



**Universidad de Concepción  
Dirección de Postgrado  
Facultad de Ingeniería – Programa de Doctorado en Ciencias de la Ingeniería  
con mención en Ingeniería Eléctrica**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS  
MIOELÉCTRICA DE MANO CON MANIPULADORES  
INTERCAMBIABLES ENERGIZADOS MEDIANTE  
ENLACES INDUCTIVOS RESONANTES**

Tesis para optar al grado de Doctor en Ciencias de la Ingeniería  
con mención en Ingeniería Eléctrica

**ENRIQUE IGNACIO GERMANY MORRISON  
CONCEPCIÓN – CHILE  
2020**

Profesor Guía: Pablo Esteban Aqueveque Navarro  
Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería  
Universidad de Concepción



UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS  
MIOELÉCTRICA DE MANO CON MANIPULADORES  
INTERCAMBIABLES ENERGIZADOS MEDIANTE  
ENLACES INDUCTIVOS RESONANTES**



ENRIQUE IGNACIO GERMANY MORRISON  
Becario Conicyt

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción  
para optar al grado de Doctor en Ciencias de la Ingeniería con mención en  
Ingeniería Eléctrica

Profesor Guía: Pablo Esteban Aqueveque Navarro

Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería

Universidad de Concepción

Mayo 2020

Concepción, Chile

© 2020, Enrique Ignacio Germany Morrison

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.



## Agradecimientos a CONICYT

Esta Tesis de Doctorado ha sido posible gracias al apoyo financiero de la Comisión Nacional de Ciencia y Tecnología -CONICYT- Chile, bajo el Programa de Formación de Capital Humano Avanzado -PCHA- Doctorado Nacional 2015 – 21151212.

Se reconoce también el apoyo a través del IV Concurso de Equipamiento Científico y Tecnológico Mediano FONDEQUIP. Código EQM150114, a través del cual fue posible prototipar circuitos electrónicos.



Se agradece el apoyo financiero brindado por el programa de Valorización de la Investigación Universitaria -VIU-. Código VIU15E0031 “Manipulador Robótico para Prótesis Mioeléctrica”

# TABLA DE CONTENIDO

<b>TABLA DE CONTENIDO</b> .....	<b>V</b>
<b>LISTADO DE TABLAS</b> .....	<b>VII</b>
<b>LISTADO DE FIGURAS</b> .....	<b>VIII</b>
<b>RESUMEN</b> .....	<b>XII</b>
<b>ACRÓNIMOS</b> .....	<b>XIII</b>
<b>CAPITULO 1.-INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
1.1 <i>Introducción General de la Investigación</i> .....	<b>1</b>
1.2 <i>Manipuladores Robóticos</i> .....	<b>7</b>
1.2.1 <i>Sistemas Robóticos</i> .....	<b>7</b>
1.2.2 <i>Sistemas Robóticos Industriales</i> .....	<b>8</b>
1.2.3 <i>Sistemas Robóticos en Prótesis Mioeléctricas</i> .....	<b>11</b>
1.3 <i>Hipótesis del Trabajo</i> .....	<b>15</b>
1.4 <i>Objetivos</i> .....	<b>15</b>
1.5 <i>Objetivo General</i> .....	<b>15</b>
1.6 <i>Objetivos Específicos</i> .....	<b>15</b>
1.7 <i>Alcances y Limitaciones</i> .....	<b>16</b>
1.8 <i>Publicaciones</i> .....	<b>17</b>
1.8.1 <i>Journal WOS</i> .....	<b>17</b>
1.8.2 <i>Capítulos de Libro</i> .....	<b>18</b>
1.8.3 <i>Conferencias Internacionales</i> .....	<b>18</b>
1.8.4 <i>Proyectos Asociados</i> .....	<b>19</b>
<b>CAPITULO 2.-SISTEMAS DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICA DE ENERGÍA</b> .....	<b>20</b>
2.1 <i>Tecnologías de Transmisión Inalámbrica de Energía</i> .....	<b>21</b>
2.2 <i>Teoría del Funcionamiento de Sistemas Inductivos</i> .....	<b>22</b>
2.3 <i>Funcionamiento de Sistemas de Acoplamiento Inductivos</i> .....	<b>23</b>
2.4 <i>Topologías de Sintonización</i> .....	<b>27</b>
2.5 <i>Modelo de Circuito Equivalente</i> .....	<b>30</b>
2.6 <i>Efecto de la Geometría de las Bobinas</i> .....	<b>32</b>
2.7 <i>Incremento de Alcance de Campo Magnético Mediante Utilización de Materiales Ferromagnéticos y Acopladores Resonantes</i> .....	<b>35</b>
2.8 <i>Impacto de la Relación de Radios Entre la Bobina Primaria y Secundaria en la Eficiencia del Sistema</i> .....	<b>38</b>
2.9 <i>Discusión</i> .....	<b>40</b>
<b>CAPITULO 3.-DISEÑO DE ENLACE INDUCTIVO RESONANTE PARA PRÓTESIS</b> .....	<b>42</b>
3.1 <i>Consideraciones de Diseño</i> .....	<b>42</b>
3.2 <i>Implementación de un Sistema de Transmisión Inalámbrica de Energía</i> .....	<b>44</b>

