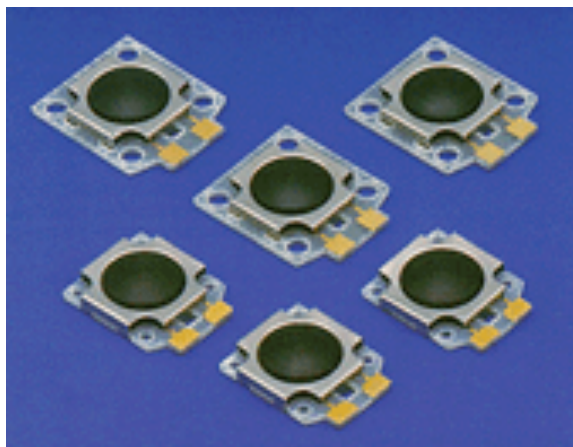
En la Tabla 3.10 se aprecia que el rango del sensor de fuerza se encuentra muy cercano al límite de lo requerido. Asimismo, tras revisar el comportamiento lineal de ambas gráficas en sus Hojas de Datos, se descubrió que los sensores de la marca *Flexiforce* presentan un comportamiento lineal más preciso en comparación con los de *Interlink Electronics*. Por lo tanto, se escogen los sensores *Flexiforce A301* (ver Anexo F.1).

3.2.1.5 Sensor de deslizamiento en pulgar

El desarrollo de este tipo de sensores aún se encuentra en desarrollo tal y como se puede apreciar en las distintas publicaciones realizadas [Cranny, 2005], [Teshigawara, 2009] por mencionar algunas. Sin embargo se ha identificado una compañía que ha iniciado la comercialización de estos sensores. En este caso, el sensor de deslizamiento es seleccionado de acuerdo a criterios de tamaño y forma. Ver tabla 3.11.

Tabla 3.11 Comparación de sensores de deslizamiento.

Nombre	Dimensiones (mm)	Detalle	Corriente (mA)
INASTOMER SR-D-15	12 x 15	pad cubierto	5
INASTOMER SR-P-15	12 x 15	montículo	5

Figura 3.13 Sensores de deslizamiento SR-D-15¹⁸

Ambos modelos de la compañía comparten casi todas las características. Sin embargo, es el detalle del pad¹⁹ el que varía. En el modelo P-15 la cubierta externa debe poseer forma de montículo -grano. Por otro lado, el modelo D-15 no posee ningún tipo de relieve, se trata de un pad de caucho ovalado. Esta segunda alternativa resulta mucho más antropomórfica en comparación. Ver Figura 3.13.

El funcionamiento de los sensores de deslizamiento es como sigue. El pad de caucho cuenta con partículas de carbono distribuidas uniformemente. Cuando no se encuentran expuestos a ningún tipo de carga su resistencia es infinita. Sin embargo, cuando se aplica una Fuerza Normal a la superficie, se incrementa el contacto entre las partículas de carbono presentes modificando así la resistencia eléctrica. Más aún, cuando se aplica una fuerza tangencial esta variación se presenta de manera más pronunciada, ello pues varía aún más el contacto mutuo entre las partículas de carbono presentes. Ver Figura 3.14.

¹⁸ INASTOMER SR-D-15: http://www.inaba-rubber.co.jp/en/b_products/inastomer/srd.html

¹⁹ Área del sensor que se encuentra en contacto con el exterior.

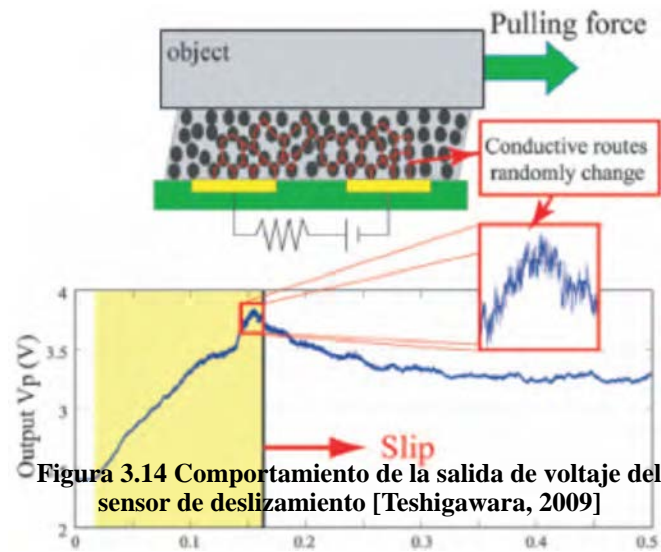


Figura 3.14 Comportamiento de la salida de voltaje del sensor de deslizamiento [Teshigawara, 2009]

El sensado ocurre cuando se supera la fricción estática. Como se nota en la Figura 3.14, inmediatamente antes que suceda el deslizamiento, se presenta un pico de voltaje. Tras el pico, el voltaje se reduce una vez que el objeto comenzó a deslizarse y se encuentra afectado por la fricción cinética.

3.2.2 Algoritmo y lógica de control

El sistema de retroalimentación que se desarrolla en esta tesis opera en un sistema de control de lazo abierto puesto que la finalidad del mismo es el de funcionar en conjunto a una prótesis de mano mioeléctrica. De esta manera, es el usuario quien realiza el control de la prótesis, ayudándose de la información que le brinda el sistema de retroalimentación háptica.

En la siguiente sección se presentan los diagramas de flujo tentativos para el controlador Arduino del sistema: Sensado y actuación. Estos diagramas describen el funcionamiento y comportamiento del sistema de retroalimentación para funcionar correctamente.

3.2.2.1 Programa Principal

En la Figura 3.15 se encuentra el diagrama de flujo del programa principal del controlador Arduino LilyPad. Al energizar el controlador Arduino se inicializan los puertos, variables y se colocan los actuadores en posición inicial: contacto inicial de superficie de plunger contra la piel. Posteriormente la rutina del Programa Principal opera en un círculo de sensado continuo puesto que la prótesis de mano en todo momento se encuentra funcionando. Este sensado se detiene únicamente cuando el botón de apagado es presionado.

Así, el programa principal realiza dos rutinas durante todo el funcionamiento: El sensado y actuado de la fuerza en los dedos, así como el deslizamiento en el pulgar. La retroalimentación generada por los sensores de fuerza se antepone al de la retroalimentación que se genera por el deslizamiento en la ejecución del programa principal. Esto se debe a que son mayores las actividades que se realizan con la prótesis asociadas a la sujeción acompañada de retroalimentación visual (usuario observando el objeto que sujeta). Finalmente se retoma el lazo de sensado. Las acciones en el microcontrolador ATmega168 de la tarjeta Arduino LilyPad ocurren cada 5ms. Este tiempo calza con el que toma al cerebro la llegada de la sensación del tacto en el antebrazo es de 50ms [Tabot, 2012].

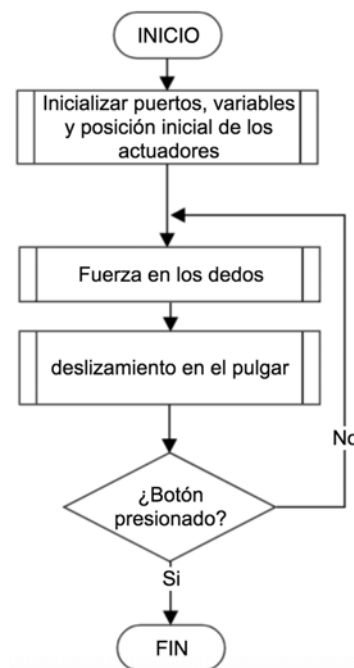


Figura 3.15 Diagrama de flujo del programa principal del controlador Arduino LilyPad.

3.2.2.2 Fuerza en los Dedos

En la Figura 3.16 se observa el diagrama de flujo de la subrutina de fuerza en dedos. Esta subrutina incluye las etapas de sensado y actuación. Así, en la subrutina es sensada la fuerza de los sensores dispuestos sobre los dedos protésicos: pulgar, medio e índice en paralelo. Posteriormente se registran estos datos en la memoria del Arduino LilyPad.

La subrutina entra en un proceso de validación de los valores de fuerza sensados. El límite de lectura es de 25N. De encontrarse el valor en el rango, prosiguen las acciones. De accionarse el botón de apagado, se finaliza toda operación del sistema.

Tal como se mencionó en la Tabla 3.1 “Fuerzas máximas en los dedos de la mano”, la fuerza máxima desarrollada por una persona adulta (30 años, varón caucásico) alcanza un valor de 24.7N cuando se realiza aducción en pulgar.

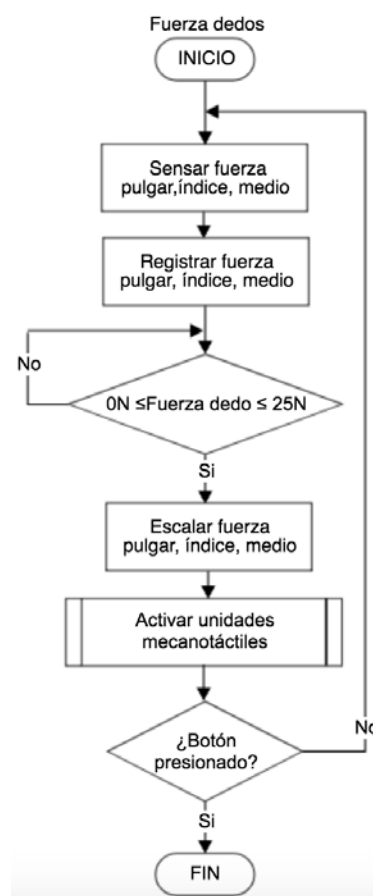


Figura 3.16 Diagrama de flujo de la subrutina del sensado y actuación de las unidades mecanotáctiles.

A su vez, se mencionó en la sección 3.1.1.2 “Comportamiento mecánico de la piel frente a fuerzas normales” que la piel se comportaba de manera semi elástica para profundidades de indentación entre 1.6 a 4.2 mm. De lo mencionado en los dos párrafos anteriores, es posible determinar una tabulación basada en las dimensiones del *plunger* y la profundidad de indentación ortogonal contra la piel del usuario. Ver Figura 3.17.

$$\theta = \text{Asin}(h/r) * 180/\pi \dots\dots\dots(3.3)$$

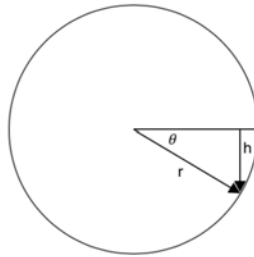


Figura 3.17 Relación geométrica según radio de giro de un servomotor.

Tabla 3.12 Relación profundidad de indentación - ángulo servomotor - Fuerza sensada.

Radio de giro Plunger r (mm)	Profundidad indentación h (mm)	Ángulo servomotor θ (grados)
15	1.6	6.1
	1.7	6.5
	1.8	6.9
	1.9	7.3
	2	7.7
	2.1	8.0
	2.2	8.4
	2.3	8.8
	2.4	9.2
	2.5	9.6
	2.6	10.0
	2.7	10.4
	2.8	10.8
	2.9	11.1
	3	11.5
	3.1	11.9
	3.2	12.3
	3.3	12.7
	3.4	13.1
	3.5	13.5
3.6	13.9	
3.7	14.3	
3.8	14.7	
3.9	15.1	
4	15.5	
4.1	15.9	
4.2	16.3	

Es apreciable que para poder generar respuestas exactas, el nivel de indentación es acrecentado en el orden de delta 0.1 mm. De esta manera, con la ecuación 3.3 es posible generar la Tabla 3.12 en la que se hayan los valores a asignar a los servomotores para la profundidad de indentación según corresponda. Debido a la cantidad de muestras, es posible determinar una relación entre los valores de Fuerza y ángulo de giro de servomotor(0 - 24N) , así como una ecuación obtenida por aproximación lineal, dicha ecuación es ingresada al microcontrolador. Ver tabla 3.13 y Figura 3.18.

Tabla 3.13 Relación Fuerza sensada - Ángulo servomotor.

Fuerza sensada (N)	Ángulo servomotor θ (grados)
0	6.1
1	6.5
2	6.9
3	7.3
4	7.7
5	8.0
6	8.4
7	8.8
8	9.2
9	9.6
10	10.0
11	10.4
12	10.8
13	11.1
14	11.5
15	11.9
16	12.3
17	12.7
18	13.1
19	13.5
20	13.9
21	14.3
22	14.7
23	15.1
24	15.5

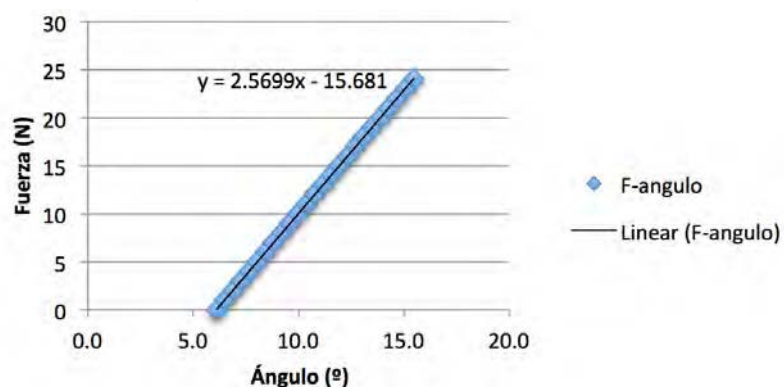


Figura 3.18 Ecuación de comportamiento lineal Fuerza - Ángulo.

3.2.2.3 Activar unidades mecanotáctiles

En la Figura 3.19 se observa la subrutina de activación de las unidades mecanotáctiles. Determinado el ángulo de giro de servomotor de acuerdo a la fuerza sensada, se genera un lazo cerrado continuo. Según el dedo que haya sido identificado se activan los servomotores correspondientes para que cada *plunger* ejerza fuerza sobre el antebrazo del usuario. Caso contrario, el proceso es detenido cuando el botón de parada es presionado, finalizando toda operación del sistema.

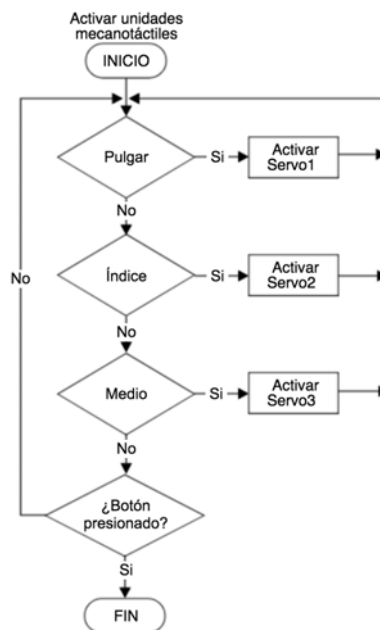


Figura 3.19 Diagrama de flujo de la subrutina de activación unidades mecanotáctiles.

3.2.2.4 Activar unidad vibrotáctil

Finalmente, en la Figura 3.20 se muestra el diagrama de flujo de la subrutina de activación de la unidad vibrotáctil. el controlador Arduino LilyPad se encarga de registrar la etapa de sensado. Para ello recibe del sensor de deslizamiento una entrada de voltaje (0-5V) y registra el valor anterior y el valor actual en su memoria. Luego, resta el valor anterior del valor actual para obtener un delta de voltaje. Cuando el delta de voltaje sea positivo, significa que el pico de voltaje ha sido superado y que está por iniciarse el deslizamiento del objeto. Tras dicha instrucción, el vibrador del sistema actúa para así anunciar al usuario que está por producirse un deslizamiento. De presionarse el botón de parada, el sistema es detenido en su totalidad.

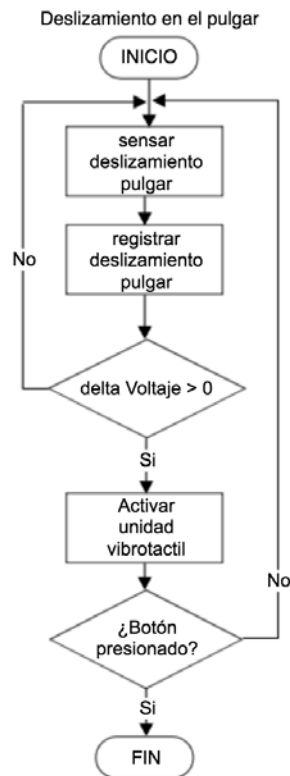


Figura 3.20 Diagrama de flujo subrutina de activación de la unidad vibrotáctil.

3.2.2.5 Consumo de corriente

En la sección F “Consumo de corriente” de Anexos, se describe el consumo total del dispositivo háptico siendo este de 503 mA. Esta alimentación es garantizada por la batería presente en la prótesis mioeléctrica de mano con la que se desee el dispositivo háptico trabaje en conjunto. A manera de ejemplificar, se selecciona una batería Litio Polímero 11.1V - 5000 mAh como la seleccionada en la prótesis mioeléctrica PUCP [Mio, 2017]. En esta investigación, el prototipo desarrollado funcionaba durante 4horas de uso. Cifra pensada para recargar las baterías del dispositivo dos veces al día.

En ese sentido, se garantiza un funcionamiento de 4horas continuas de uso del dispositivo háptico con un consumo de 500 mAh, dando un total de 2000 mAh. Ver Figura 3.21 y 3.22.

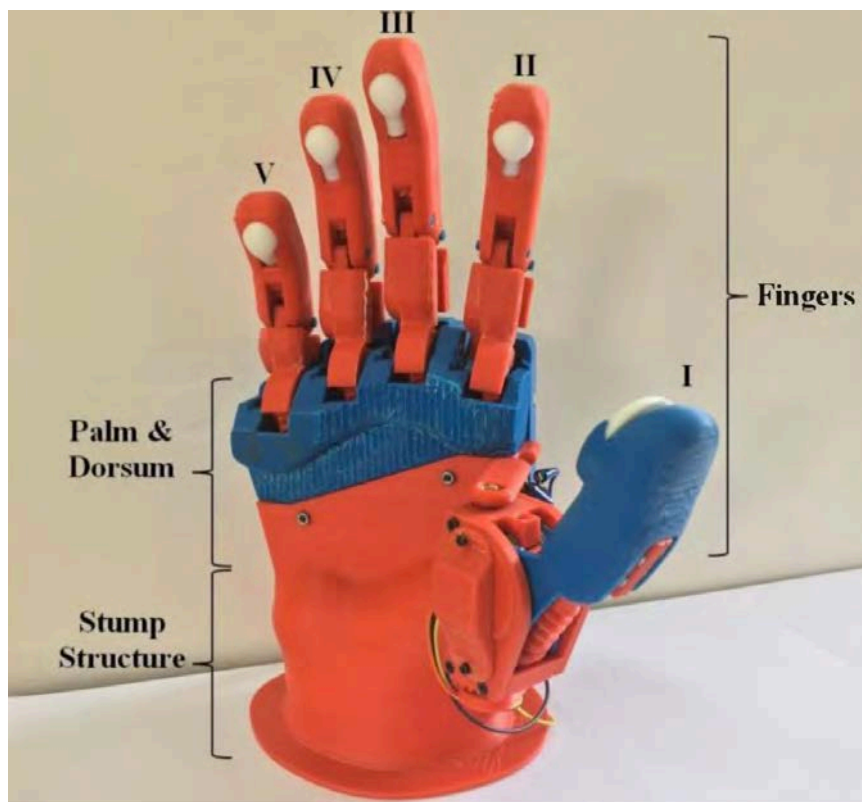


Figura 3.21. Prótesis de mano en impresión 3D desarrollada en PUCP [Mio, 2017].