3.3	Conclusiones.....	56
CAPITULO 4.-INTEGRACIÓN DE SISTEMAS DE CONTROL A LA PRÓTESIS.....		58
4.1	Sistema de Control Mediante Señales de EMG.....	58
4.2	Arreglo de Electrodo.....	61
4.3	Guante Instrumentado para Medición de Posición de los Dedos de la Mano y Mecanismo de Entrenamiento de la Prótesis.....	62
4.4	Predicción de Posición de los Dedos de la Mano Mediante el Uso de Redes Neuronales Artificiales.....	63
4.5	Diseño y propuestas de manipuladores para prótesis.....	67
4.6	Desarrollo del sistema de soquete y manipuladores para prótesis mioeléctrica.....	69
CAPITULO 5.-PRUEBAS DE VALIDACIÓN.....		79
5.1	Procedimientos y protocolos.....	79
5.2	Categorización de voluntarios.....	80
5.3	Sistema de adquisición de señales musculares y control de prótesis.....	82
5.4	Sistema de sujeción de Soquete.....	83
5.4.1	Liners en material de resina flexible.....	85
5.4.2	Liner en caucho silicona.....	86
5.5	Manipulación de objetos y Prueba BBT.....	88
5.5.1	Procedimiento de la Prueba BBT.....	90
5.5.2	Resultados.....	90
CAPITULO 6.-DISEÑO E INTEGRACIÓN DE SENSORES CAPACITIVOS PARA SENSACIÓN TÁCTIL.....		93
6.1	Necesidad de integración sensorial de presión en los manipuladores.....	93
6.2	Sensores táctiles en sistemas de prótesis.....	95
6.3	Beneficios de la incorporación de sistemas táctiles.....	96
6.4	Tipos de sensores táctiles.....	99
6.5	Propuesta de un sensor capacitivo mediante PCB flexible y geometría especializada.....	102
6.5.1	Estructura personalizada del sensor en PCB flexible.....	103
6.5.2	Circuito de acondicionamiento, medición y esquema de conexión.....	108
6.5.3	Caracterización del sensor y proceso de calibración.....	109
6.6	Resultados.....	112
6.7	Conclusiones.....	116
CAPITULO 7.-CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....		119
7.1	Conclusiones.....	119
7.2	Trabajo Futuro.....	122
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>		<b>124</b>
<b>ANEXO A.....</b>		<b>130</b>
<b>ANEXO B.....</b>		<b>131</b>
<b>ANEXO C.....</b>		<b>134</b>

## LISTADO DE TABLAS

Tabla 1.1.- Prótesis electromecánicas comercialmente disponibles .....	13
Tabla 2.1.-Comparativa de Tecnologías de Transferencia Inalámbrica [ 12 ].....	21
Tabla 3.1.- Parámetros eléctricos medidos en enlace inductivo Soquete-Manipulador .....	54
Tabla 5.1.- Categorización y descripción de voluntarios en ensayos .....	81
Tabla 5.2.- Resultados de prueba BBT con voluntarios amputados. ....	92