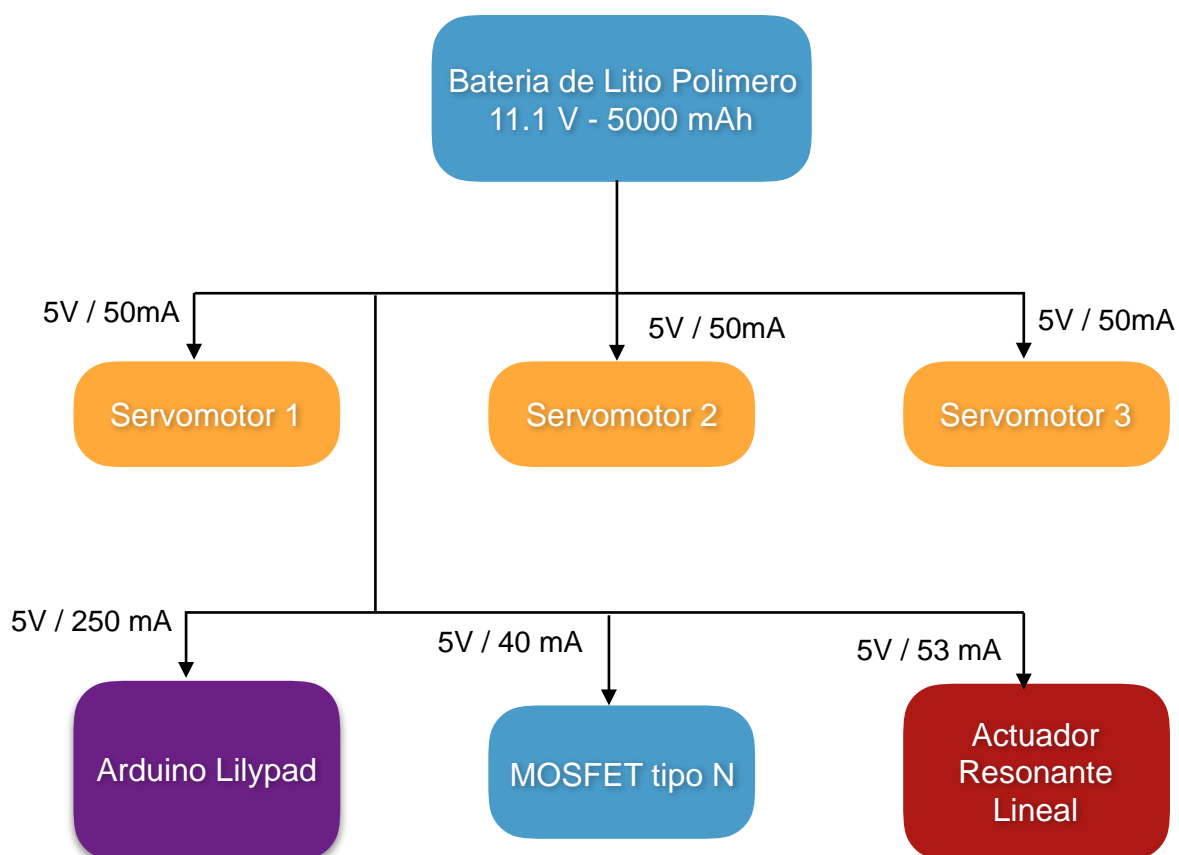


Figura 3.22. Consumo de energía de los componentes del dispositivo háptico.

CAPÍTULO 4

EXPERIMENTOS Y RESULTADOS

Con el propósito de validar y comprobar el funcionamiento del dispositivo de retroalimentación háptico diseñado, se analizarán en este capítulo el funcionamiento del componente mecánico “Carcasa soporte” así como el del “*plunger*”, por medio de un análisis de elementos finitos. Asimismo, se realizará la calibración de los sensores *Flexiforce* A301, así como la prueba de funcionamiento del actuador resonante lineal *Precision Microdrives* C08-001.

4.1 Simulaciones

En el análisis de esfuerzos en la estructura carcasa soporte del dispositivo se utilizó el software Autodesk Inventor 2015. Este software permite realizar un análisis a través del método de elementos finitos y brinda resultados confiables respecto a los esfuerzos, deformaciones y factores de seguridad. La malla seleccionada fue tetraédrica con elementos de 0.1mm para las secciones donde se aplicaran más cargas. En esta simulación se incluyen: La estructura interna, que sostendrá a todos los elementos actuadores y de control; así como el *plunger* perteneciente a la unidad mecanotáctil.

Las siguientes condiciones de funcionamiento son elegidas para la carcasa:

- Material asignado del cual será fabricada la carcasa: plástico ABS
- Colocación de una restricción fija a la base pues esta iría apoyada sobre el antebrazo del usuario.
- El simular las cargas ejercidas por el peso de los componentes, requiere que se coloquen fuerzas externas en los agujeros ciegos donde se realizará el ajuste de los servomotores por medio de uniones atornilladas. Asimismo, se colocan cargas externas sobre las caras internas en contacto con los servomotores puesto que estos se encuentran en ajuste con la carcasa principal. La fuerza producida por la gravedad también es añadida. Las fuerzas externas son mostradas en la Tabla 4.1

Asimismo, se fijan las condiciones de funcionamiento para la simulación del *plunger*:

- Material asignado del cual será fabricado el elemento: plástico ABS.
- Colocación de una restricción de giro en el área interna de la sección en contacto con la sección dentada del eje del servomotor. Por simplificación, esta sección es modelada como una superficie plana cilíndrica.
- La carga ejercida simulada por la reacción de la piel sobre el área en contacto con la piel, esta fuerza es de 20N, valor cercano al límite de 24.7N que se genera con el pulgar en aducción. La fuerza producida por la gravedad también es añadida.

En las Figuras 4.1 y 4.2 se observa el mallado escogido para la simulación, así como también se aprecian las fuerzas en sus respectivas ubicaciones.

Tabla 4.1 Fuerzas externas sobre la carcasa principal.

Fuerza	Valor (N)
Cortante x12	9 (c/u)
Pretensión x12	7 (c/u)
Apoyos esquinas x4	7 (c/u)

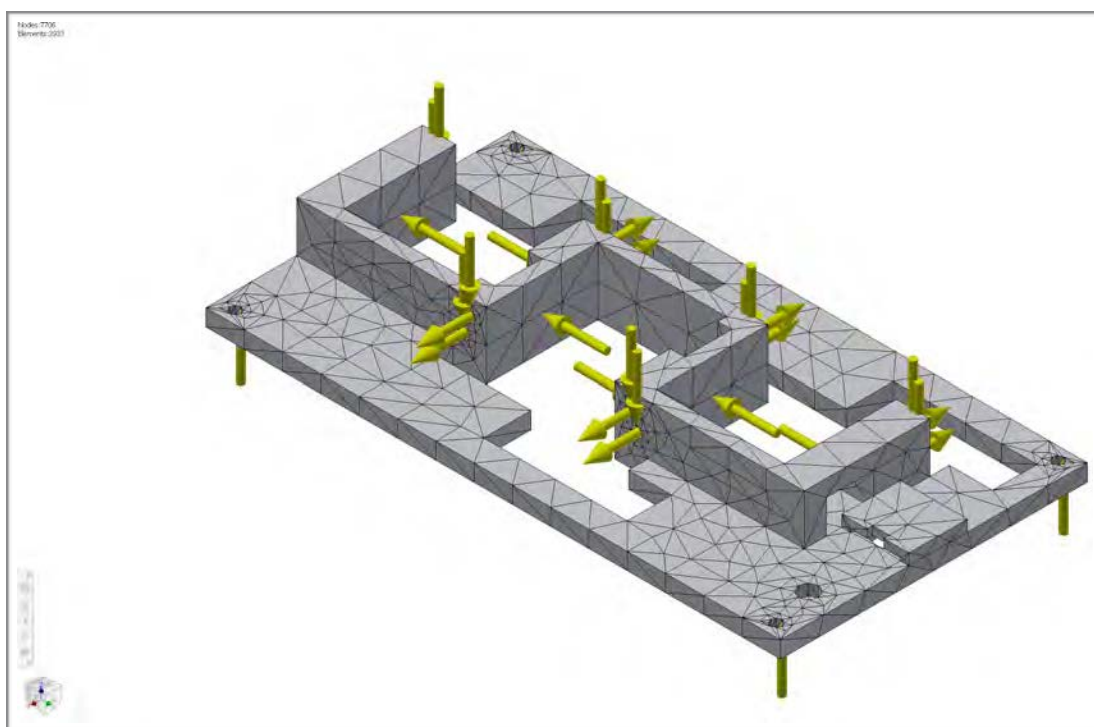


Figura 4.1 Mallado y fuerzas para el análisis de esfuerzos en la carcasa principal.

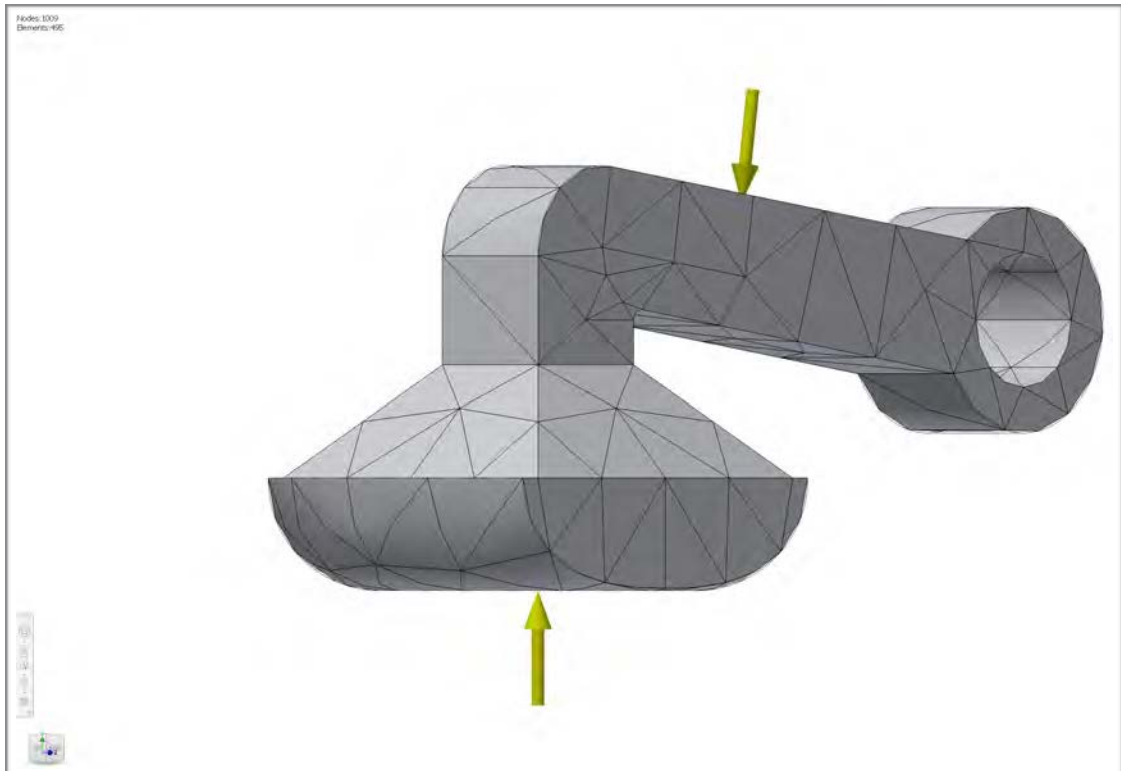


Figura 4.2 Mallado y fuerzas para el análisis de esfuerzos en el *plunger* de la unidad mecanotáctil.

4.1.1 Resultados del análisis de esfuerzos en carcasa principal

Luego de la simulación se obtienen los siguientes resultados resumidos en las Figuras 4.3, 4.4 y 4.5. Se destacan los valores máximos y mínimos de los esfuerzos, desplazamientos y factores de seguridad.

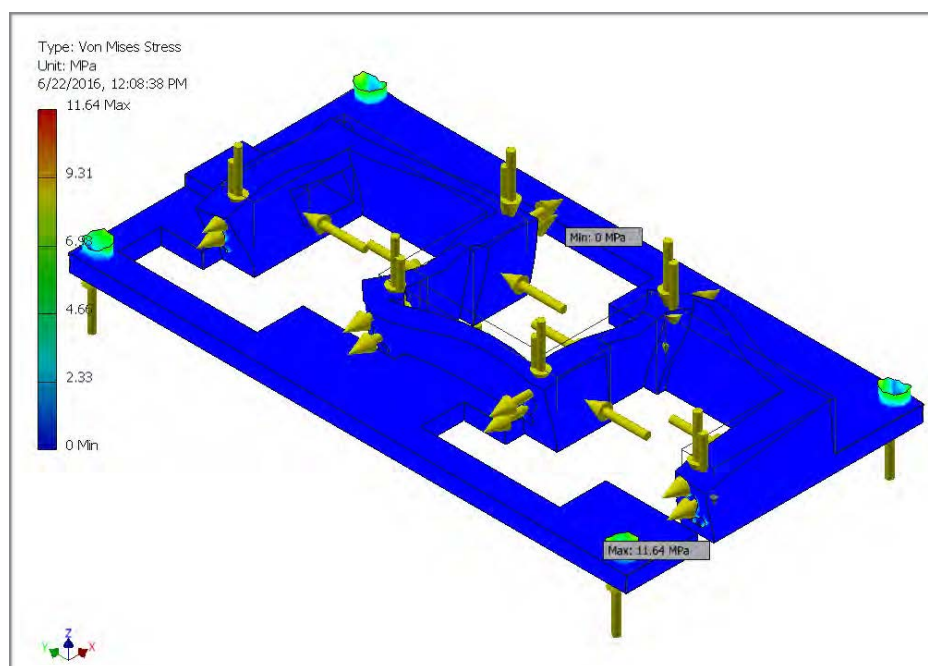


Figura 4.3 Esfuerzo de Von Mises en la carcasa principal.

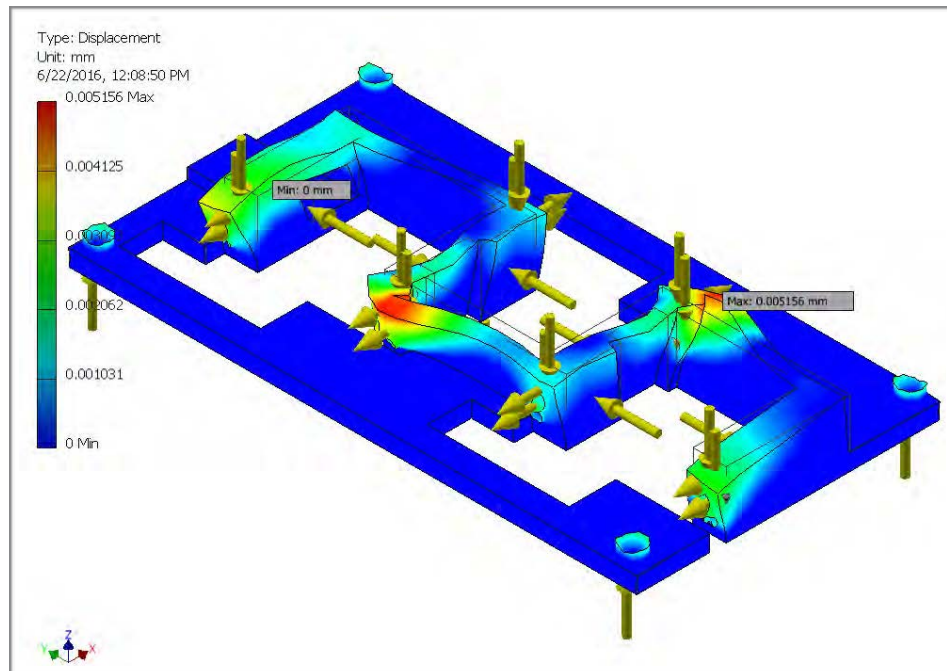


Figura 4.4 Desplazamientos y deformaciones en la carcasa principal.

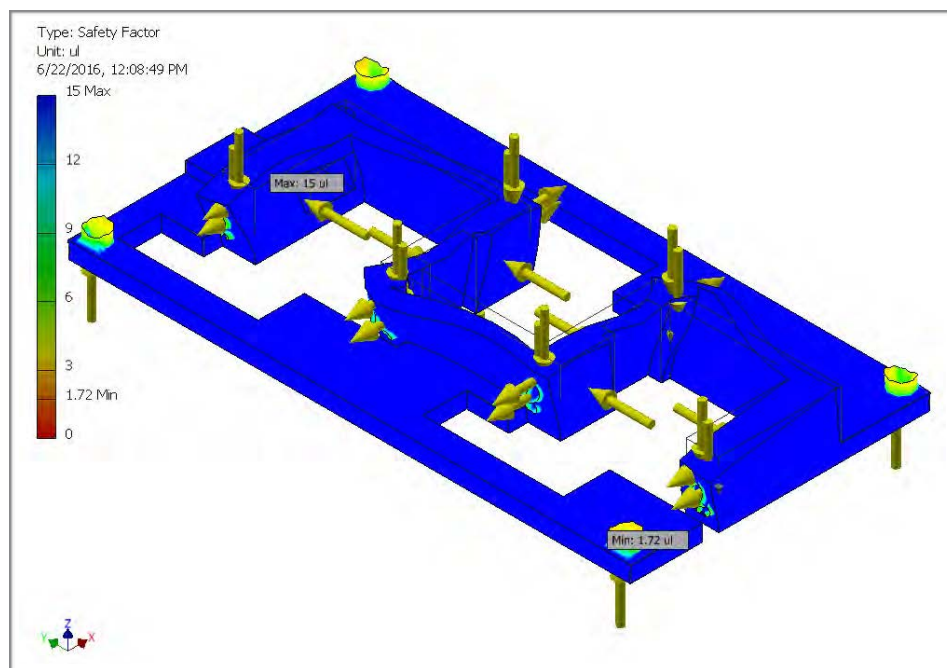


Figura 4.5 Factores de seguridad en carcasa principal.

Resumiendo los valores máximos se obtiene:

- Máximo esfuerzo equivalente : 11.64 Mpa
- Máximo desplazamiento: 0.005156 mm
- Mínimo factor de seguridad a la fluencia: 1.72

Los efectos de esfuerzo equivalente en los agujeros ciegos donde se empernan los servomotores y las uniones de la carcasa inferior con la superior son los más significativos. La resistencia a la fluencia de el plástico ABS es 45 Mpa y el máximo esfuerzo es de 11.64 Mpa, por lo que el factor de seguridad obtenido de 1.72 que se genera en la unión atornillada contra la carcasa superior, es superior a 1.5 por lo que es considerado válido. Finalmente, el máximo desplazamiento se produce en la unión atornillada ciega del servomotor del medio y se encuentra en el orden de las milésimas de milímetro. Por lo tanto, se puede asegurar que la estructura soportará los esfuerzos a los que está siendo sometida.

4.1.2 Resultados del análisis de esfuerzos en *plunger*

Los resultados de de la simulación se muestran resumidos en las Figuras 4.6, 4.7 y 4.8. Se destacan los valores máximos y mínimos de los esfuerzos, desplazamientos y factores de seguridad.

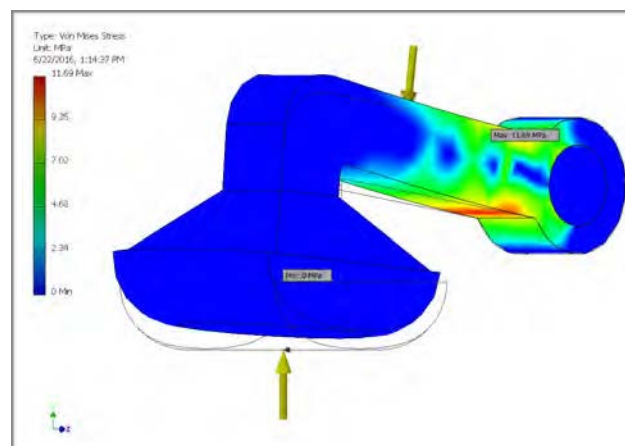


Figura 4.6 Esfuerzo de Von Mises en el *plunger*.

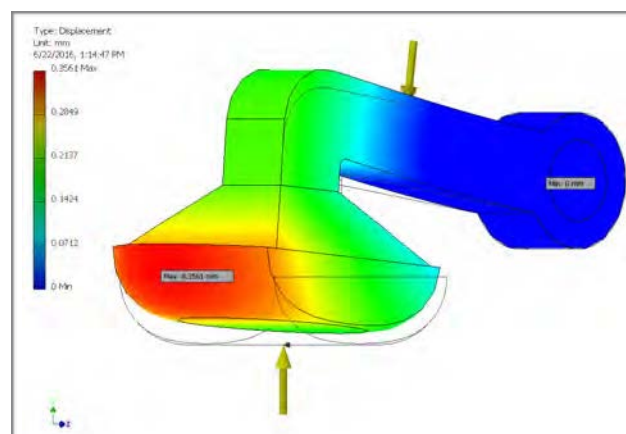


Figura 4.7 Desplazamientos y deformaciones en el *plunger*.