## LISTADO DE FIGURAS

Figura 1.1.- Incidencia de amputaciones categorizadas por nivel de amputación [ 5 ].	2
Figura 1.2.- Tipos de prótesis de acuerdo con su funcionalidad y mecanismos de accionamientos. a) Prótesis de mano cosmética. b) Prótesis transradial mecánica con manipulador de gancho. c) Prótesis mioeléctrica “MyoHand” de Ottobock con 1 grado de libertad. [Elaboración Propia].	4
Figura 1.3.- Sistemas de control de prótesis mioeléctricas basadas en señales de EMG, adaptado de [ 30 ]	5
Figura 1.4.- Robots industriales articulados utilizados en procesos industriales de automatización.	8
Figura 1.5.- Problemas con diferentes topologías de conexión para sistemas robóticos articulados. [ 7 ].	10
Figura 1.6.- Conceptualización de un sistema articulado energizado mediante enlaces inductivos resonantes. [ 8 ]	11
Figura 1.7.- Modelos comerciales de prótesis mioeléctricas con múltiples grados de libertad. a) MyoHand. b) BeBionicHand. c) iLimbQuantum. d) Michaelangelo Hand. [Elaboración Propia].	12
Figura 1.8.- Conector mecánico de acople rápido de prótesis mioeléctrica comercializado por Ottobock.	14
Figura 2.1.- Esquema de representación de las leyes de Ampere y Faraday. [ 13 ]	23
Figura 2.2.- Ilustración de un sistema de acoplamiento inductivo de dos bobinas con núcleo de aire. [ 13 ]	24
Figura 2.3.- Esquema de un sistema de transferencia inalámbrica de energía mediante inducción magnética resonante. [ 13 ]	26
Figura 2.4.- Topologías de compensación reactiva. a) Compensación Serie. b) Compensación Paralela. c) Compensación Serie-Paralela. [ 13 ]	27
Figura 2.5.- Topologías de compensación en circuito secundario y comportamiento como fuentes de energización. a) Compensación serie. b) Compensación paralela. [ 13 ]	29
Figura 2.6.- Modelo de circuito equivalente tipo T para un sistema de enlace inductivo. [ 13 ]	30
Figura 2.7.- Geometrías de bobinas para sistemas de transmisión inalámbrica de energía. [ 19 ]	33
Figura 2.8.- Comparación de factores de acoplamiento para diferentes geometrías de bobinas ante diferentes distancias separadas por aire. [ 16 ]	34
Figura 2.9.- Simulación de densidad de campo magnético. a) Separación por aire. b) Separación utilizando un bloque de material ferromagnético. c) Separación utilizando un circuito resonante. [ 25 ]	35

Figura 2.10. - Esquema representando extensión de alcance de campo magnético mediante una tercera bobina de acoplamiento resonante entre bobina transmisora y receptora. [elaboración propia] .....	37
Figura 2.11.- Comparativa de magnitud de parametro S vs distancia para diferentes relaciones de radio de las bobinas primaria y secundaria. [ 27 ] .....	39
Figura 2.12.- Relación entre acoplamiento (parámetro S), distancia y relación de radios entre las bobinas. [ 27 ] .....	40
Figura 3.1.- Topología de enlace inductivo de sintonización Serie – Paralelo implementada en prototipo de prótesis para energizar manipuladores. ....	44
Figura 3.2.- Implementación de prueba de enlace inductivo resonante con separación de 2.5 cm. ....	45
Figura 3.3.- Sistema de acoplamiento mecánico y posicionamiento de bobinas de energización entre soquete y manipulador .....	46
Figura 3.4.-Curvas de voltaje en bobina secundaria ante un barrido de frecuencia de operación. ....	48
Figura 3.5.- Eficiencia de transmisión de potencia. Relación entre potencia de salida respecto de potencia de entrada (expresada en porcentaje). ....	48
Figura 3.6.- Sistema de acoplamiento mecánico con bobinas helicoidales. ....	50
Figura 3.7.- Implementación de circuito inversor y circuito de Regulación de voltaje en secundario. a) Circuito inversor con capacidad de control de frecuencia y limitación de corriente de forma digital. b) Circuito rectificador y de regulación de voltajes. ....	51
Figura 3.8.- Circuito esquemático de inversor.....	51
Figura 3.9.- Circuito esquemático de etapa de regulación a múltiples niveles de voltajes.....	52
Figura 3.10.- Oscilograma de circuito inversor. Voltaje de salida de inversor (curva azul), Voltaje en bobina primaria (curva amarilla).....	55
Figura 3.11.- Oscilograma de enlace inductivo completo. Voltaje en bobina primaria (curva amarilla), Voltaje de salida circuito inversor (curva azul), Voltaje en bobina secundaria (curva verde), Voltaje post rectificación y regulación en circuito manipulador (curva morada). ....	55
Figura 4.1.- Principales grupos musculares del antebrazo [Elaboración propia]. ....	59
Figura 4.2.- Forma de onda típica en activación muscular (arriba). Señal de EMG rectificada e integrada en el tiempo mediante una ventana móvil de 100 ms (abajo). ....	59
Figura 4.3.- Arreglo de electrodos textiles en manga elasticada. ....	62
Figura 4.4.- Guante para medir Flexión-Extensión de cada dedo de la mano. ....	63
Figura 4.5.- Esquema ilustrativo de la estructura de una red neuronal artificial. ....	64
Figura 4.6.- Prototipo de prótesis mioeléctrica. a) Manipulador antropomorfo. b) Soquete de control y fijación en usuario amputado.....	68
Figura 4.7.- Manipuladores intercambiables de funcionalidad especialista. a) Manipulador en forma de pinza para manipulación de precisión. b) Manipulador Trípode para manipulación de objetos esféricos. c) Manipulador para sujeción cilíndrica. ....	69