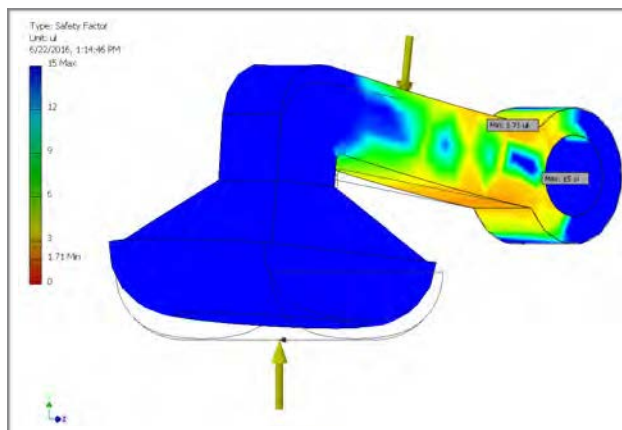


Figura 4.8 Factores de seguridad en el plunger.

Resumiendo los valores máximos se obtiene:

- Máximo esfuerzo equivalente: 11.69 Mpa
- Máximo desplazamiento: 0.3561 mm
- Mínimo factor de seguridad en fluencia: 1.71

Los efectos del esfuerzo se aprecian sobre el brazo del *plunger* en la sección cercana a la unión con el eje del servomotor. La resistencia a la fluencia del plástico ABS es de 45 MPa y el máximo esfuerzo es de 11.69 MPa, con lo que se obtiene un factor de seguridad de 1.71. Éste es superior a uno de 1.5 por lo que es considerado válido. Finalmente, el máximo desplazamiento se produce en el extremo del área de contacto del *plunger* y es del orden de las décimas de milímetro. Por lo tanto se puede asegurar que el *plunger* soportará los esfuerzos a los que está siendo sometido.

4.2 Experimentos

En estos experimentos se presentan los procedimientos realizados para encontrar la curva de calibración del sensor de fuerza *Flexiforce A401*, así como la configuración realizada para el funcionamiento de actuador resonante lineal *Precisión Microdrives C08-001*.

4.2.1 Pruebas del Sensor de fuerza

Las pruebas del sensor de fuerza emplean dos tarjetas electrónicas: una tarjeta electrónica basada en OPAM, y un Arduino UNO.

La tarjeta basada en OPAM es una configuración electrónica sugerida por la empresa *Flexiforce* para realizar la calibración de sus sensores de fuerza por lo que es implementada para estas pruebas. A su vez, el Arduino UNO es el encargado de brindar el Voltaje de entrada de la Tarjeta OPAM, así como recibir la entrada analógica de la salida de la tarjeta del OPAM. Ver Figuras 4.9 y 4.10.

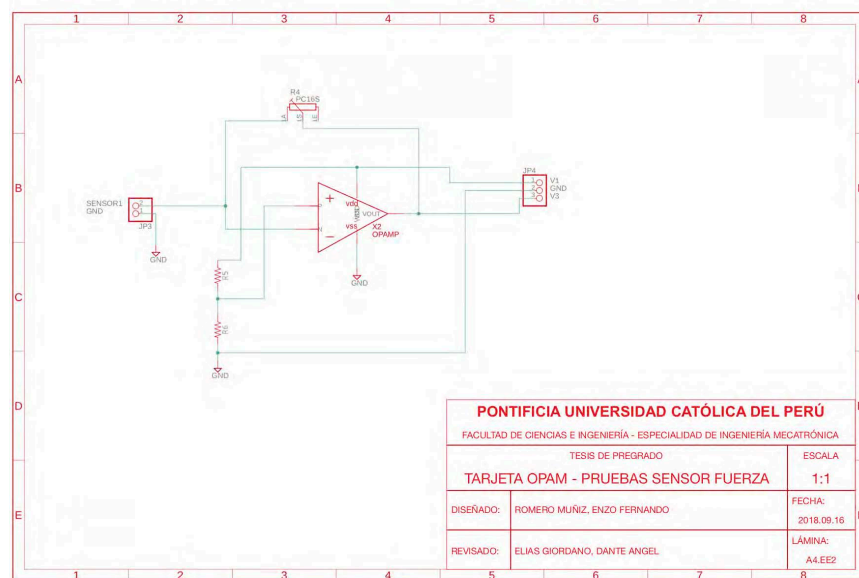


Figura 4.9 Diseño electrónico de la tarjeta OPAM



Figura 4.10 Tarjeta OPAM implementada.

La calibración fue realizada empleando pesas apoyadas sobre el sensor de fuerza de manera ascendente. Para asegurar que la distribución de fuerza realizada por las pesas incidiera en su totalidad sobre el área del sensor, se fabricó una estructura en impresión 3D cuya base tuviera las mismas dimensiones que el área del sensor de fuerza. la estructura posee una masa de 0.033 kg. Ver Figura 4.11.

En la Tabla 4.2 se muestran los pesos que se utilizaron. En la Figura 4.12 se muestra las pesas colocadas en la estructura sobre el sensor.



Figura 4.11 Estructura en impresión 3D para la colocación de pesas.

Tabla 4.2 Masas y pesos contemplados para la prueba de calibración.

Masa (kg)	Peso (N)
0	0
0.033	0.32361945
0.133	1.30428445
0.333	3.26561445
0.833	8.16893945
1.252	12.2779258
1.671	16.3869122
1.871	18.3482422
1.971	19.3289072
2.071	20.3095722



Figura 4.12 Lectura de voltaje en salida tarjeta Opam. La estructura en impresión 3D con las pesas empleadas en el ensayo.

Luego de la implementación se obtienen los valores de la salida de la tarjeta OPAM. Ver Tabla 4.3.

En la Figura 4.13 se muestra la gráfica obtenida entre el valor de salida de la tarjeta Opam (V_{out}) la cual es identificada por el Arduino como una entrada digital entre 0-1024 y la fuerza en Newtons. Con la cantidad de muestras se realiza una aproximación lineal cuyo comportamiento coincide con el indicado por la Hoja de Datos del sensor dado de Fábrica.

Tabla 4.3 Valores del sensor de fuerza obtenidos.

Masa (kg)	Peso (N)	Valor sensor	Valor sensor llevado a origen
0	0	398.3033333	0
0.033	0.32361945	400.3343718	2.0310385
0.133	1.30428445	402.3805668	4.0772335
0.333	3.26561445	415.147541	16.8442077
0.833	8.16893945	458.8024691	60.4991358
1.252	12.2779258	496.7318182	98.4284849
1.671	16.3869122	539.7419355	141.4386022
1.871	18.3482422	562.5116279	164.2082946
1.971	19.3289072	572.2129784	173.9096451
2.071	20.3095722	584.096817	185.7934837

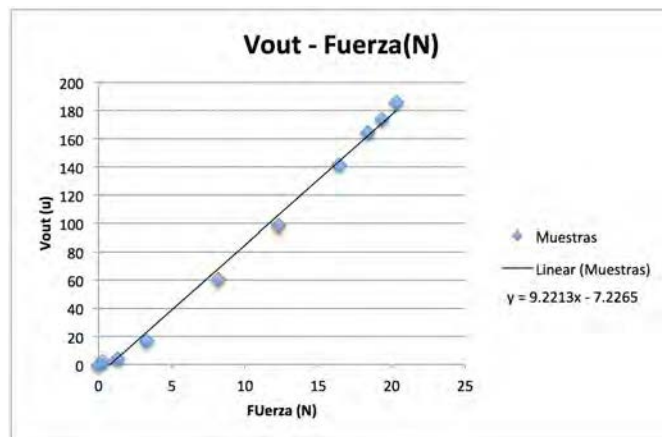


Figura 4.13 Gráfica Valor sensor - fuerza (N).

4.2.2 Pruebas del actuador resonante lineal

Las pruebas del actuador resonante lineal emplean dos tarjetas electrónicas: Una tarjeta DRV2605 de la marca TI el cual cumple la función de *driver* de motor; así como un Arduino UNO el cual se encarga de implementar el código de funcionamiento para el motor, así como la alimentación de la tarjeta *driver*. La prueba busca realizar la implementación necesaria para comprobar el funcionamiento del actuador resonante lineal. Ver Figura 4.14.

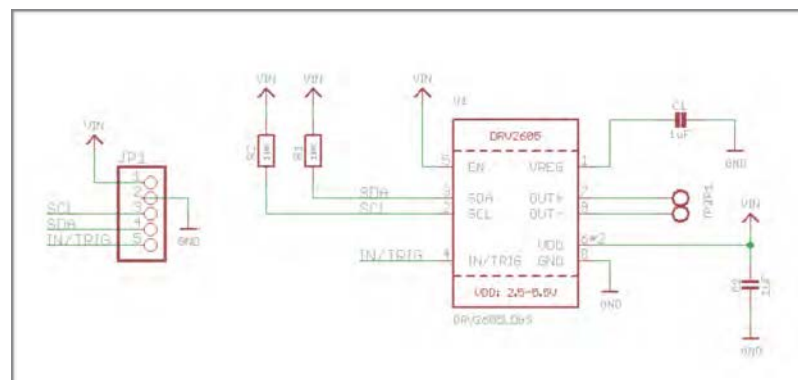


Figura 4.14 (Sup) Tarjeta driver de motor DRV2605. (Inf) Diseño electrónico de la tarjeta DRV2605.²⁰

²⁰ Diagrama esquemático de tarjeta DRV2605: <https://learn.adafruit.com/assets/21846>

Las pruebas de funcionamiento se desarrollan empleando el código otorgado por el fabricante en una tarjeta Arduino UNO. Este código reproduce sobre el actuador resonante lineal los 117 efectos de vibración que es capaz de controlar el driver DRV2605. El código se encuentra en la sección Anexos de la tesis.

Finalmente se procede con la conexión de las dos tarjetas con el actuador resonante lineal según:

- Vin del DRV2605 con la salida 5V del Arduino UNO.
- GND del DRV2605 con el pin GND del Arduino UNO.
- SCL del DRV2605 con la salida *I2C clock* del Arduino UNO (salida A5).
- SDA del DRV2605 con la salida *I2C data* del Arduino UNO (salida A4).
- Motor+ del DRV2605 con el cable rojo del actuador resonante lineal.
- Motor- del DRV2605 con el cable azul del actuador resonante lineal.

Las pruebas de validación del funcionamiento implicaron colocar el motor resonante lineal sobre el antebrazo de 10 personas: 9 personas sin amputación (6 varones y 3 mujeres, 20 -24 años) y un usuario que presenta amputación congénita adactilia²¹ (23 años) , peruanos. Todos los usuarios aceptaron participar del ensayo.

Sobre las 10 personas, el motor resonante lineal fue colocado empleando una cinta adhesiva para asegurar que se encuentre en contacto con el antebrazo. Ver Figura 4.15. El ensayo consistió en transmitir sobre la piel del antebrazo derecho de los usuarios los 117 arreglos de vibración que se pueden generar empleando la tarjeta DRV2605 los cuales son combinaciones distintas de tiempo de vibración, así como de frecuencia con un intervalo de 0.5s entre combinación.

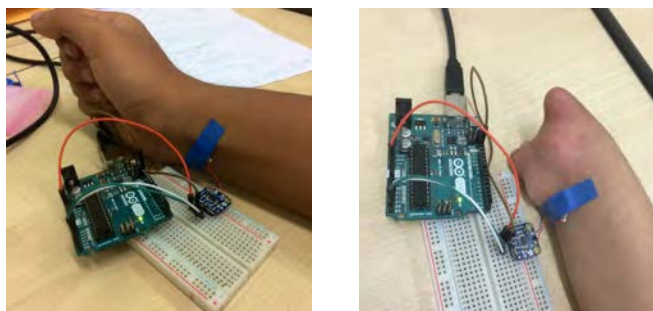


Figura 4.15 (Izq) Prueba realizada sobre usuario sin amputación. (Der) Prueba realizada sobre usuario con amputación congénita.

²¹ Amputación transmetacarpiana que cuenta con muñeca completa.

A cada uno de los usuarios se les realizó las siguientes preguntas:

- ¿Sientes la vibración sobre el antebrazo?
- En una escala del 1-10, ¿Cuán incómoda te resulta la vibración?
- ¿Qué intensidad de vibración prefieres: baja, media o alta?

En las Figuras 4.16, 4.17 y 4.18 se muestran los resultados de las preguntas.

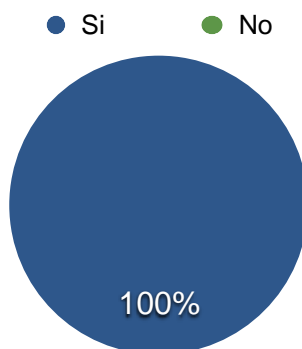


Figura 4.16 Resultados de la pregunta “¿Sientes la vibración sobre el antebrazo?”

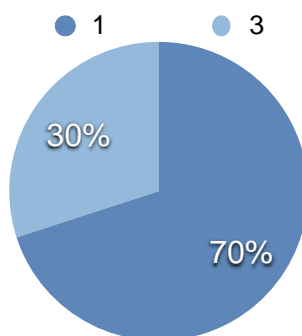


Figura 4.17 Resultados de la pregunta “En una escala del 1-10 ¿Cuán incómoda te resulta la vibración?”

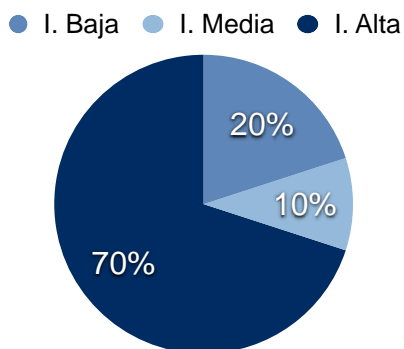


Figura 4.18 Resultados de la pregunta “¿Que intensidad de vibración prefieres: baja, media o alta?”.

CAPÍTULO 5

PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En este capítulo se muestra la relación de planos de despiece y el plano de ensamble del dispositivo de retroalimentación háptico.

5.1 Planos

Estos planos se encuentran en el Anexo G: Planos del sistema. En la Tabla 5.1 se muestra la relación de planos correspondientes. El código seleccionado para la identificación de planos denota las siguientes características: El tamaño de hoja utilizado, el tipo de plano y el número de plano. El formato presentado es: (tamaño de hoja normalizado).(tipo de plano)(número de plano). En el caso de los Planos Eléctricos, el formato es como sigue: EE(número de plano)-(tamaño de hoja personalizado)

5.2 Estimación de costos

Asimismo, este capítulo aborda la estimación de costos del proyecto. En la estimación de costo del presupuesto se distribuyen en dos categorías: costos directos e indirectos.

A su vez, los costos directos se distribuyen en dos: costos de diseño y de fabricación. En la categoría de diseño se estipulan los costos de horas-hombre por la investigación del Estado del Arte, Diseño Conceptual e Ingeniería de Detalle del Sistema Mecatrónico. Este proceso se realizó en 1200 horas y se considera el pago de 9 soles por hora de trabajo invertida, acorde al pago del mercado para un practicante profesional de la Pontificia Universidad Católica del Perú (1500 soles mensual).

Finalmente en la Figura 5.1 se muestra la estructura de los costos directos. Asimismo, se muestran las Tablas 5.2 y 5.3 los costos materiales para control y mecánico, y en la Tabla 5.4 la síntesis de la estimación del costo del dispositivo, el cual incluye los costos directos e indirectos.

Tabla 5.1 Relación de planos.

Número	Concepto	Código
1	Dispositivo Biofeedback	A3.E001
2	Carcasa principal	A3.D002
3	Unidad Mecanotáctil	A4.E003
4	Plunger	A4.D004
5	Carcasa superior	A4.D005
6	Plano Electrico General	A3.EE1
7	Tarjeta OPAM pruebas	A4.EE2

Tabla 5.2 Costo de fabricación del sistema de control.

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S/.)	Precio Total
3	Sensor de fuerza A301 Tekscan	163.17	489.51
1	Sensor de deslizamiento SR-D-15	99.90	99.90
1	Actuador resonante lineal Precision Microdrives C08-001	39.96	39.96
1	Mosfet 60V 30A canal N	3.16	3.16
3	Servomotor Turnigy TGY-210DMH Coreless	140.96	422.88
1	Tarjeta Arduino LilyPad	208.13	208.13
		Subtotal S/.	1263.54
		IGV (18%)	227.44
		Total S/.	1491.00

Tabla 5.3 Costo de fabricación del sistema mecánico.

Cantidad	Descripción	Precio Unitario (S/.)	Precio Total
1	Impresión 3D carcasa soporte (VEO PUCP)	360.00	360.00
3	Impresión 3D <i>plunger</i> (VEO PUCP)		
1	Impresión 3D carcasa superior (VEO PUCP)		
1	Cables, pernos y conexiones	5.00	5.00
		Subtotal S/.	365.00
		IGV (18%)	65.70
		Total S/.	430.70

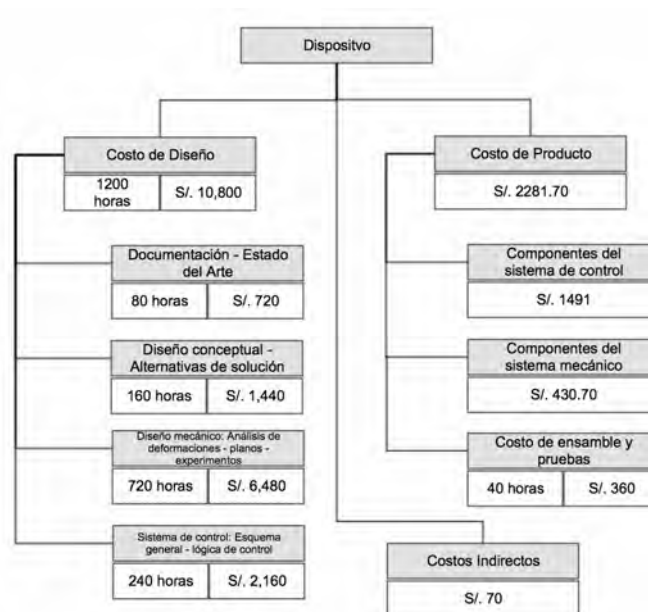


Figura 5.1 Estructura de los costos directos.

Tabla 5.4 Estimación del costo del dispositivo de retroalimentación para una prótesis prototipo.

Estimación del costo	Monto (S/.)
1) Costos de diseño	10,800.00
Documentación - Estado del Arte	720.00
Diseño conceptual - Alternativas de solución	1,440.00
Diseño mecánico: Análisis de deformaciones - planos - experimentos	6,480.00
Diseño del Sistema de control: Esquema general - lógica de control	2,160.00
2) Costos de Producto	2,281.70
Componentes del sistema de control	1,491.00
Componentes del sistema mecánico	430.70
Ensamblaje del dispositivo háptico	360.00
3) Costos Indirectos	70.00
Movilidad	50.00
Impresión de planos	20.00
Total	13,151.70

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- Tal y como se planteó en la sección “Lista de Exigencias” del Capítulo 2 de la tesis, el dispositivo es diseñado para poder funcionar en conjunto con una prótesis mioeléctrica transradial de mano por lo que no se seleccionó una batería particular para el dispositivo diseñado puesto que la prótesis ya cuenta con una batería para el funcionamiento y el seleccionar una exclusiva para el dispositivo añade peso al antebrazo del usuario.
- Se observa en la simulación que el factor de seguridad mínimo obtenido para el *plunger* es de 1.71. Esto se debe a que el material escogido para la simulación de este elemento es plástico ABS. De querer elevar el factor de seguridad, la sección brazo del *plunger* podría fabricarse de aluminio a través de corte láser, y el extremo en contacto con la piel ser un adicional hecho de caucho. Sin embargo, realiza esta operación elevaría el peso del dispositivo puesto que la densidad del aluminio es mayor que la del plástico ABS.
- La selección de servomotor fue realizada tomando en consideración la máxima fuerza que puede realizar el pulgar en aducción (25 N) pues se consideró que este sería el caso más crítico. Sin embargo, los usuarios de prótesis mioeléctrica deciden emplear sus prótesis - en la mayoría de los casos - como “mano de apoyo”, por lo que las fuerzas desarrolladas en los dedos de la prótesis no alcanzan el máximo desarrollado por una mano. De esta manera, al tratarse de fuerzas menores, los servomotores escogidos podrían ser de menor torque y dimensión; con una menor dimensión, se podrían incluir más servomotores en el dispositivo, consiguiendo así una retroalimentación para cada uno de los dedos de la prótesis.
- Realizar una validación sobre el desempeño del dispositivo en usuarios, requiere implementar y probar el diseño planteado. Las pruebas deben ser realizadas con una prótesis mioeléctrica transradial para así medir el funcionamiento del sistema completo y así calibrar los valores de fuerza sobre el antebrazo de ser necesario.

CONCLUSIONES

- Con el diseño aquí planteado se consigue un dispositivo novel capaz de brindar al usuario de prótesis mioeléctrica, un sistema de retroalimentación háptico de sensación de fuerza en dedos y sensación de deslizamiento de objetos.
- El diseño presentado se encuentra acondicionado a la antropometría del antebrazo del usuario que presente amputación transradial de miembro superior mayor a 18 años, por lo tanto se concluye que son cubiertos los requerimientos planteados en la sección 2.1 Requerimientos del sistema en cuanto corresponde a Geometría.
- De los resultados obtenidos por el análisis de esfuerzos, se concluye que la estructura de la carcasa interna brinda una base sólida al dispositivo y los resultados confirman el adecuado funcionamiento que presenta esfuerzos que no superan los 12 MPa. Asimismo, el análisis de esfuerzos realizado sobre el *plunger* confirman el adecuado funcionamiento del elemento pues éste presenta esfuerzos que no superan los 12 MPa. En ambos se obtiene un valor mínimo de factor de seguridad de 1.7; este valor es superior a 1.5 por lo que es considerado válido.
- Del experimento realizado en la calibración del sensor de fuerza, se concluye que el funcionamiento es satisfactorio puesto que la curva obtenida se aproxima a un comportamiento lineal el cual coincide con lo indicado por el fabricante en la hoja de datos del sensor.
- Del experimento realizado en las pruebas de funcionamiento del actuador resonante lineal, se concluye que el funcionamiento es altamente satisfactorio pues las pruebas realizadas sobre personas muestran que el actuador funciona, presenta bajo nivel de incomodidad (intensidad 3 en el mayor de los casos) y una preferencia de intensidad de vibración alta.

- De la estimación de costos realizada, se concluye que el costo de producto del dispositivo de retroalimentación háptico es de S/ 2281,70; éste costo incluye la compra de componentes del sistema de control y sistema mecánico, así como los costos de ensamble y pruebas. Asimismo, los costos de diseño presupuestados son de S/.10,800 por 1200 horas invertidas (9 soles por hora de diseño).

REFERENCIAS

[Antfolk, 2012]

ANTFOLK, C et al.

2012 *Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin.* Journal of Rehabilitation Medicine 44: 702–707.

[Antfolk, 2013]

ANTFOLK, C et al.

2013 *Artificial Redirection of Sensation From Prosthetic Fingers to the Phantom Hand Map on Transradial Amputees: Vibrotactile Versus Mechanotactile Sensory Feedback.* IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 21, no. 1, pp. 112-120.

[Arieta, 2005]

ARIETA, A.H et al.

2005 *Study on the effects of electrical stimulation on the pattern recognition for an EMG prosthetic application.* Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf., 2005, vol. 7, pp. 6919–6922.

[Battaglia, 2017]

BATTAGLIA, E. et al.

2017 *The Rice Haptic Rocker: Skin stretch haptic feedback with the Pisa/IIT SoftHand.* 2017 IEEE World Haptics Conference (WHC), Munich, 2017, pp. 7-12.

[Biddiss, 2007]

BIDDISS, E et al.

2007 *Consumer design priorities for upper limb prosthetics.* Disabil. Rehabil. Assist. Technol., vol. 2, pp. 346–357.

[Castellini, 2009]

CASTELLINI, C

2009 *Surface EMG in advanced hand prosthetics.* Biol. Cyber. Ed. 100, pp.35-47.

[Cipriani, 2009]

CIPRIANI, C et al.

2009 *A Novel Concept for a Prosthetic Hand With a Bidirectional Interface: A Feasibility Study.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 56, no. 11, pp. 2739-2743.

[Desney Tan, 2012]

DESNEY TAN et al.

2012 *Wearable electromyography-based controllers for human-computer interface*. Patente USA No. 8,170,656.

[Dietrich, 2012]

DIETRICH, C et al.

2012 *Consumer design priorities for upper limb prosthetics*. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 2, pp. 346–357.

[Dirijish, 2015]

DIRIJISH, M

2015 *What's The Difference Between Piezoelectric And Piezoresistive Components?*. *Electronic Design*. Web: 06 de abril ,2016.

<<http://electronicdesign.com/datasheet/what-s-difference-between-piezoelectric-and-piezoresistive-components-pdf-download>>

[Dosen, 2015]

DOSEN, S et al.

2015 *EMG Biofeedback for online predictive control of grasping force in a myoelectric prosthesis*. *Journal of Neuroengineering and rehabilitation*.

[Drake, 2015]

DRAKE, R et al.

2015 *Gray's Anatomy for Students*. Ed. Elsevier, Philadelphia: Churchill Livingstone.

[Ephraim, 2005]

EPHRAIM, P.L et al.

2005 *Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey*. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86 pp. 1910–1919.

[Erwin, 2014]

ERWIN, A. y SUP, F

2014 *Design and perceptibility of a wearable haptic device using low-frequency stimulations on the forearm*. 2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS), Houston, TX, 2014, pp. 505-508.

[Farro, 2012]

FARRO, L et al.

2012 *Características clínicas y demográficas del paciente amputado.* Rev Med Hered. Vol.23, n.4, pp.240-243. Web: 5 de abril, 2016.

<http://www.scielo.org.pe/scielo.php?pid=S1018-130X2012000400005&script=sci_arttext&tlng=en>

[Fan, 2008]

R.E. Fan et al.

2008 *A Haptic Feedback System for Lower-Limb Prostheses.* IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 16, no. 3, pp. 270-277.

[Forsberg, 1991]

FORSSBERG, H et al.

1991 *Development of human precision grip. I. Basic coordination of force.* Exp. Brain Res., vol. 85, pp. 451–457.

[Hanley, 2006]

HANLEY, H.A et al.

2006 *Self-reported treatments used for lower-limb phantom pain: descriptive findings.* Arch. Phys. Med. Rehabil. 87 pp. 270–277.

[Jiang, 2009]

JIANG, M. R. et al.

2009 *Using Haptic Feedback to Improve Grasp Force Control in Multiple Sclerosis Patients.* IEEE Transactions on Robotics, vol. 25, no. 3, pp. 593-601.

[Kaczmarek, 1991]

KACZMAREK, K.A et al.

1991 *Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems.* IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, pp. 1–16.

[Ledesma, 2011]

LEDESMA, J

2011 *El Sistema Someto-Sensorial - apuntes de Clase.* Ingeniería Neurosensorial, Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Madrid.

[Mas, 2007]

MAS, C.S y BLANCH, G.G

2007 *Fundamentos de Neurociencia*. Ed. UOC, S.L.

[Mendoza, 2000]

MENDOZA, O. y MORENO, A

2000 *Amputación, Desarticulación: Definición, Indicaciones; Niveles de Amputación en Miembro Superior e Inferior*. Cirugía Ortopédica y Traumatología, pp.235-245.

[Ministerio del Trabajo, 2008]

DEL TRABAJO, MINISTERIO

2008 *Norma Básica de Ergonomía y procedimiento de evaluación de riesgo disergonómico*. Diario Oficial "El Peruano". 19 de marzo.

[Mio, 2017]

MIO, R. et al

2017 *Design of a 3D-Printable Powered Prosthetic Hand for Transmetacarpal Amputees*. Advances in Automation and Robotics Research in Latin America. Springer, Cham, 83-96.

[Mistry, 2015]

MISTRY P et al.

2015 *Wearable electronic device*. Patente USA N° 8994827.

[Powell, 2014]

POWELL, M.A et al.

2014 *User Training for Pattern Recognition-Based Myoelectric Prostheses: Improving Phantom Limb Movement Consistency and Distinguishability*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. vol. 22, no. 3, pp. 522-532.

[Pylatiuk, 2007]

PYLATIUK, C et al.

2006 *Design and Evaluation of a Low-Cost Force Feedback System for Myoelectric Prosthetic Hands*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. 18 (2): 57-61.

[Ramirez, 2006]

RAMIREZ, A

2006 *Antropometría del trabajador minero de la altura*. Anales de la Facultad de Medicina, Universidad Nacional Mayor de San Marcos. pp. 298-309.

- [Sacks, 1998]
 SACKS, O.W
 1998 *A Leg to Stand On*. New York: Touchstone.
- [Saudabayev, 2015]
 SAUDABAYEV, A
 2015 *Sensors for Robotic Hands: A Survey of State of the Art*. IEEE Access, vol. 3, no. , pp. 1765-1782.
- [Saunders, 2011]
 SAUNDERS, L y VIJAYAKUMAR, S.
 2011 *The role of feed-forward and feedback processes for closed-loop prosthesis control*. J Neuroeng Rehabil.
- [Socorro, 2015]
 SOCORRO, A
 2015 *¿Cuánto Resistimos?*. Scilogs: Investigación y Ciencia. Web: 7 de abril, 2016.
 <<http://www.investigacionyciencia.es/blogs/tecnologia/50/posts/cunto-resistimos-12851>>
- [Tabot, 2012]
 TABOT, G. A. et al.
 2012 *Restoring the sense of touch with a prosthetic hand through a brain interface*. Proceedings of the National Academy of Sciences (2013): 201221113.
- [Wheeler, 2010]
 WHEELER, J. et al.
 2010 *Investigation of Rotational Skin Stretch for Proprioceptive Feedback With Application to Myoelectric Systems*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 18, no. 1, pp. 58-66.
- [Xu, 2011]
 XU, Z et al.
 2011 *Design of artificial skin with integrated tactile sensors for anthropomorphic robotic hands*. IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics, ROBIO 2011, pp. 2919–2924.
- [Xu, 2016]
 XU, Z
 2016 *Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration*. IEEE International Conference on Robotics and Automation.

ANEXOS

1. Anexo A: Alternativas de solución
2. Anexo B: Selección de Pernos
3. Anexo C: Cálculo de consumo de corriente
4. Anexo D: Cálculo de la masa del dispositivo
5. Anexo E: Programa para las pruebas de la unidad vibrotáctil
6. Anexo F: Proformas y cotizaciones
7. Anexo G: Hojas de datos de componentes
8. Anexo H: Planos del sistema

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Facultad de Ciencias e Ingeniería



**PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**

ANEXOS

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN
HÁPTICO PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA
TRANSRADIAL DE MIEMBRO SUPERIOR**

**Tesis para optar por el Título de Ingeniero Mecatrónico que
presenta el bachiller:**

Enzo Fernando Romero Muñiz

ASESOR: Prof. Dr. Dante Elías Giordano

Lima, octubre del 2018

ANEXO A: ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN

A.1 Matriz morfológica

De acuerdo a la metodología de diseño que se escogió para el desarrollo del proyecto (VDI 2206) se realiza la matriz morfológica que permita resolver cada función. Para ello, se establecen alternativas de solución las cuales, tras ser combinadas permiten encontrar la alternativa óptima y así establecer el concepto de solución.

A continuación se presentan las tablas A.1 y A.2 las cuales muestran las funciones definidas para el sistema de acuerdo al rubro al que pertenecen: mecánica, electrónica y control.

Tabla A.1 Matriz morfológica para funciones mecánicas



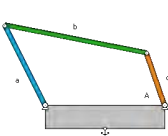










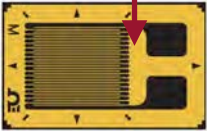


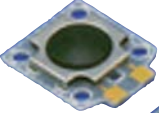





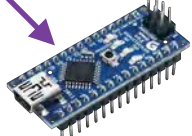



Funciones mecánicas	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
girar motor	 motores DC	 Servomotores	
Activar mecanismo	 Cuatro barras	 Transmisión por engranajes	 Unión servomotor
presionar <i>plunger</i>	 silicona	 ABS	 Jebe
vibrar actuador	 motor resonante lineal con eje	 motor resonante lineal sin eje	
Solución	 S1	 S2	 S3

Tabla A.2 Matriz morfológica para funciones electrónicas y control

Funciones electrónicas y de control	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Sensar fuerza-presión	 Strain gauges	 Piezoeléctricos	 Piezoresistivos
Sensar deslizamiento	 Def. pad-carbono	 Piezoresistivos	
Activar motores	 Microcontrolador	 Puente H - Integrado	
Procesar sensores	 Arduino Lilypad	 Raspberry Pi	 Arduino Nano
Solución	 S1	 S2	 S3

A.1.2 Conceptos de solución

Los conceptos de solución se muestran en las Figuras A.1, A.2 y A.3; además se proporciona una pequeña descripción de cada concepto de solución.

Solución 1

A continuación, se muestra el bosquejo de una de las unidades mecanotáctiles. Éstas cuentan con un motor DC el cual transmite velocidad y torque hacia una barra roscada doble por medio de un sistema de 3 engranajes. La barra roscada doble presenta dos sentidos de roscado distinto. Sobre las superficies roscadas son colocados dos deslizadores. Estos deslizadores a su vez se encuentran unidos por medio de bielas en ambos extremos al *plunger* dispuesto entre los dos. Así, a medida que la barra de roscado doble gira, los deslizadores se acercan uno contra el otro y provocan que el extremo libre se desplace, ello permite el traslado axial del *plunger* contra la piel del usuario.

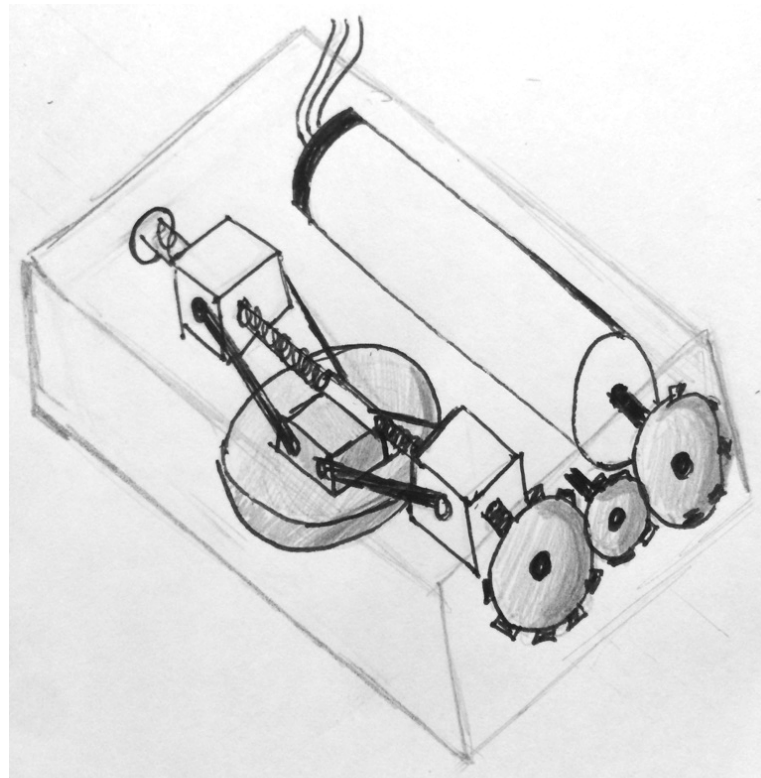


Figura A.1 Unidad mecanotáctil

Solución 2

Consta de dos unidades mecanotáctiles y un motor resonante lineal con eje, los tres actuadores se encuentran dentro de una carcasa la cual se ajusta por medio de una correa al antebrazo. La unidad mecanotáctil consta de un servo motor el cual transmite movimiento y torque a través de un sistema piñón cremallera hacia un *plunger* de jebe contra la piel. El motor resonante ubica el extremo de su eje contra la carcasa del sistema de retroalimentación para generar la vibración. Ver Figura A.2

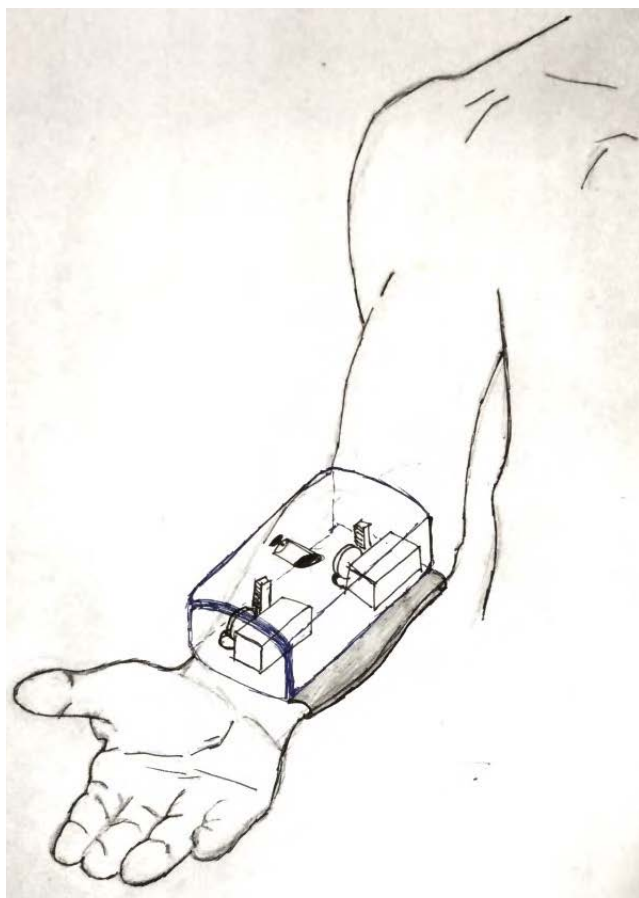
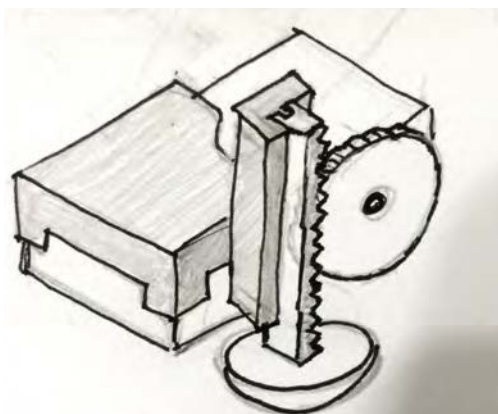


Figura A.2 (Sup) Unidad mecanotáctil solución 2. (Inf) Disposición del sistema sobre el antebrazo.

Solución 3

Se compone de tres unidades mecanotáctiles y un motor resonante lineal con eje. Los cuatro actuadores se encuentran protegidos por una carcasa que los ubica de forma diagonal al antebrazo, ésta carcasa es sujeta por correas al antebrazo. La unidad mecanotáctil está compuesta de un servo motor el cual a través de una palanca transmite el giro y el torque del motor directamente a un *plunger* dispuesto contra la piel del antebrazo del usuario. El motor resonante se encuentra adherido a la carcasa para generar la vibración. Ver Figura A.3.

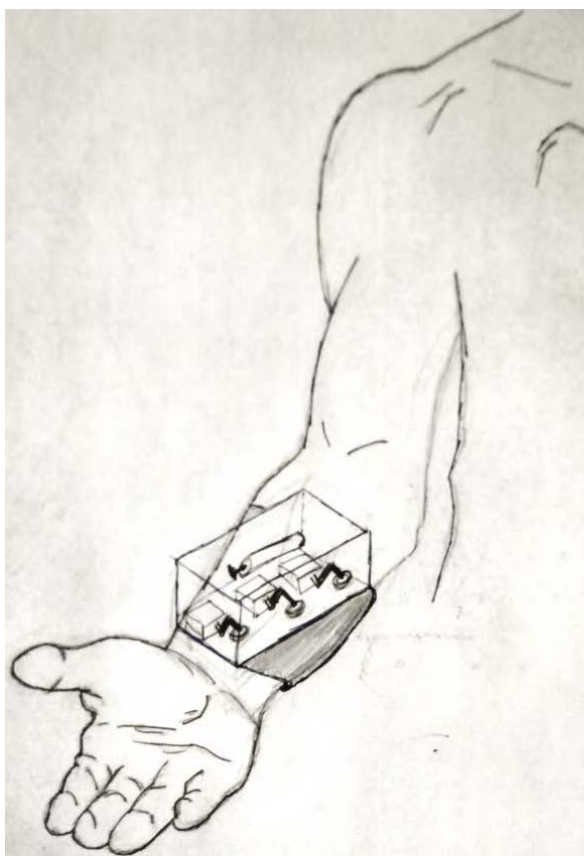
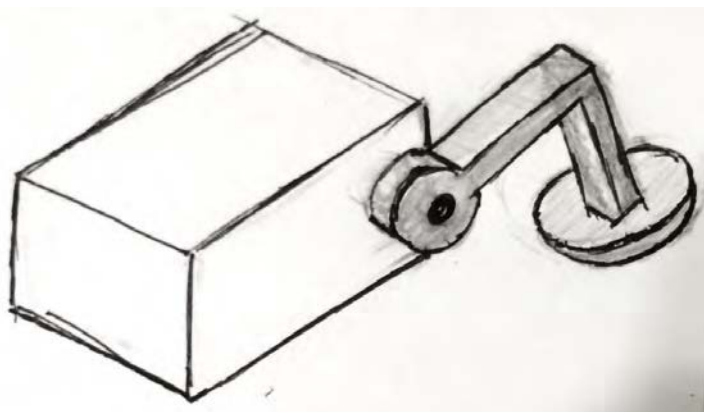


Figura A.3 (Sup) Unidad mecanotáctil solución 3. (Inf) Disposición del sistema sobre el antebrazo.