Figura 4.8.- Sistema de anclaje mecánico de soquete y manipulador con integración de sistema de energización inalámbrica. ....	71
Figura 4.9.- Diseño de soquete con incorporación de electrónica y compartimiento para alojamiento de batería. ....	72
Figura 4.10.- Tarjeta controladora de soquete. Incorpora sistema de energización inalámbrica y sistema de procesamiento de señales fisiológicas. ....	73
Figura 4.11.- Diseño e ilustración de componentes de manipulador anatómico. ....	75
Figura 4.12.- Manipulador de precisión, pinzas planas. ....	76
Figura 4.13.- Prototipos ensamblados. a) Prototipo de prótesis con manipulador anatómico ensamblado. b) Comparación con dimensiones respecto a un brazo real, c) Prototipo de manipulador pinza de precisión. ....	77
Figura 4.14.- Sistema de sujeción de prótesis, utilizando un mecanismo de compresión mediante cintas. ....	77
Figura 5.1.- Electrodo y circuito monocanal de sEMG. a) Electrodo de acero inoxidable de 1,9 cm de diámetro. b) Circuito monocanal de Adquisición de sEMG para adquisición de señales de control. ....	83
Figura 5.2.- Renderizaciones de pacientes voluntarios para ajuste y confección de cavidades en soquete y liners. ....	84
Figura 5.3.- Liners de resina flexible, se ilustran fisuras y fatiga de material. ....	86
Figura 5.4.- Liner para muñón en materialidad de caucho silicona y sistema de sujeción por compresión de correas. ....	87
Figura 5.5.- Kit de Prueba de Caja y Cubos (BBT). ....	89
Figura 5.6.- Ejecución de "Prueba de Caja y Cubos". a) Proceso de agarre de cubo. b) Proceso de translación de cubo de un compartimiento a otro. c) Proceso de liberación de cubo en compartimiento de destino. ....	91
Figura 6.1.- Diagrama de tipos de sensores táctiles describiendo sus principales usos y formas de implementación [ 45 ]. ....	99
Figura 6.2.- Estructura del sensor capacitivo diseñado mediante dos PCB flexibles superpuestas y un material dieléctrico de separación. ....	105
Figura 6.3.- Fabricación del sensor a través de una PCB flexible. La línea roja indica la región de doblado. a) Capas internas del sensor (placas de señal + y señal -). b) Capas externas del sensor, capas de apantallamiento. c) Material dieléctrico EMFIT para la separación de capas internas d) Sensor doblado y ensamblado en forma final. ....	106
Figura 6.4.- Dedo protésico con sensor capacitivo embebido. a) Vista lateral de dedo, se aprecian las pistas de conexión de las distintas capas. b) Vista inferior del dedo, se aprecia el área efectiva del sensor. c) Sensor embebido en caucho silicona con forma anatómica. ....	107
Figura 6.5.- Diagrama de conexión de circuito de acondicionamiento y medición de sensor capacitivo. ....	109
Figura 6.6.- Banco de ensayos con equipo ProLine Table-top Z005 Zwick/Roell, dedo de prótesis con sensor capacitivo embebido en caucho silicona entre placas de ensayo de fuerza. ....	111

Figura 6.7.- Diagrama lateral de ensayo de fuerza utilizado para caracterización de sensor capacitivo. ....	111
Figura 6.8.- Resultados de relación fuerza/capacitancia. a) Dispersión de valores de capacitancia para cada intervalo de fuerza aplicada, línea discontinua roja muestra valor promedio. b) Distribución y dispersión de valores por cada intervalo de fuerza. ....	113
Figura 6.9.- Curva de histéresis de sensor capacitivo para ensayos de compresión (Verde) y descompresión (Rojo) en rango de 5N a 100N. ....	114
Figura 6.10.- Curvas de capacitancia vs fuerza para rango de 3N a 7,5N con pasos de 0,5N. ....	115
Figura 6.11.- Curva de respuesta y estabilidad temporal de sensor capacitivo ante estímulos en escalón de 0,25N durante 15 segundos. ....	117
Figura 6.12.- Diagrama de lazo cerrado incorporando el sensor de presión capacitivo en el lazo de control de una prótesis. ....	118