A.2 Evaluación de soluciones

La evaluación de soluciones se realiza por medio de un análisis en función de criterios técnicos y criterios económicos. Así, es posible elegir la solución óptima. A cada uno de los criterios se le asigna un peso relativo, dándole más importancia a algunos criterios sobre otros. La Tabla A.3 muestra los pesos relativos utilizados en esta evaluación.

Además cada solución se califica por medio de un criterio conocido como la escala Likert. Ésta consiste en cuantificar el grado de cumplimiento del concepto solución para cada criterio. La Tabla A.4 muestra la escala de Likert utilizada.

Posteriormente se debe realizar la suma ponderada para evaluar cada concepto de solución. La Tabla A.5 muestra el análisis técnico, mientras que la Tabla A.6 muestra el análisis económico.

Realizados ambos análisis, se muestra en la tabla A.7 los coeficientes técnico y económico de las tres propuestas.

Tabla A.3 Peso Relativo

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

Tabla A.4 Valores escala de Likert

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

Tabla A.5 Evaluación Técnica

Criterio	Peso Relativo (Pj)	Alternativa (Aj)			
		Solución 1	Solución 2	Solución 3	Ideal
Función	4	4	3	3	5
Forma	3	4	2	3	5
Diseño	3	5	3	3	5
Seguridad	4	4	4	4	5
Ergonomía	3	4	3	2	5
Fabricación	4	2	4	4	5
Montaje	2	3	3	3	5
Tiempo de Uso	4	2	2	4	5
Mantenimiento	2	2	4	4	5
Costos	1	2	3	3	5
PT Puntaje Total = $\Sigma(Pj \cdot Aj)$		99	93	101	150
Coefficiente Técnico (%) = $PT \cdot 100 / \text{Ideal}$		66	62	67.33	100

Tabla A.6 Evaluación Económica

Criterio	Peso Relativo (Pj)	Alternativa (Aj)			
		Solución 1	Solución 2	Solución 3	Ideal
Mantenimiento	2	4	3	3	5
Fabricación	3	2	4	3	5
Uso	4	3	3	4	5
Materiales	2	4	3	4	5
PT Puntaje Total = $\Sigma(Pj \cdot Aj)$		34	36	39	55
Coefficiente Económico (%) = $PT \cdot 100 / \text{Ideal}$		61.82	65.45	70.90	100

Tabla A.7 Reordenamiento de datos

Alternativa	CT	CE
Solución 1	66	61.82
Solución 2	62	65.45
Solución 3	67.33	70.90

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. Éste será aquel que se encuentre posicionado más cercano a la curva ideal, así como más cercano al extremo. derecho superior.

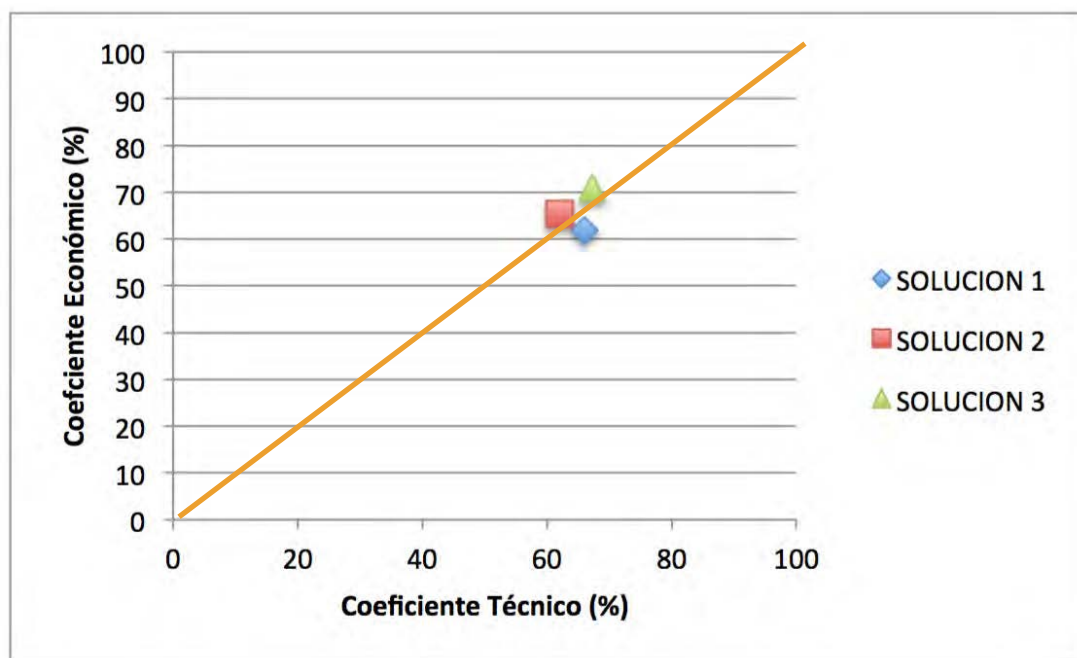


Figura A.4 Evaluación Técnico - Económica

De acuerdo a la evaluación, se determina que la solución óptima corresponde a la Solución 3, ya que presenta la mejor relación entre los resultados obtenidos de los criterios técnicos y económicos.

ANEXO B: SELECCIÓN DE PERNOS

Para todas las uniones atornilladas utilizadas en el dispositivo, se opta por pernos de la norma ISO4017 o si equivalente DIN 933. Esto debido al amplio grado de comercialización de este tipo de pernos en el mercado peruano, así como por el tipo de exigencia que se les aplicará. Ninguna carga en el dispositivo supera siquiera los 300 gramos, por ende los esfuerzos en pernos no son considerables.

Los pernos y tuercas seleccionados son DIN933 M2 de calidad 4.8, estos tienen una resistencia a la fluencia de 320 MPa. Con esta resistencia se puede calcular la fuerza máxima que puede soportar el más pequeño de los pernos.

El esfuerzo equivalente será:

$$\sigma_v = \sqrt{\sigma_z^2 + 3 * \tau_t^2} \approx 1,3 * \sigma_z = 1,3 * \frac{F_p}{A_p}$$

Además, el esfuerzo equivalente debe ser menor al esfuerzo máximo permitido:

$$\sigma_v \leq \sigma_{per} = \frac{Re}{S_f}$$

Finalmente se obtiene que la fuerza en el perno cumple:

$$F_p \leq \frac{Re * A_p}{1.3 * S_f}$$

Donde Re es 320 Mpa, Ap es el área del perno en mm. Ésta, para un perno de 2mm de diámetro es de 2.07 mm², y se opta por un factor de seguridad Sf de 2. Con estos valores se obtiene:

$$F_p \leq \frac{320 * 2.07}{1.3 * 2} = 255 N$$

Por lo tanto, un perno de 2mm de diámetro soportaría un máximo de 255 N. El dispositivo del sistema de retroalimentación presenta pesos y torques que no superan los 25N, por lo tanto es seguro afirmar que los pernos son adecuados y funcionarán con un amplio factor de seguridad.

ANEXO C: CÁLCULO DE CONSUMO DE CORRIENTE

Se tiene en cuenta el consumo en mA de todos los componentes que debe alimentar el sistema. En la Tabla C.1 se encuentra el consumo en mA de todos los componentes que alimentan al dispositivo de retroalimentación.

Tabla C.1. Componentes electrónico del sistema y consumo

Componentes	Consumo (mA)
Servomotores x3 (50 mA c/u)	150
Arduino	250
Actuador resonante lineal	53
MOSFET tipo N	50
TOTAL	503

El valor total obtenido de consumo es de 503 mA para todo el sistema.

ANEXO D: CÁLCULO DE LA MASA DEL DISPOSITIVO

Se tiene en cuenta la masa proporcionada por el programa Autodesk Inventor obtenida tras definir los materiales de cada uno de los elementos.. En la Tabla 1 se muestra la masa de los componentes mecánicos y electrónicos del dispositivo.

Tabla 1. Masa de componentes del dispositivo.

Componentes	Masa (g)
Carcasa Principal	16
Carcasa superior	21
<i>Plunger</i> x3	15
Mosfet tipo N Fairchild FQP30N06L	2
Servomotores x3 (50 mA c/u)	48
Arduino	9
Actuador resonante lineal	4
Tornillos	24
Cables	6
TOTAL	145

El valor total obtenido es de 145 g para todo el dispositivo de retroalimentación.

ANEXO E: PROGRAMA PARA LAS PRUEBAS DE LA UNIDAD VIBROTÁCTIL

A continuación se muestra el programa en código Arduino para el microcontrolador ATmega168 incluido en la tarjeta Arduino UNO . Este programa fue utilizado en el experimento de funcionamiento del motor resonante lineal que se llevó a cabo.

Programación en Arduino:

```
#include <Wire.h>
#include "Adafruit_DRV2605.h"

Adafruit_DRV2605 drv;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("DRV test");
  drv.begin();

  drv.selectLibrary(1);

  // I2C trigger by sending 'go' command
  // default, internal trigger when sending GO command
  drv.setMode(DRV2605_MODE_INTTRIG);
}

uint8_t effect = 1;

void loop() {
  Serial.print("Effect #"); Serial.println(effect);

  // set the effect to play
  drv.setWaveform(0, effect); // play effect
  drv.setWaveform(1, 0);     // end waveform

  // play the effect!
  drv.go();

  // wait a bit
  delay(500);

  effect++;
  if (effect > 117) effect = 1;
}
```

ANEXO F: PROFORMAS Y COTIZACIONES

A continuación se muestran 4 cotizaciones de diferentes empresas y organizaciones para todos los componentes necesarios para implementar el dispositivo diseñado. Las proformas se muestran en el siguiente orden:

1. Proforma de la Oficina de Importaciones de la Pontificia Universidad Católica por importación de componentes.
2. Cotización de impresiones 3D de la sala VEO-PUCP.
3. Cotización por fabricación de Tarjeta 5x5cm a JOBARECI EIRL.
4. Cotización en Amazon para programador USBASP ATMEL.

From: Luis Pagriel Ccorimanya Atoccca luis.ccorimanya@pucp.pe
Subject: Solicitud de Cotización - ID 323
Date: May 27, 2016 at 4:16 PM
To: Ibette Guanilo Sosa iguanilo@pucp.pe
Cc: op_importaciones@pucp.edu.pe, Renato Alonso Mio Zaldívar r.mioz@pucp.pe, Kevin Flores Asencios kevin.flores@pucp.pe, Enzo Fernando Romero Muñiz enzo.romero@pucp.pe

Estimada Ibette,

Gracias por el apoyo prestado. Sin embargo, debido a consideraciones de diseño mecánico, hemos decidido no emplear estos motores y cambiarlos por una nueva configuración de elementos que incluyen servomotores y sus accesorios.

Por favor, solicito nuevamente tu apoyo con la cotización del nuevo excel adjunto "Proyecto ID 323 - Básica y Aplicada - Servomotores" que corresponde al proyecto Básica y Aplicada, como su nombre lo indica.

Muchas gracias,

Saludos,

Luis P. Ccorimanya Atoccca

Asistente de Investigación
Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada
Pontificia Universidad Católica del Perú

Telf.: 626 2000 Anexo 4867

Cel: 989136660

luis.ccorimanya@pucp.pe

From: Ibette Guanilo Sosa iguanilo@pucp.pe
Subject: RE: Solicitud de Cotización - ID 323
Date: June 6, 2016 at 12:42 PM
To: Luis Pagriel Ccorimanya Atoccca luis.ccorimanya@pucp.pe
Cc: op_importaciones@pucp.edu.pe, Renato Alonso Mio Zaldívar r.mioz@pucp.pe, Kevin Flores Asencios kevin.flores@pucp.pe, Enzo Fernando Romero Muñiz enzo.romero@pucp.pe, Elizabet Pompilla epompilla@pucp.pe, proyectosdgi@pucp.edu.pe

Estimado Luis

Se agregó el costo y tiempo estimado de atención en el archivo adjunto.

Saludos cordiales

Ibette D. Guanilo Sosa
 Importaciones - Oficina de Logística
 Dirección de Administración y Finanzas
 PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
 Telf. (511) 626-2000 Anexo: 3838
 Celular (511) 984-111736
<http://vicerrectorado.pucp.edu.pe/administrativo>



Producto y/o Descripción en castellano	Características técnicas y/o composición	Uso específico - función del equipo o instrumento	Dimensiones	Cantidad	Costo (C/U)	Costo Total	Origen	Web Oficial	Costo puesto en PUCP	Plazo de entrega
1 Sensor de fuerza tekscan A301	Rango: 0-11N	Sensor de fuerza	Largo: 24.5 mm, Área sensado: 9.53 mm ² , error lineal: 3%	3	\$ 27.00	\$ 81.00	U.S.A.	https://www.tekscan.com/products/solutions/force-sensors/a301?tab=specifications	147 USD	15 días útiles
2 Sensor de deslizamiento SR-D-15	Corriente 5mA	Sensor de deslizamiento	Largo: 12 mm, ancho: 15 mm	1	\$ 12.00	\$ 12.00	Japón	http://www.inaba-rubber.co.jp/en/b_products/inastomer/srd.html	30.00 USD	15 días útiles
3 8MM LINEAR RESONANT ACTUATOR - 3MM TYPE	Corriente de op: 53mA, Voltaje RMS: 1.8V, Frecuencia de resonancia: 235Hz	Actuador vibratátil	Diametro: 8mm, Espesor: 3.25 mm.	1	\$ 9.52	\$ 9.52	U.K.	https://www.precisionmicrodrives.com/product/c08-001-8mm-linear-resonant-actuator-3mm-type	36.00 USD	15 días útiles
4 Mosfet 60V 30A canal N Fairchild	Voltaje DS: 60V, corriente D: 30 A	Mosfet para vibrador	Largo: 12mm, ancho: 4mm	1	\$ 0.30	\$ 0.30	U.S.A.	https://www.sparkfun.com/products/10213	1 USD	15 días útiles
5 Turnigy™ TGY-210DMH Coreless	Voltaje nominal: 6v. Torque Nominal: 3.9 kg/cm. Velocidad Nominal: 0.13 sec/60	Servomotor	23 x 12 x 25.4 mm. Peso del producto: 16 g.	3	\$ 19.73	\$ 59.19	U.S.A.	http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/_23459_Turnigy_8482_TGY_210DMH_Coreless_w_Heat_Sink_DS_MG_Servo_3_9kg_0_13sec_16g.html	127.00 USD	15 días útiles
6 LilyPad Arduino USB - ATmega32U4 Board	Voltaje operacional: 5V. Entradas digitales: 9. Salidas PWM: 4. Velocidad reloj: 8MHz.	Control servomotor	Diametro: 50mm. Altura: 6.5 mm	1	\$ 24.95	\$ 24.95	U.S.A.	https://www.sparkfun.com/products/12049	62.50 USD	15 días útiles

From: **Marcela Andrea Gonzales Arias** marcela.gonzales@pucp.pe
Subject: **Re: Cotización impresión 3D para Laboratorio LIBRA PUCP**
Date: June 17, 2016 at 12:10 PM
To: enzo.romero@pucp.pe
Cc: Sala de Manufactura Digital-VEO 3D veo3d@pucp.pe

Estimado Fernando:

La cotización de tus piezas se realizó con las siguientes características:

Material: ABS negro o blanco (dependiendo de la disponibilidad de material o elección del cliente)
Densidad de relleno: 15%
Altura de capa: 0.2mm
Espesor de armazón: Grueso
Soporte: Densidad baja
Plataforma: No
Borde: No

Precio total: S/360.00

Tiempo de entrega: Mínimo son 3 días hábiles después de aceptada la cotización, si estuviesen listas antes te enviaremos un correo para que puedas recogerlas.

Método de pago: Por favor confirmar método de pago: tienes pago en tesorería (efectivo), pago en la misma sala VEO 3D (tarjeta VISA) o cargo a la boleta (si es que no tienes deudas, no está desdoblada. Este método no aplica los meses de Julio y Diciembre).

A continuación el detalle:

	Nombre de archivo (*)	Dimensiones máximas (mm)	# copias	Encaje con objeto externo entre si	P.U.	P.T.	Método de pago
1	carcasa sup 2	107*55*27.95	1	No especificó	S/. 144.00	S/. 144.00	No especificó
2	carcasa	55*103*11.95	1	No especificó	S/. 108.00	S/. 108.00	No especificó
3	garra 2	22.25*9.73*7.95	3	No especificó	S/. 36.00	S/. 108.00	No especificó
	TOTAL					S/. 360.00	

Quedo a la espera de tu respuesta, saludos!

El 17 de junio de 2016, 10:21, Sala de Manufactura Digital-VEO 3D <veo3d@pucp.pe> escribió:

Ing. Midori Sanchez Sifuentes
Sala de Manufactura Digital - VEO3D
Pontificia Universidad Católica del Perú
Av. Universitaria 1801, San Miguel.
Teléfono 8262000 Anexo 3945
www.pucp.edu.pe/veo/

Review your order

Shipping address [Change](#)

Fernando Romero
Av. San Felipe 164
Apartment 1501
Lima, Jesus Maria LIMA 11
Peru
Phone: +51970056840

Payment method [Change](#)

VISA ending in 0521

Billing address [Change](#)

Enzo Romero
Calle Santa Nicerata 542
Urb Santa Emma
Lima, Lima 15081
Peru

Gift cards & promotional codes

Place your order

By placing your order, you agree to Amazon's [privacy notice and conditions of use](#).

Order Summary

Items:	\$5.98
Shipping & handling:	\$25.93
Total before tax:	\$31.91
Estimated tax to be collected:	\$0.00

Order total: \$31.91

Please note that your country may charge import duties, taxes and fees that you may have to pay ahead of delivery. [Learn more](#)

[How are shipping costs calculated?](#)

[Why didn't I qualify for free shipping?](#)



Get a \$10.00 Amazon.com Gift Card instantly

upon approval for the Amazon.com Store Card. [See details and restrictions.](#)

Guaranteed delivery: Sept. 21, 2018 If you order in the next 6 hours and 54 minutes ([Details](#))



HiLetgo 51 AVR ATMEGA8
Programmer USBasp USB ISP 10
Pin USB Programmer 3.3V/5V with
Cable
\$5.98

Quantity: 1 [Change](#)

Sold by: HiLetgo®

and see other gift options

Choose a delivery option:

Friday, Sept. 21

\$25.93 - AmazonGlobal Priority Shipping

*Why has sales tax been applied? [See tax and seller information](#)

Do you need help? Explore our [Help pages](#) or [contact us](#)

For an item sold by Amazon.com: When you click the "Place your order" button, we'll send you an email message acknowledging receipt of your order. Your contract to purchase an item will not be complete until we send you an email notifying you that the item has been shipped.


Colorado, Oklahoma, South Dakota and Vermont Purchasers: [Important information regarding sales tax you may owe in your State](#)

Within 30 days of delivery, you may return new, unopened merchandise in its original condition. Exceptions and restrictions apply. See Amazon.com's [Returns Policy](#)

Go to the [Amazon.com homepage](#) without completing your order.

ANEXO F: HOJAS DE DATOS DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS

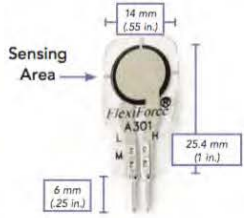
F.1 Sensor Tekscan A301



FlexiForce[®]

Standard Model A301

Actual size of sensor



The FlexiForce A301 is our smallest standard piezoresistive force sensor. The A301 design is optimized for high volume manufacturing and is ideal for embedding into products and applications. This sensor is available in low and high quantities off-the-shelf, ideal for an easy proof of concept. The A301 sensor is designed to use with your own electronics or multimeter.

BENEFITS

- Small size is ideal for prototyping and integration
- Thin and flexible
- Easy to use

PHYSICAL PROPERTIES

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	25.4 mm (1 in.)*
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	2-pin Male Square Pin
Substrate	Polyester (ex: Mylar)
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

✓ ROHS COMPLIANT

* Length does not include pins, please add approximately 6mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 32 mm (1.25 in).