## RESUMEN

El desarrollo de prótesis de miembro superior ha sido fuertemente impactado por los desarrollos tecnológicos en los últimos años, generando significativos avances no solo en materialidad, resistencia y apariencia, sino que también en su usabilidad, control y destreza. Este trabajo de tesis considera aportes de investigación en 3 aspectos relevantes para el desarrollo de prótesis mioeléctricas que impactan el grado de destreza y usabilidad de este tipo de dispositivos. En primer lugar, se conceptualizan y desarrollan sistemas de energización inalámbrica basadas en enlaces inductivos para transferir energía entre el soquete y manipulador, incluyendo sistemas de control de energización que permiten optimizar la transferencia de energía. Segundo, se proponen y desarrollan manipuladores simples, con baja cantidad de grados de libertad, pero intercambiables de forma rápida y sencilla, controlables mediante señales de electromiografía. Para lo anterior, se realizan pruebas del sistema con voluntarios amputados. Tercero, se realizan aportes en conceptualización diseño y caracterización de sensores táctiles mediante sensores capacitivos. Los resultados muestran que los manipuladores se anclan mecánicamente al soquete y se energizan de forma inalámbrica mediante enlaces inductivos resonantes alcanzando eficiencias de transmisión de energía del 69% (incluyendo pérdidas en sistema inversor y etapa de rectificación). La prótesis desarrollada cuenta con tres variantes de manipuladores, los cuales se energizan de forma inductiva e intercambian información de control mediante enlace Bluetooth. Se validan de forma satisfactoria los sistemas de control y energización del dispositivo mediante pruebas de control y destreza a través de la “Prueba de Caja y Cubos”.

# ACRÓNIMOS

**EMG:** Electromyography (Electromiografía)

**PR:** Pattern Recognition (Reconocimiento de Patrones)

**FSM:** Finite State Machine (Máquina de Estados Finitos)

**sEMG:** Surface Electromyography (Electromiografía de Superficie)

**EEG:** Electroencephalography (Electroencefalografía)

**WPT:** Wireless Power Transfer (Transferencia Inalámbrica de Energía)

**AC:** Alternating Current (Corriente Alterna)

**DC:** Direct Current (Corriente Continua)

**SAR:** Specific Absorption Rate (Tasa de absorción específica)

**DOF:** Degrees of Freedom (Grados de Libertad)

**RNA:** Red Neuronal Artificial

**IH:** Input to Hidden (Entrada a Capa Oculta)

**HO:** Hidden to Output (Capa Oculta a Salidas)

**HLN:** Hidden Layer Neuron (Neuronas de Capa Oculta)

**BBT:** Box and Blocks Test (Prueba de Caja y Bloques)

**SNR:** Signal to Noise Ratio (Relación Señal a Ruido)

**ASTM:** American Society for Testing and Materials (Sociedad Americana para Pruebas y Materiales)

**PCB:** Printed Circuit Board (Tarjeta de Circuito Impreso)



# Capítulo 1.- INTRODUCCIÓN

## 1.1 Introducción General de la Investigación

De acuerdo con estudios antropológicos, el ser humano presenta una alta dependencia de sus extremidades y en especial de sus manos. Estas no solo sirven de herramientas, como símbolos o como armas, sino que también tienen un rol preponderante en el desarrollo social y cognitivo [ 1 ]. Vivimos en un mundo físico en el que las manos presentan el principal mecanismo de interacción con objetos y con otras personas. La falencia de esta extremidad producto de una amputación o de un caso congénito genera en los pacientes la aparición de desordenes psicológicos los que se manifiestan entre un 32% a 84% de los casos [ 2 ].

De acuerdo con estadísticas la estimación de prevalencia de casos de amputación total o parcial de extremidades superiores varían de 0,05% a 1% de la población [ 3 ]. Estadísticas nacionales muestran que de un total de 27.912 niños y adolescentes atendidos un 5.7% presentan un diagnóstico de amputación y/o malformación congénita de extremidades [ 4 ]. Consultando la prevalencia de amputaciones de miembro superior por nivel y/o lugar anatómico de amputación obtenemos la siguiente distribución representada en la Figura 1.1. De las clasificaciones ilustradas en la gráfica, Hombro, Transhumeral y Transradial hacen referencia a amputaciones mediante

cortes de estructuras óseas. Desarticulación de muñeca y Completa, hacen referencia a niveles de amputación con remoción a nivel de uniones óseas y ligamentos y finalmente la categoría Parcial incluye todos los casos restantes donde la amputación es resultante de la remoción de estructuras menores, tales como dedos y/o falanges. Conocer el nivel de amputación es un factor importante a la hora de buscar y seleccionar las alternativas existentes mas adecuadas para la restauración de funciones y movimientos.