RevA
DATA SHEET

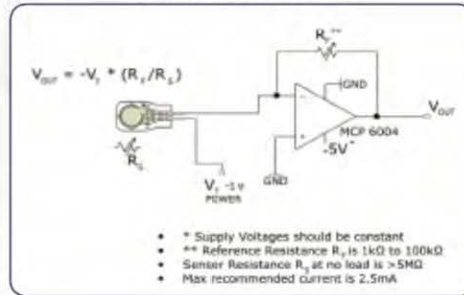
STANDARD FORCE RANGES
(as tested with circuit shown below)

- 4.4 N (0 - 1 lb)
- 111 N (0 - 25 lb)
- 445 N (0 - 100 lb)

In order to measure higher forces, apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.10 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.) To measure lower forces, apply a higher drive voltage and increase the resistance of the feedback resistor.

Sensor output is a function of many variables, including interface materials. Therefore, Tekscan recommends the user calibrate each sensor for the application. The graph below is an illustration of how a sensor can be used to measure varying force ranges by changing the feedback resistor (the graph below should not be used as a calibration chart).

Recommended Circuit



	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3%	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5 % of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5µsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Time required for the sensor to respond to an input force

- Force reading change per degree of temperature change = 0.36%/°C (±0.2%/°F)



ISO 9001 & 13485



PURCHASE TODAY ONLINE AT
WWW.TEKSCAN.COM/STORE

+1.617.464.4283

1.800.248.3669

info@tekscan.com

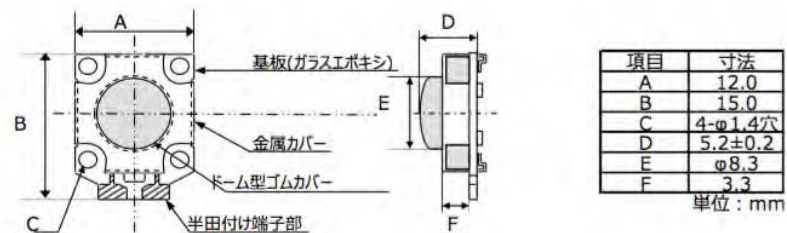
www.tekscan.com/flexiforce

F.2 Sensor Deslizamiento SR-D-15

仕様書

イナバコム株式会社

- 品名 イナストマー SR・D-Hタイプ (中感度)
- 外形寸法



- 定格

項目	定格
(1) 使用温度範囲	-5~50℃
(2) 使用湿度範囲	30~85%RH
(3) 保存温度範囲	-40~70℃
(4) 保存湿度範囲	10~95%RH
(5) 最大許容負荷	30N
(6) 最大許容電圧	30V
(7) 最大許容電流	20mA

- 電気的特性

項目	仕様	条件
(1) 無負荷抵抗値	40MΩ以上	0N
(2) 最大負荷抵抗値	500Ω以下	20N

- F-R特性
 - 押し方向
規格値 (参考規格値)

負荷 [N]	0.0	1.0	2.0	4.0	6.0	10.0	20.0
抵抗値(Ω)	40M以上	23k~13k	7.0k~ 3.7k	3.0k~ 1.6k	1.9k~ 1.0k	1.5k~ 0.8k	1.3k以下

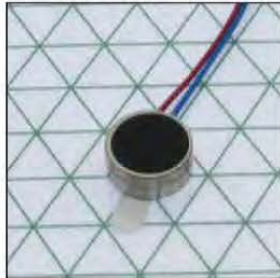
- 戻し方向
「各荷重点から負荷の開放に対して、下記で定める仕様を満足すること」
条件 負荷が加わった状態から0Nへ開放する
仕様 1sec以内に10MΩ以上に復帰すること

- 機械的特性
 - 最大荷重 … 30N
 - 推奨荷重 … 20N

- 耐久性
10Nの負荷において、1秒ON-3秒OFFの連続耐久試験において10万回終了異常ないこと。

F.3 Actuator resonante linear Precision Microdrives C08-001

C08-001



8mm Linear Resonant Actuator - 3mm Type Shown on 6mm Isometric Grid



Product Data Sheet
Precision Haptic™
8mm Linear Resonant Actuator - 3mm Type

Model: C08-001

Ordering Information

The model number C08-001 fully defines the model, variant and additional features of the product. Please quote this number when ordering.
 For stocked types, testing and evaluation samples can be ordered directly through our online store.

Datasheet Versions

It is our intention to provide our customers with the best information available to ensure the successful integration between our products and your application. Therefore, our publications will be updated and enhanced as improvements to the data and product updates are introduced.

To obtain the most up-to-date version of this datasheet, please visit our website at: www.precisionmicrodrives.com

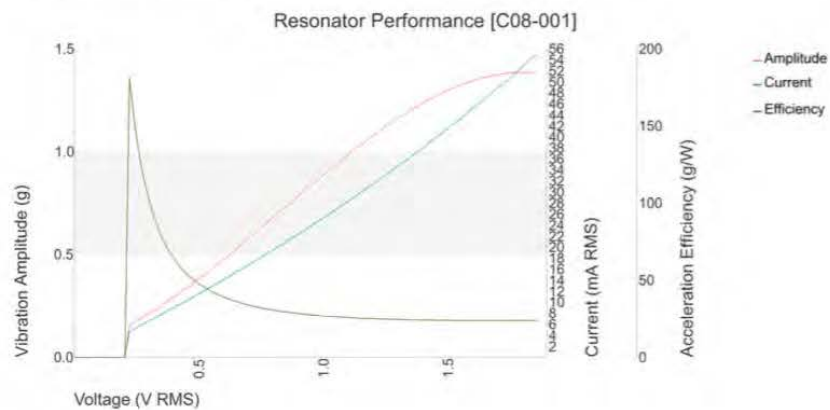
The version number of this datasheet can be found on the bottom left hand corner of any page of the datasheet and is referenced with an ascending R-number (e.g. R002 is newer than R001). Please contact us if you require a copy of the engineering change notice between revisions.

If you have any questions, suggestions or comments regarding this publication or need technical assistance, please contact us via email at: enquiries@precisionmicrodrives.com or call us on +44 (0) 1932 252 482

Key Features

Body Diameter:	8 mm [+/- 0.1]
Body Length:	3.25 mm [+/- 0.1]
Rated Voltage (RMS):	1.8 V RMS
Rated Resonant Frequency:	235 Hz [+/- 5]
Typical Rated Operating Current:	53 mA
Typical Normalised Amplitude:	1.4 G

Typical Linear Resonant Actuator Performance Characteristics



Understanding Precision Microdrives Specification and Production Stages


Precision Microdrives Specification Stages				
Precision Microdrives is run on processes and we guide all customers through sets of predefined specification stages as they move from prototype to production. These are designed to allow the flexibility to iterate designs with the eventual certainty required for production parts.				
Base	Sampling	Pre-Production	Production	EOL
Used for factory downselection Typically 0 units	Used for validating prototypes Typically ~ 10 units	Used for validating initial production Typically ~ 1k units	Used for validating mass production Typically >5k+ units	Used as basis for product replacement 'Base' spec Typically 0 units

Precision Microdrives Capabilities and Competences

Precision Motor Testing and Motor Testing Services
When we started PMD there were no commercial testing machines available, so we built our own. Ever since we've continued to develop new motor testing machines & procedures each year. Fast forward to today and we now have the most extensive testing facilities in the world for sub 40mm diameter motors, gear motors and vibration motors. These are used to validate motors through specification stages and during manufacturing. We also test motors as a service, provide easy to read reports and assist customers with their interpretation.




Motor Customisation, Design, and Manufacturing
To be useful motors need to be integrated with other parts, such as housings or couplings . We routinely develop and produce complete assemblies, from motors with customised leads or connectors to complete electromechanical mechanisms and integrated control electronics. We will support and guide you through the specification stages from prototype to signing-off for mass production.



Competent and Dependable Supply Chains for Production
Most of the worlds miniature motors are made in Asia, and you need engineers on the factory floor who can maintain the Western values of "doing things right" whilst supporting the Asian values of "getting things done". As a customer you are supported by expert eyes, right at the heart of the manufacturing process where it is needed: On the ground in the UK, Hong Kong, and China.



Quality Engineers on the Ground and Local Engineering Teams
The nature of our business is to confidently produce and supply motors 'On time & To spec'. Our customers benefit from our certified ISO 9001 quality systems, reliable motor production infrastructure, and experience. We have a core competence in helping customers design out over-specified and expensive European drives, with more cost-effective, adequately specified, and verified Asian alternatives.



C08-001

Physical Specification

PARAMETER	CONDITIONS	SPECIFICATION
Body Diameter	Max body diameter or max face dimension where non-circular	8 mm [+/- 0.1]
Body Length	Excl. shafts, leads and terminals	3.25 mm [+/- 0.1]
Unit Weight		0.95 g

Leads & Connectors Specification

PARAMETER	CONDITIONS	SPECIFICATION
Lead Length	Lead lengths defined as total length or between motor and connector	100 mm [+/- 2]
Lead Strip Length		1 mm [+/- 0.5]
Lead Wire Gauge		32 AWG
Lead Configuration		Straight

Operational Specification

PARAMETER	CONDITIONS	SPECIFICATION
Rated Voltage (RMS)		1.8 V RMS
Rated Resonant Frequency	At rated voltage with the inertial test load	235 Hz [+/- 5]
Max. Rated Operating Current	At rated voltage using the inertial test load	80 mA
Rated Inertial Test Load	Mass of standard test sled	100 g
Max. Start Voltage	Certified starting voltage. Measured at no load, where applicable	0.3 V
Min. Vibration Amplitude	Peak-to-peak value at rated voltage using the inertial test load	1.2 G
Max. Operating Voltage		1.85 V
Min. Insulation Resistance	At 50V DC between motor terminal and case	1 MOhm

C08-001

Important: The characteristics of the motor is the typical operating parameters of the product. The data herein offers design guidance information only and supplied batches are validated for conformity against the specifications on the previous page.

Typical Performance Characteristics

PARAMETER	CONDITIONS	SPECIFICATION
Typical Rated Operating Current	At rated voltage using the inertial test load	53 mA
Typical Vibration Amplitude	Peak-to-peak value at rated voltage using the inertial test load	1.4 G
Typical Vibration Efficiency	At rated voltage using the inertial test load	15 G/W
Typical Normalised Amplitude	Peak-to-peak vibration amplitude normalised by the inertial test load at rated voltage	1.4 G
Typical Start Voltage	Measured at no load, where applicable	0.21 V
Typical Terminal Resistance		23 Ohm

Typical Haptic Characteristics

PARAMETER	CONDITIONS	SPECIFICATION
Typical Lag Time	At rated voltage using the inertial test load	7 ms
Typical Rise Time	At rated voltage using the inertial test load	38 ms
Typical Stop Time	At rated voltage using the inertial test load	50 ms

Environmental Characteristics

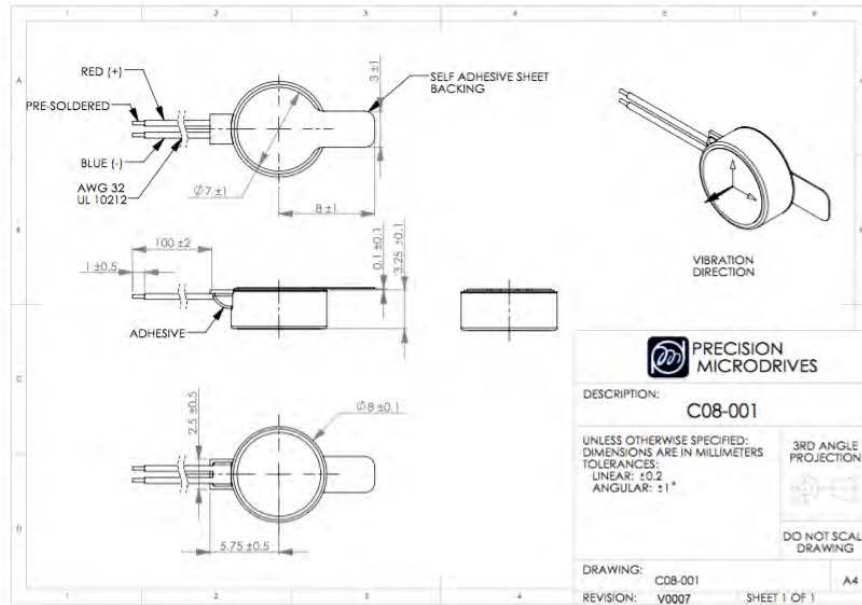
PARAMETER	CONDITIONS	SPECIFICATION
Max. Operating Temp.		70 Deg.C
Min. Operating Temp.		-25 Deg.C
Max. Storage & Transportation Temp.		85 Deg.C
Min. Storage & Transportation Temp.		-40 Deg.C

Typical Packing Conditions

PARAMETER	CONDITIONS	SPECIFICATION
Carton Type		Boxed Trays

C08-001

Product Dimensional Specification



Life Support Policy

PRECISION MICRODRIVES PRODUCTS ARE NOT AUTHORISED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF PRECISION MICRODRIVES LIMITED.
As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.

2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.



Tel:
Fax:
Email:
Web:

VAT Registration.

F.4 Mosfet tipo N Fairchild FQP30N06L

FAIRCHILD
SEMICONDUCTOR®

May 2001

QFET™

FQP30N06L

FQP30N06L

60V LOGIC N-Channel MOSFET

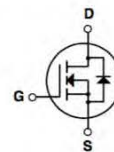
General Description

These N-Channel enhancement mode power field effect transistors are produced using Fairchild's proprietary, planar stripe, DMOS technology.

This advanced technology has been especially tailored to minimize on-state resistance, provide superior switching performance, and withstand high energy pulse in the avalanche and commutation mode. These devices are well suited for low voltage applications such as automotive, DC/DC converters, and high efficiency switching for power management in portable and battery operated products.

Features

- 32A, 60V, $R_{DS(on)} = 0.035\Omega @ V_{GS} = 10V$
- Low gate charge (typical 15 nC)
- Low C_{rss} (typical 50 pF)
- Fast switching
- 100% avalanche tested
- Improved dv/dt capability
- 175°C maximum junction temperature rating



Absolute Maximum Ratings $T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	FQP30N06L	Units
V_{DSS}	Drain-Source Voltage	60	V
I_D	Drain Current	- Continuous ($T_C = 25^\circ\text{C}$)	32
		- Continuous ($T_C = 100^\circ\text{C}$)	22.6
I_{DM}	Drain Current - Pulsed (Note 1)	128	A
V_{GSS}	Gate-Source Voltage	± 20	V
E_{AS}	Single Pulsed Avalanche Energy (Note 2)	350	mJ
I_{AR}	Avalanche Current (Note 1)	32	A
E_{AR}	Repetitive Avalanche Energy (Note 1)	7.9	mJ
dv/dt	Peak Diode Recovery dv/dt (Note 3)	7.0	V/ns
P_D	Power Dissipation ($T_C = 25^\circ\text{C}$)		79
		- Derate above 25°C	0.53
T_J, T_{STG}	Operating and Storage Temperature Range	-55 to +175	$^\circ\text{C}$
T_L	Maximum lead temperature for soldering purposes, 1/8" from case for 5 seconds	300	$^\circ\text{C}$

Thermal Characteristics

Symbol	Parameter	Typ	Max	Units
$R_{\theta JC}$	Thermal Resistance, Junction-to-Case	--	1.90	$^\circ\text{C/W}$
$R_{\theta CS}$	Thermal Resistance, Case-to-Sink	0.5	--	$^\circ\text{C/W}$
$R_{\theta JA}$	Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	--	62.5	$^\circ\text{C/W}$

Electrical Characteristics <small>T_C = 25°C unless otherwise noted</small>						
Symbol	Parameter	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
Off Characteristics						
BV _{DSS}	Drain-Source Breakdown Voltage	V _{GS} = 0 V, I _D = 250 μA	60	--	--	V
$\frac{\Delta BV_{DSS}}{\Delta T_J}$	Breakdown Voltage Temperature Coefficient	I _D = 250 μA, Referenced to 25°C	--	0.06	--	V/°C
I _{bSS}	Zero Gate Voltage Drain Current	V _{DS} = 60 V, V _{GS} = 0 V	--	--	1	μA
		V _{DS} = 48 V, T _C = 150°C	--	--	10	μA
I _{GSSF}	Gate-Body Leakage Current, Forward	V _{GS} = 20 V, V _{DS} = 0 V	--	--	100	nA
I _{GSSR}	Gate-Body Leakage Current, Reverse	V _{GS} = -20 V, V _{DS} = 0 V	--	--	-100	nA
On Characteristics						
V _{GS(th)}	Gate Threshold Voltage	V _{DS} = V _{GS} , I _D = 250 μA	1.0	--	2.5	V
R _{DS(on)}	Static Drain-Source On-Resistance	V _{GS} = 10 V, I _D = 16 A	--	0.027	0.035	Ω
		V _{GS} = 5 V, I _D = 16 A	--	0.035	0.045	Ω
g _{FS}	Forward Transconductance	V _{DS} = 25 V, I _D = 16 A (Note 4)	--	24	--	S
Dynamic Characteristics						
C _{iss}	Input Capacitance	V _{DS} = 25 V, V _{GS} = 0 V,	--	800	1040	pF
C _{oss}	Output Capacitance	f = 1.0 MHz	--	270	350	pF
C _{rss}	Reverse Transfer Capacitance		--	50	65	pF
Switching Characteristics						
t _{d(on)}	Turn-On Delay Time	V _{DD} = 30 V, I _D = 16 A,	--	15	40	ns
t _r	Turn-On Rise Time	R _G = 25 Ω	--	210	430	ns
t _{d(off)}	Turn-Off Delay Time		--	60	130	ns
t _f	Turn-Off Fall Time	(Note 4, 5)	--	110	230	ns
Q _g	Total Gate Charge	V _{DS} = 48 V, I _D = 32 A,	--	15	20	nC
Q _{gs}	Gate-Source Charge	V _{GS} = 5 V	--	3.5	--	nC
Q _{gd}	Gate-Drain Charge	(Note 4, 5)	--	8.5	--	nC
Drain-Source Diode Characteristics and Maximum Ratings						
I _S	Maximum Continuous Drain-Source Diode Forward Current		--	--	32	A
I _{SM}	Maximum Pulsed Drain-Source Diode Forward Current		--	--	128	A
V _{SD}	Drain-Source Diode Forward Voltage	V _{GS} = 0 V, I _S = 32 A	--	--	1.5	V
t _{rr}	Reverse Recovery Time	V _{GS} = 0 V, I _S = 32 A,	--	60	--	ns
Q _{rr}	Reverse Recovery Charge	dI _F / dt = 100 A/μs (Note 4)	--	90	--	nC

Notes:

1. Repetitive Rating : Pulse width limited by maximum junction temperature
2. L = 400μH, I_S = 32A, V_{DD} = 25V, R_G = 25 Ω, Starting T_J = 25°C
3. I_{SD} ≤ 32A, di/dt ≤ 300A/μs, V_{DD} ≤ BV_{DSS}, Starting T_J = 25°C
4. Pulse Test : Pulse width ≤ 300μs, Duty cycle ≤ 2%
5. Essentially independent of operating temperature

F.5 Servomotor Turnigy TGY-210DMH

Turnigy™ TGY-210DMH Coreless w/Heat Sink DS/MG Servo 3.9kg / 0.13sec / 16g



Specifications:

Weight: **16 grams**

Dimensions: **23 x 12 x 25.4 mm**

Torque @ 4.8V: **3.1 kg/cm**

Torque @ 6.0V: **3.9 kg/cm**

Speed @ 4.8V: **0.15 sec / 60° at no load**

Speed @ 6.0V: **0.13 sec / 60° at no load**

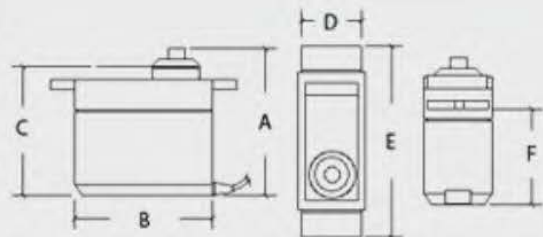
Gear: **Metal gear / Dual ball bearing**

Motor: **Coreless**

PRODUCT ID: 9122000009

Product Config Table

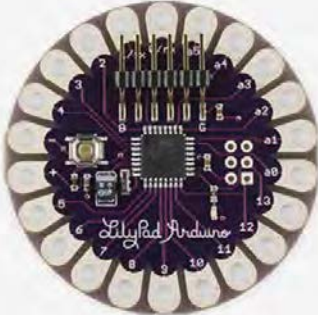
Weight (g)	16
Torque (kg)	3.9
Speed(Sec/60deg)	0.13
A(mm)	29
B(mm)	23
C(mm)	26
D(mm)	12
E(mm)	33
F(mm)	20



[Update/Add my own data](#)

F.6 Arduino LilyPad

ARDUINO PRODUCTS > LilyPad Arduino Main Board



LilyPad Arduino Main Board

The LilyPad Arduino is designed for e-textiles and wearables projects. It can be sewn to fabric and similarly mounted power supplies, sensors and actuators with conductive thread.