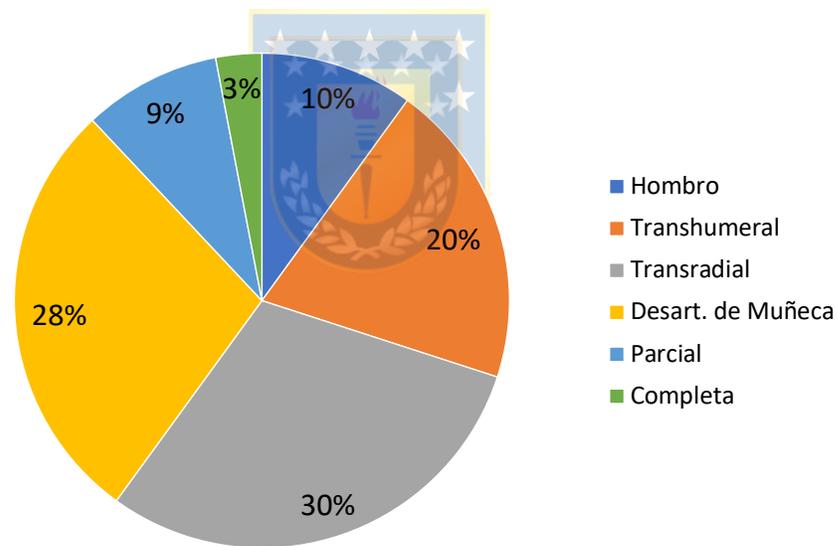


Figura 1.1.- Incidencia de amputaciones categorizadas por nivel de amputación [ 5 ].

Diversos tipos de prótesis han sido utilizados para afrontar y resolver problemáticas ligadas a la amputación de miembro superior. Entre los diferentes tipos de prótesis existentes se diferencian los siguientes tipos:

- 1) **Prótesis Cosméticas:** Este tipo de prótesis cumplen principalmente un rol estético y no presentan movimientos o grados de libertad asociados. Suelen ser utilizadas para recuperar la simetría corporal y tratar condiciones psicológicas de autoestima.
- 2) **Prótesis Mecánicas:** Este tipo de prótesis permiten generar entre 1 y 3 movimientos, los cuales son controlados con otras partes del cuerpo que presenten movimiento articular. Se suelen utilizar tensores mecánicos entre la articulación del codo u hombro a modo de accionar el movimiento de apertura y cierre de la mano o pinza.
- 3) **Prótesis Electromecánicas:** Estas prótesis representan la línea más avanzada en el estado del arte. Este tipo de dispositivos combinan elementos mecánicos y electrónicos para generar una amplia gama de movimientos. Equipadas con baterías, sistemas de control, actuadores electromecánicos y sensores de diversos tipos permiten generar una gran variedad de movimientos que van desde 1 a 24 grados de libertad. Dentro de esta categoría se encuentran las prótesis mioeléctricas, las cuales utilizan señales provenientes de músculos (residuales del muñón o de otra parte del cuerpo) para interpretar y generar el movimiento de motores eléctricos.

En la Figura 1.2 se ilustran algunos ejemplos para cada una de las categorías y tipos de prótesis en función de sus sistemas de accionamiento y grados de funcionalidad.

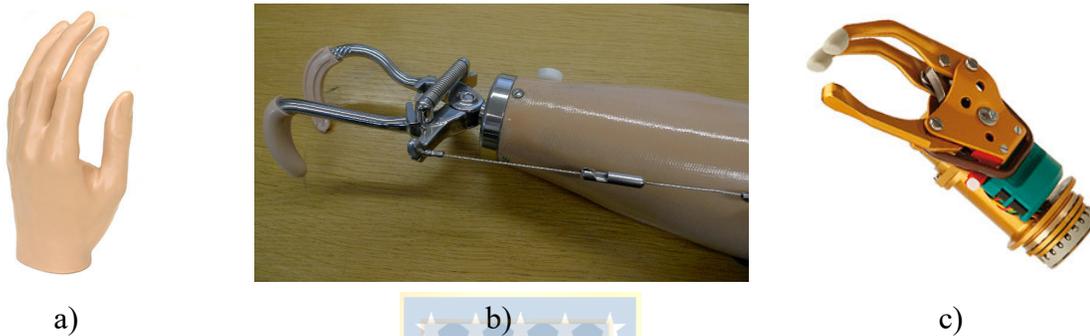


Figura 1.2.- Tipos de prótesis de acuerdo con su funcionalidad y mecanismos de accionamientos.  
a) Prótesis de mano cosmética. b) Prótesis transradial mecánica con manipulador de gancho. c) Prótesis mioeléctrica “MyoHand” de Ottobock con 1 grado de libertad. [Elaboración Propia].

El desarrollo de prótesis mioeléctricas de miembro superior ha buscado en el último tiempo incrementar de forma considerable los grados de libertad de los manipuladores, buscando asimilar la versatilidad que ofrece la mano humana. En los últimos años han incrementado sistemas desde 2 a 24 grados de libertad [ 6 ], sin embargo, la utilización de estos sistemas se encuentra limitada por los sistemas de control, capacidad de procesamiento de señales e interpretación de intención de movimiento.