[GETTING STARTED](#) [SHOP NOW](#)

Overview

2.7-5.5 V 8-bit 8 MHz AVR

The LilyPad Arduino Main Board is based on the ATmega168V (the low-power version of the ATmega168) or the ATmega328V. The LilyPad Arduino was designed and developed by Leah Buechley and SparkFun Electronics.

You can find your board warranty information [here](#).

Getting Started

In the [Getting Started](#) section, you can find all the information you need to configure your board, use the [Arduino Software \(IDE\)](#), and start to tinker with coding and electronics. SparkFun Electronics has a [range of accessories](#) for use with the LilyPad Arduino.

Need Help?

- On [Projects on the LilyPad Website](#)
- On the Product itself through our [Customer Support](#)

Technical Specs

Overview
Get Inspired
Technical Specs
Documentation

Microcontroller	ATmega168 or ATmega328V
Operating Voltage	2.7-5.5 V
Input Voltage	2.7-5.5 V
Digital I/O Pins	14
PWM Channels	6
Analog Input Channels	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
Flash Memory	16 KB (of which 2 KB used by bootloader)
SRAM	1 KB
EEPROM	512 bytes
Clock Speed	8 MHz

Warning: Don't power the LilyPad Arduino with more than 5.5 volts, or plug the power in backwards, you'll kill it.

Overview

Get inspired


Technical Specs


Documentation

Documentation

OSH: Schematics

The LilyPad Arduino is open-source hardware! You can build your own board using the following files:

 SCHEMATICS
IN .PDF

 EAGLE FILE
IN .ZIP

Power

The LilyPad Arduino can be powered via the USB connection or with an external power supply.

If an external power supply is used, it should provide between 2.7 and 5.5 volts. This can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. Again, don't power the LilyPad Arduino with more than 5.5 volts, or plug the power in backwards: you'll kill it.

Programming

The LilyPad Arduino can be programmed with the Arduino [Arduino Software](#) (IDE). Select "LilyPad Arduino" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega168V or ATmega328V on the LilyPad Arduino comes preburned with [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer.

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header. While the holes are too small to insert pins into, you can insert male header pins into the ISP connector on your programmer and press them against the ICSP header on the board (from above). See [these instructions](#) for more information.

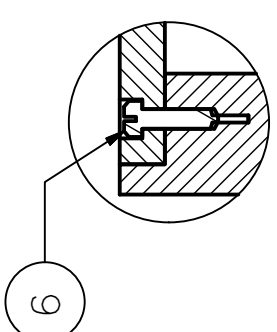
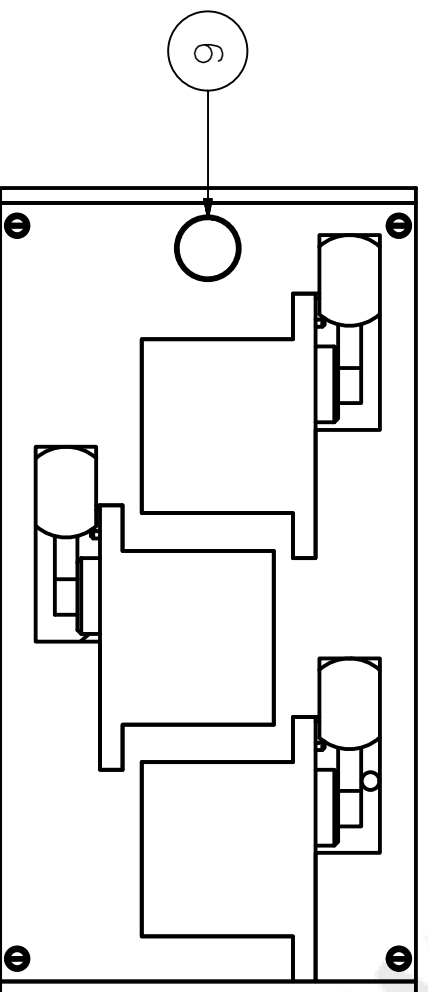
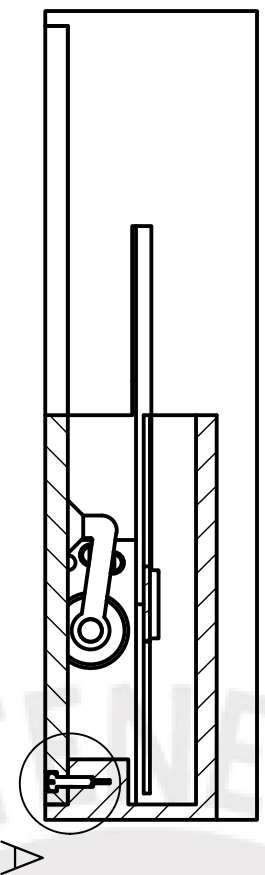
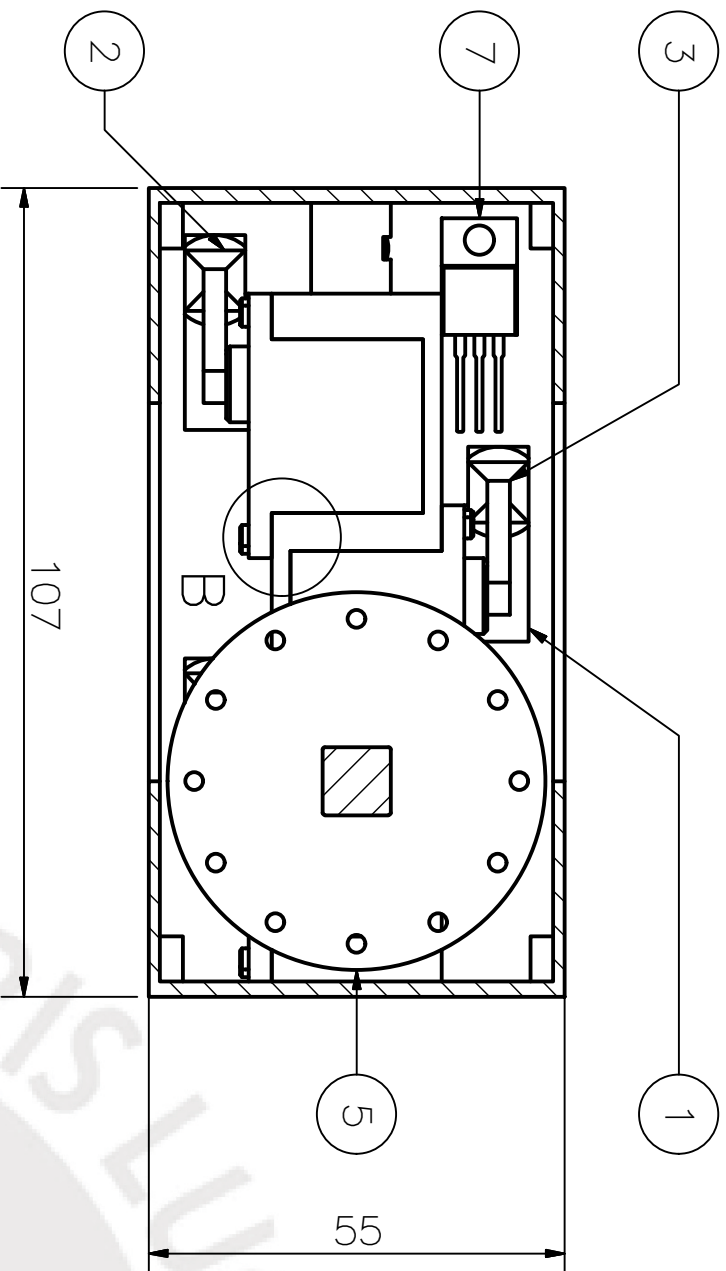
Physical Characteristics

The LilyPad Arduino can be powered via the USB connection or with an external power supply.

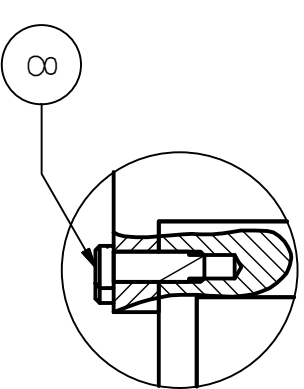
If an external power supply is used, it should provide between 2.7 and 5.5 volts. This can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. Again, *don't power the LilyPad Arduino with more than 5.5 volts, or plug the power in backwards: you'll kill it.*

Washability

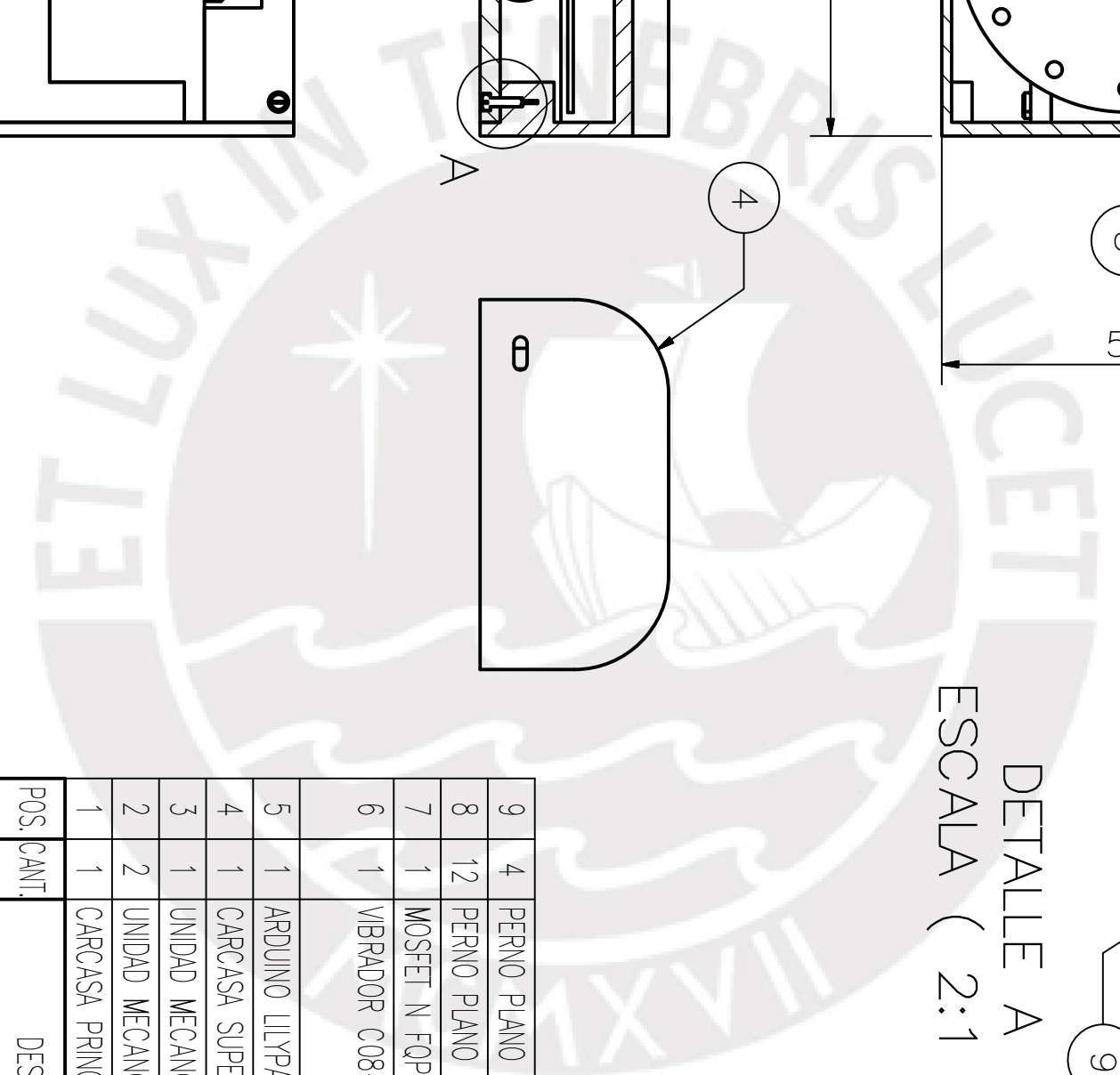
Wash at your own risk - we do ;) . We recommend washing projects by hand with a mild detergent. Drip dry. Make sure you remove your power supply first!



DETALLE A
ESCALA (2:1)



DETALLE B
ESCALA (2:1)

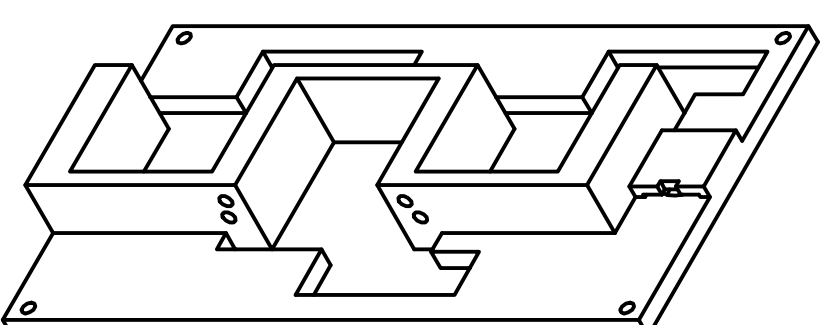
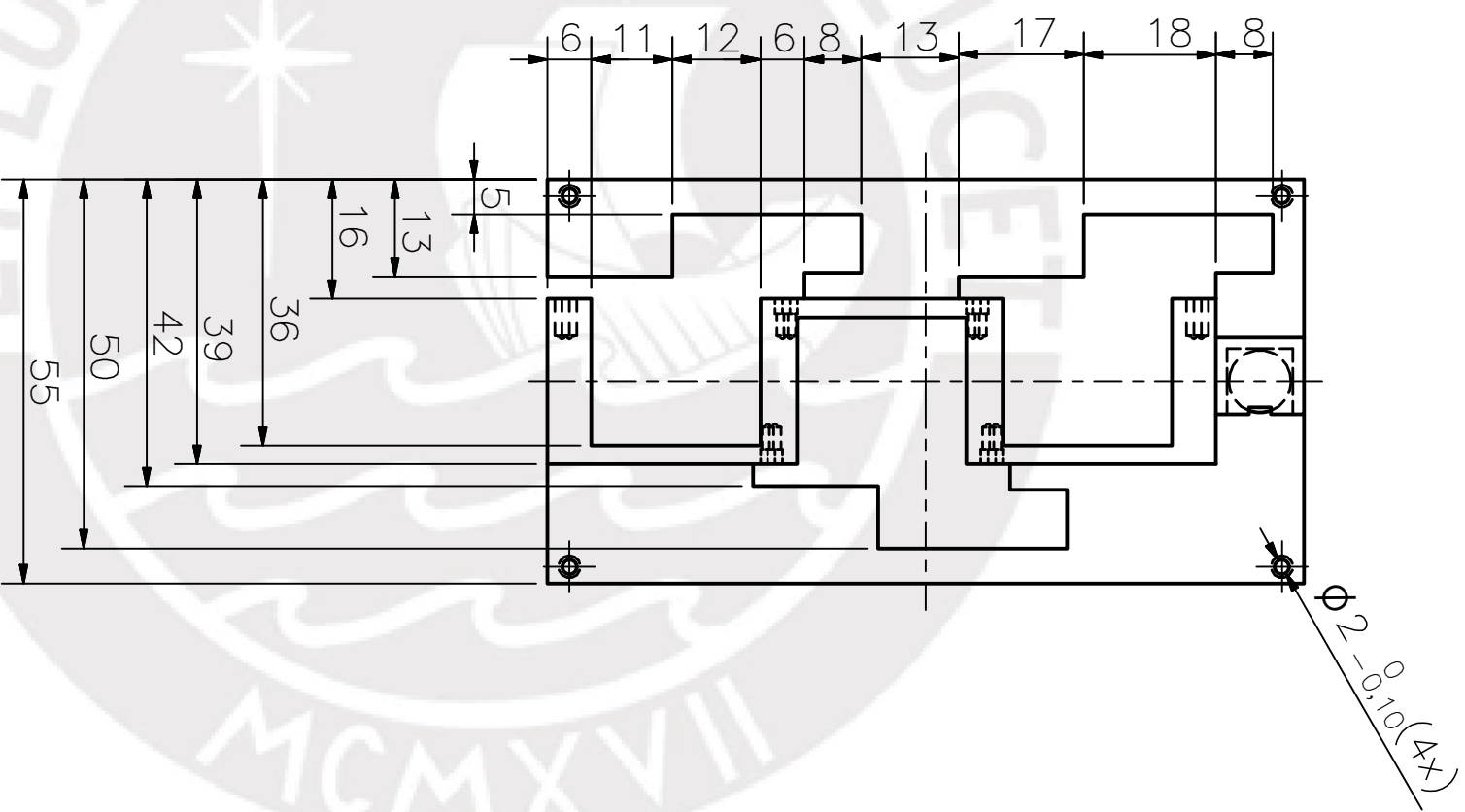
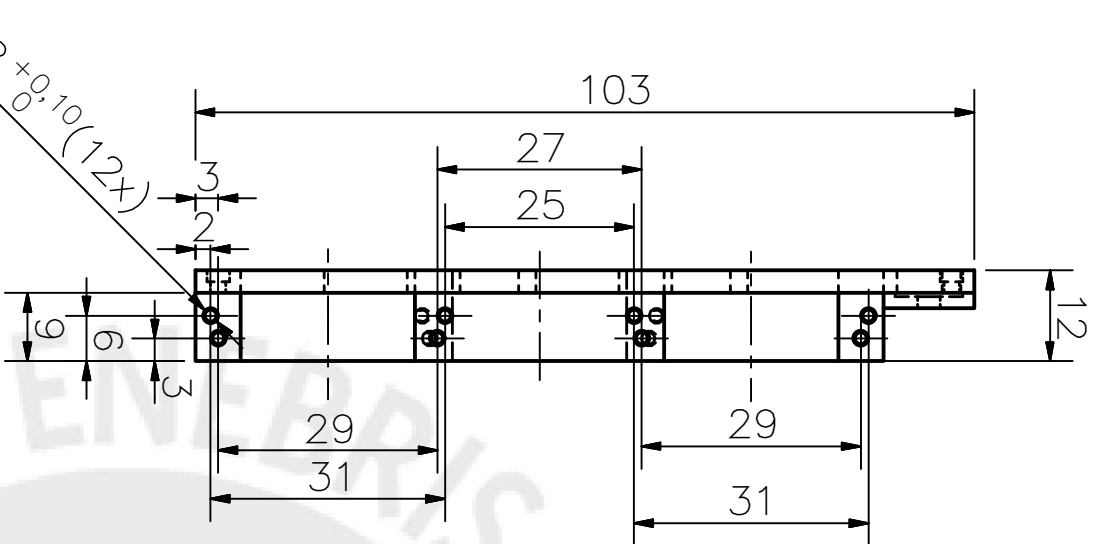
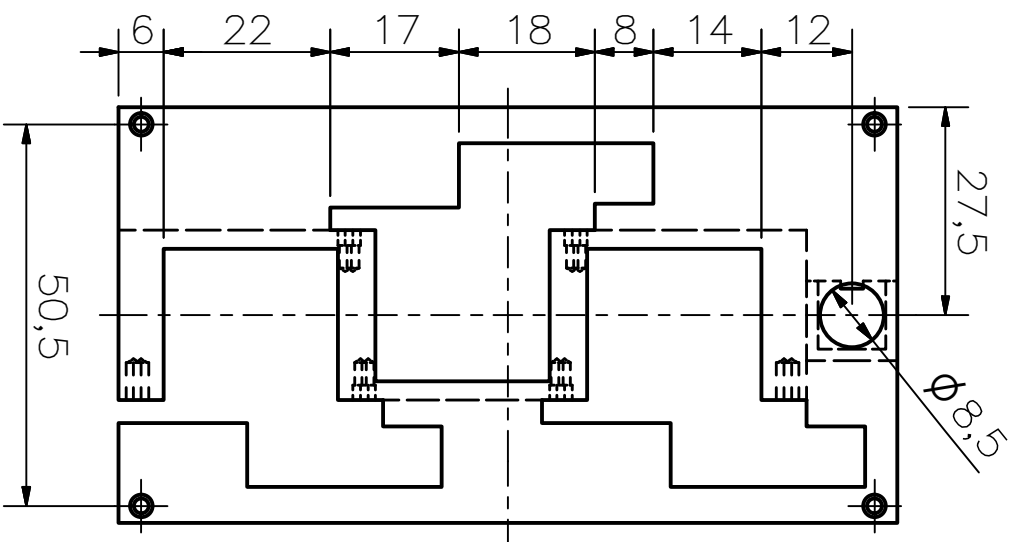


9	4	PERNO PLANO M2X5	DIN 920	4.8	
8	12	PERNO PLANO M2x6	DIN 920	4.8	
7	1	MOSFET N FQP30N06L			MARCA FAIRCHILD
6	1	VIBRADOR C08-001			MARCA PRECISION MICRODRIVES
5	1	ARDUINO LILYPAD			MARCA ARDUINO
4	1	CARCASA SUPERIOR		Plastico ABS	Ver A4.D005
3	1	UNIDAD MECANOTACIL DERECHA			Ver A4.E003
2	2	UNIDAD MECANOTACTIL IZQUIERDA			Ver A4.E003
1	1	CARCASA PRINCIPAL		Plastico ABS	Ver A3.D002
POS. CANT.		DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ing. Mecatronica

MÉTODO DE PROYECCIÓN	TRABAJO DE FIN DE CARRERA	ESCALA
	DISPOSITIVO BIOFEEDBACK	1:1

20097190	ROMERO MUNIZ, E	FECHA: 2016.06.28
		LAMINA: A3.E001



NOTA: Elaboracion por impresion 3D, se recomienda impresion en Fortus 400MC con resolucion de ± 0.127 mm o una superior.