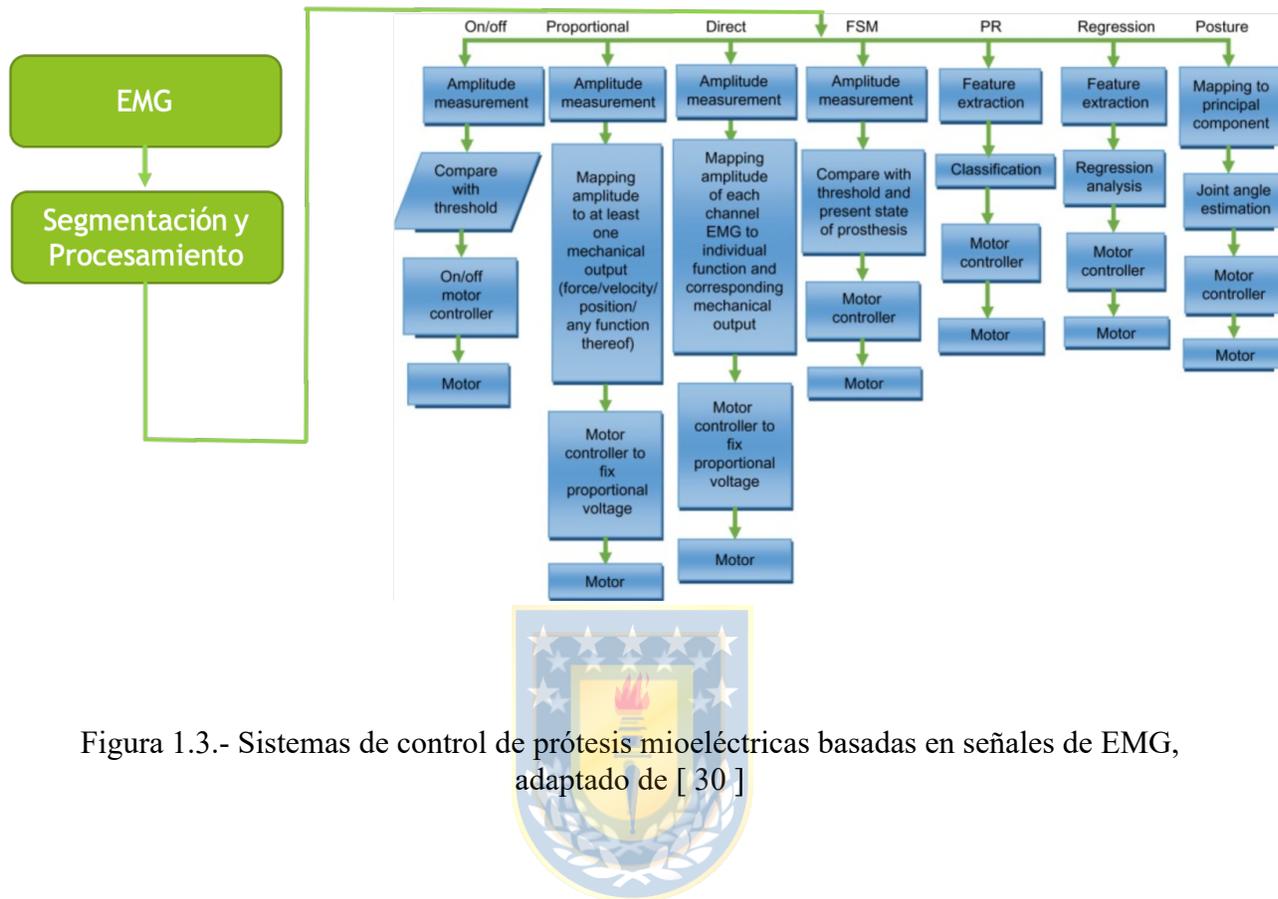


Figura 1.3.- Sistemas de control de prótesis mioeléctricas basadas en señales de EMG, adaptado de [ 30 ]

Dentro de los esquemas de control estudiados y que se ilustran en la Figura 1.3, se encuentran control proporcional, control directo, control secuencial (máquina de estados) y otros basados en reconocimiento de patrones. Actualmente las prótesis disponibles de forma comercial ofrecen hasta 8 grados de libertad, utilizando sistemas de control secuencial o reconocimiento de patrones. Estos métodos de control suelen codificar patrones específicos de activación muscular para generar los movimientos, lo que introduce un largo tiempo de adaptación a estas tecnologías, donde la curva de aprendizaje reporta tiempos de 1 a 3 meses. Adicionalmente, la utilización de patrones de activación preestablecidos deja sin posibilidad de uso a todos aquellos usuarios que no

cumplen con niveles y características requeridas de las señales musculares.