TOLERANCIAS DIMENSIONALES

SEGUN DIN 7168

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
FINO	$\pm 0,05$	$\pm 0,05$	$\pm 0,1$	$\pm 0,15$	$\pm 0,2$

ACABADO SUPERFICIAL

TOLERANCIA GENERAL

MATERIAL



DIN 7168
FINO

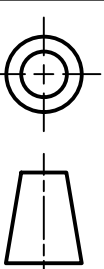
ABS

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ing. Mecatronica

MÉTODO DE PROYECCIÓN

TRABAJO DE FIN DE CARRERA

ESCALA



CARCASA PRINCIPAL

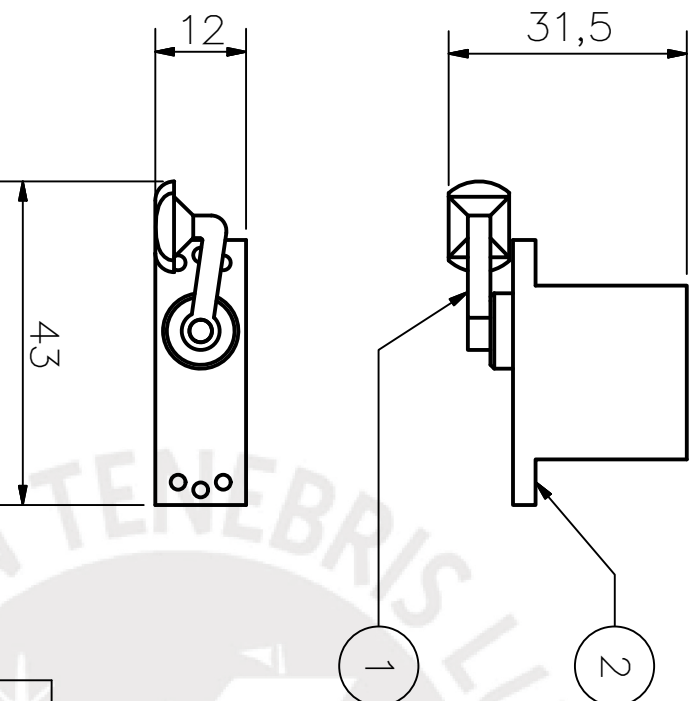
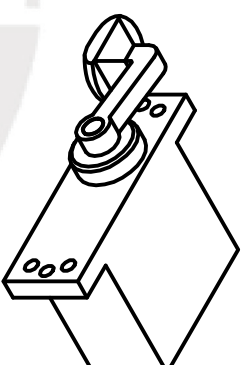
1:1

20097190

ROMERO MUNIZ, E

FECHA:
2016.06.27

LÁMINA:
A3.D0002



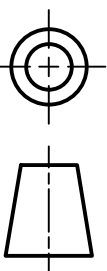
POS. CANT.	DESCRIPCION	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
2	1	SERVOMOTOR TGY-210DMH		MARCA HOBBYKING
1	1	PLUNGER	Plastico ABS	Ver A4.D004

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
 Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ing. Mecatronica

MÉTODO DE PROYECCIÓN

TRABAJO DE FIN DE CARRERA

ESCALA



UNIDAD MECANOTACTIL

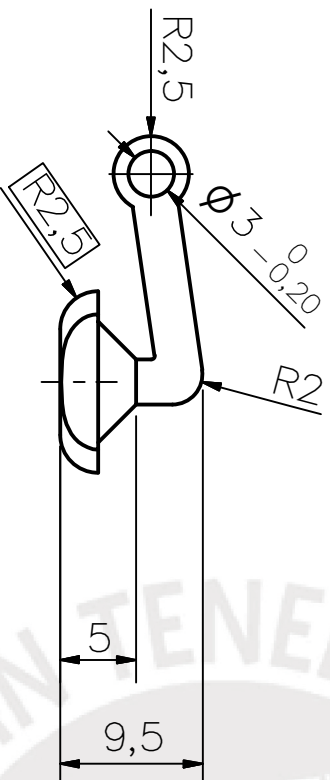
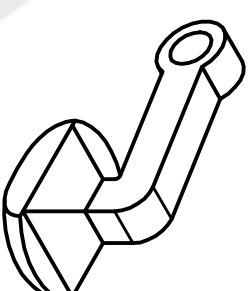
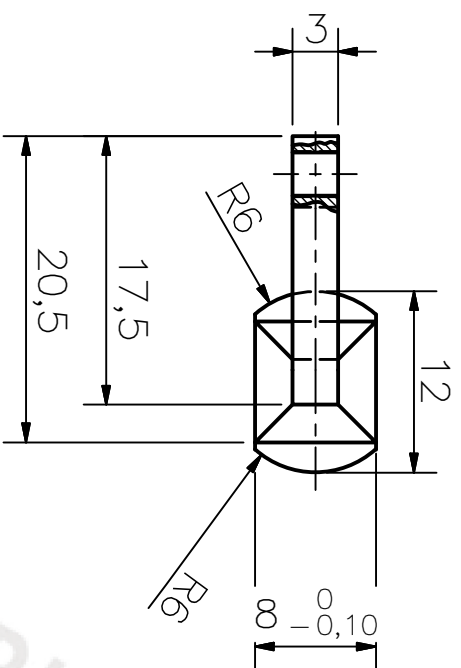
1:1

20097190

ROMERO MUNIZ, E

FECHA:
2016.06.28

LÁMINA:
A4.E003



Nota: Elaboracion por impresion 3D, se recomienda impresion en Fortus 400MC con resolucion de ± 0.127 mm o una superior.

TOLERANCIAS DIMENSIONALES

SEGUN DIN 7168

GRADO DE EXACTITUD	Mzs de 0,5 hasta 3	Mzs de 3 hasta 6	Mzs de 6 hasta 30	Mzs de 30 hasta 120	Mzs de 120 hasta 400
FINO	-0,05	-0,05	-0,1	-0,15	-0,2

ACABADO SUPERFICIAL

TOLERANCIA GENERAL
DIN7168
FINO

MATERIAL

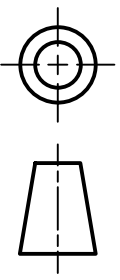
ABS

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ing. Mecatronica

MÉTODO DE PROYECCIÓN

TRABAJO DE FIN DE CARRERA

ESCALA



PLUNGER

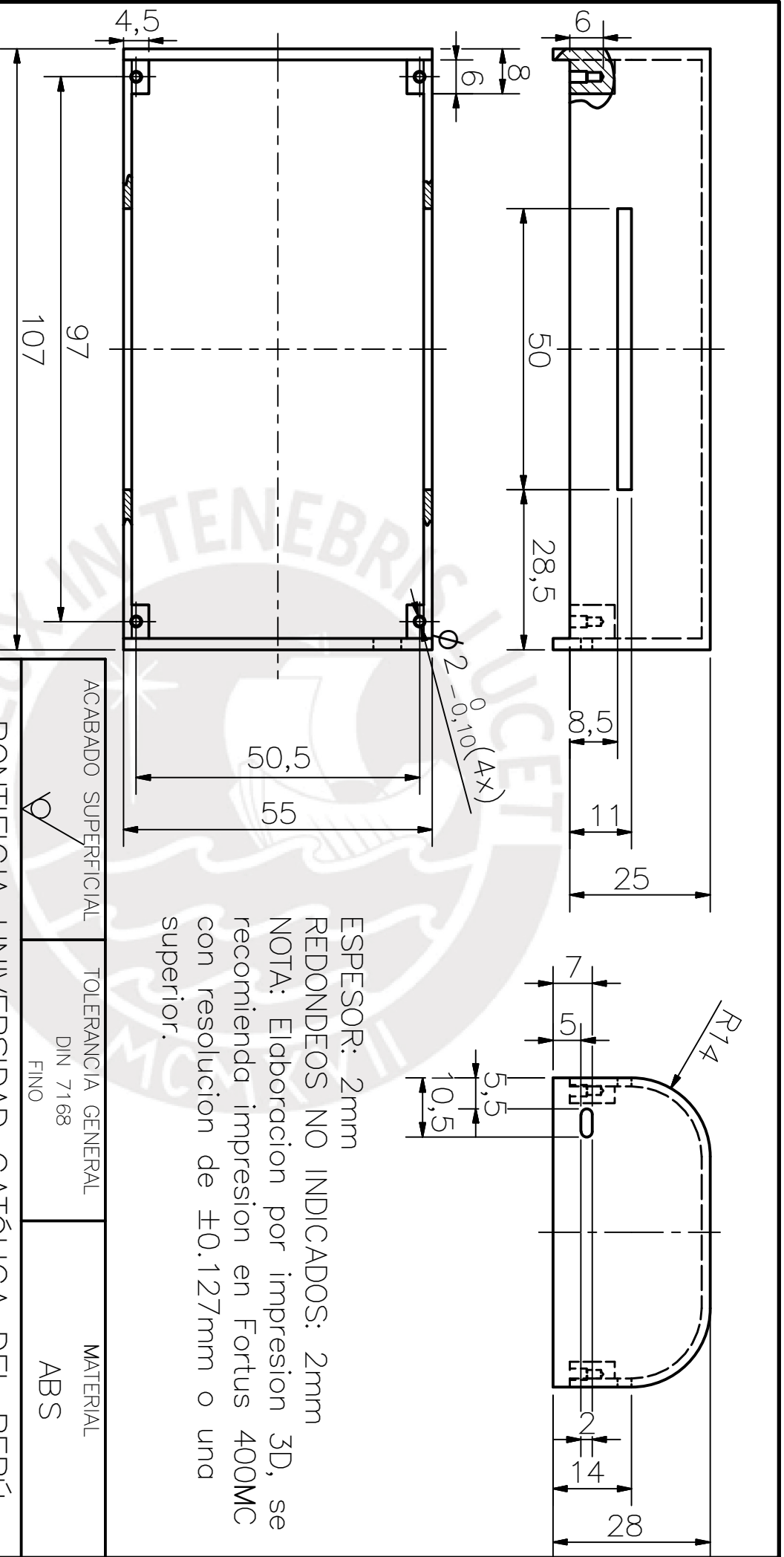
2:1

20097190

ROMERO MUNIZ, E.

FECHA:
2016.06.27

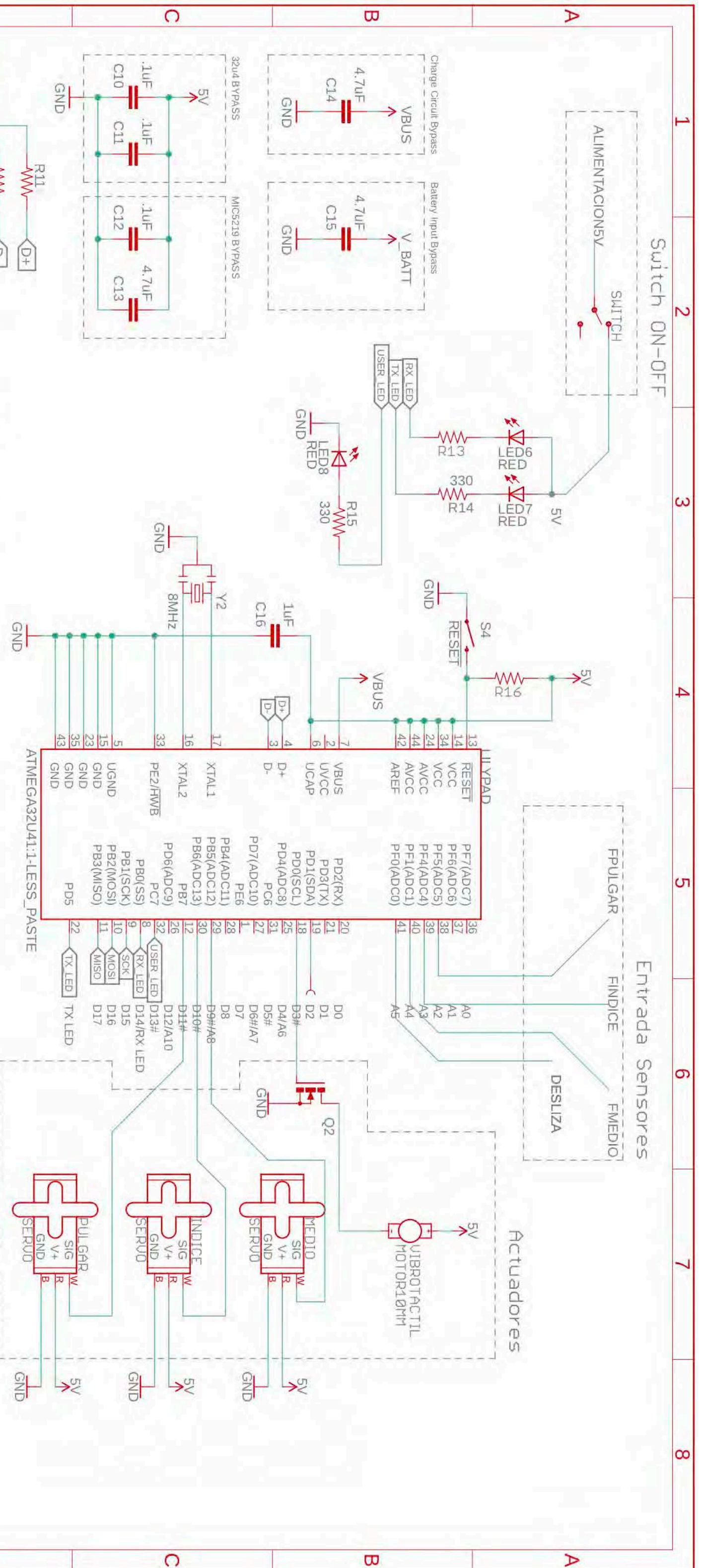
LÁMINA:
A4.D004



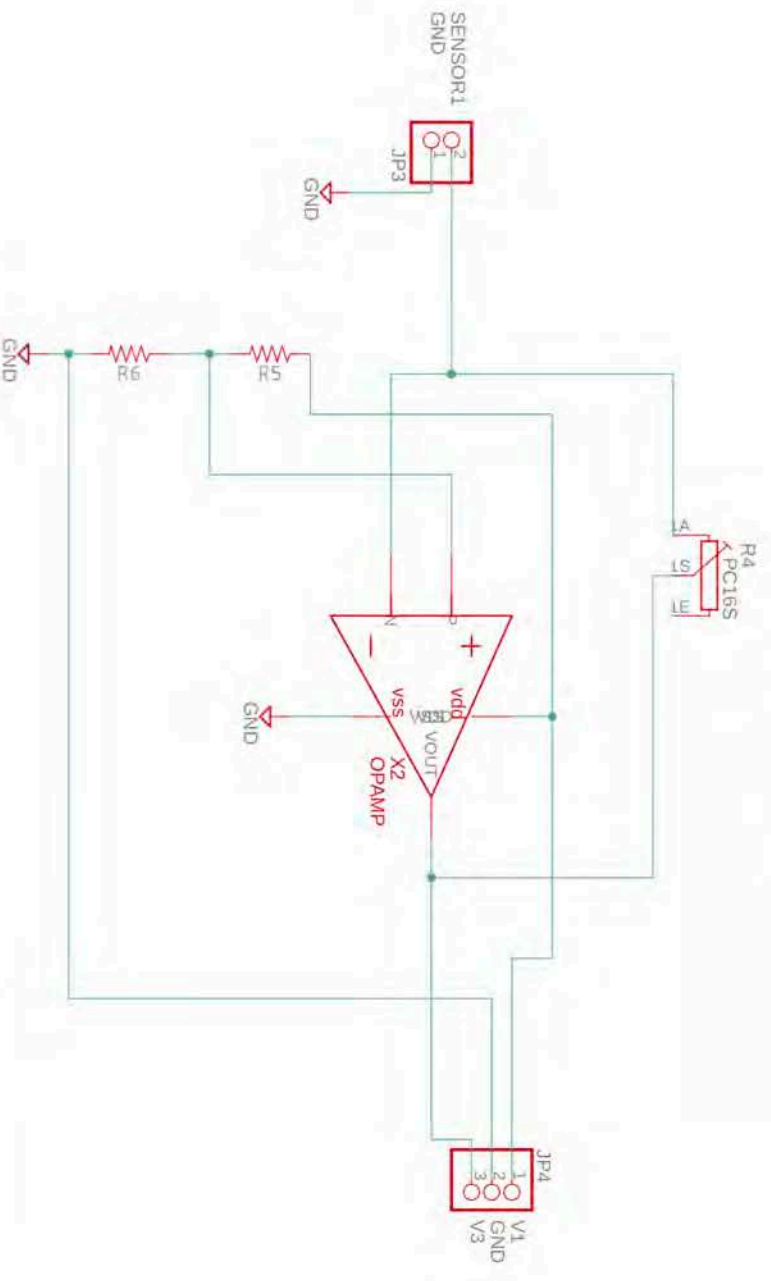
ESPESOR: 2mm
 REDONDEOS NO INDICADOS: 2mm
 NOTA: Elaboracion por impresion 3D, se recomienda impresion en Fortus 400MC con resolucion de $\pm 0.127\text{mm}$ o una superior.

TOLERANCIAS DIMENSIONALES				
SEGUN DIN 7168				
GRADO DE EXACTITUD	Mzs de 0,5 hasta 3	Mzs de 3 hasta 6	Mzs de 6 hasta 30	Mzs de 30 hasta 120 hasta 400
FINO	-0,05	-0,05	-0,1	-0,15 -0,2

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
	DIN 7168 FINO	ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
Facultad de Ciencias e Ingeniería – Ing. Mecatronica		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	TRABAJO DE FIN DE CARRERA	ESCALA
	CARCASA SUPERIOR	1:1
20097190	ROMERO MUNIZ, E.	FECHA: 2016.06.27
		LÁMINA: A4.D005



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		ESCALA 1:1
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		
TESIS DE PREGRADO		
DISPOSITIVO DE RETROALIMENTACIÓN HÁPTICA		
DISENADO:	ROMERO MUÑOZ, ENZO FERNANDO	FECHA: 2018.09.16
REVISADO:	ELIAS GIORDANO, DANTE ANGEL	LÁMINA: A3.EE1



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - ESPECIALIDAD DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

TESIS DE PREGRADO

TARJETA OPAM - PRUEBAS SENSOR FUERZA

ESCALA

1:1

DISEÑADO: ROMERO MUÑOZ, ENZO FERNANDO

FECHA: 2018.09.16

REVISADO: ELIAS GIORDANO, DANTE ANGEL

LÁMINA: A4.EE2