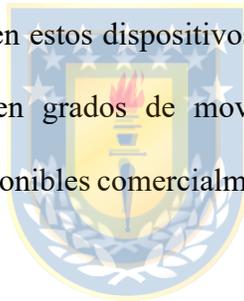
Otra forma para incrementar la destreza de manipulación de objetos, sin necesidad de incorporar manipuladores complejos con un alto número de grados de libertad, considera la elaboración de una prótesis con manipuladores intercambiables, que sean de rápido intercambio y de fácil control. Estos manipuladores especialistas, pese a contar con un número reducido de grados de libertad, pueden incrementar la destreza de manipulación para determinados objetos. De esta forma se pueden emplear sistemas de control proporcional, con características de operación intuitivas desde el punto de vista del usuario.



Un sistema de estas características requiere considerar un sistema de energización sin contactos, de modo que obtenga una alta confiabilidad frente al desgaste y fricción del proceso de intercambio de manipuladores. Por lo que se propone desarrollar un sistema de energización inalámbrico y una estrategia de control que permita administrar la energía entregada, de modo de lograr energizar manipuladores con diferentes requisitos de potencia. Dado que estos sistemas son portables, existen limitaciones en el peso, tamaño y sujeción y por lo tanto inciden directamente en la capacidad de la batería a utilizar. Por lo anterior, se considera dentro del proceso de diseño, alcanzar sistemas de alta eficiencia de transmisión.

## **1.2 Manipuladores Robóticos**

Los manipuladores robóticos se encuentran presentes fuertemente en ambientes industriales gracias a los avances en automatización y robótica. Los diseños, morfologías, tamaños y potencias varían de forma considerable de acuerdo con su aplicación. En este capítulo se presenta una revisión respecto del estado del arte en materias de implementación de sistemas de energización aplicados a sistemas de manipuladores robóticos enfocados a diferentes ámbitos de aplicación. Se mencionan las problemáticas presentes en sistemas de brazos robóticos y las ventajas de incorporar sistemas de energización inalámbrica en estos dispositivos, para combatir problemas asociados a contactos eléctricos y restricciones en grados de movimientos. Se analizan manipuladores aplicados en prótesis mioeléctricas disponibles comercialmente y sus limitaciones en movimientos.



### **1.2.1 Sistemas Robóticos**

Los sistemas robotizados han adquirido una gran relevancia en sistemas de automatización de procesos, líneas de producción, sistemas industriales, maquinaria y dispositivos médicos tales como exoesqueletos para rehabilitación y prótesis electrónicas. Dada su naturaleza de uso y complejidad de movimientos han incorporado con el avance de las tecnologías diferentes sistemas

para garantizar complejos movimientos. A continuación, se indagaron en tecnologías de uso industrial y de su uso en prótesis, haciendo énfasis en algunos aspectos relevantes.

## 1.2.2 Sistemas Robóticos Industriales

Algunos procesos de automatización implementan sistemas de brazos articulados, programando sus movimientos en diversos grados de libertad. Algunos ejemplos de estos sistemas corresponden a los robots KUKA, ABB, FANUC, de las empresas alemana, finlandesa y japonesa respectivamente, como se observa en la Figura 1.4.



Figura 1.4.- Robots industriales articulados utilizados en procesos industriales de automatización.

La complejidad de movimientos de estos sistemas involucra una combinación de movimientos lineales en los diferentes ejes espaciales, además de movimientos de rotación en torno a sus articulaciones, generando una amplia variedad de movimientos en el espacio de trabajo. Los sistemas tradicionales de energización por cables suelen presentar problemas de desgaste, fatiga de material y ruptura por movimiento, acentuándose aun más en movimientos rotacionales que generan torsión de los cables. En la Figura 1.5 se observan diferentes enfoques para energizar los segmentos móviles en este tipo de robots. En el primer caso se encuentra el problema de torsión y desconexión de los cables de energización. En el segundo caso se utilizan anillos deslizantes, los que evitan el problema de los cables, sin embargo, presentan desgaste físico por roce y fricción de los contactos. Lo anterior genera que los costos de mantención se incrementen y se deban ejercer planes frecuentes de inspección y recambio del sistema. En el tercer caso, se propone utilizar sistemas de energización inalámbrica por inducción magnética, los que deben diseñarse adecuadamente junto a la estructura del robot, para evitar problemas de generación de calor, producto de las corrientes Eddy o (Corrientes de Foucault) generadas en materiales ferromagnéticos producto del campo magnético.

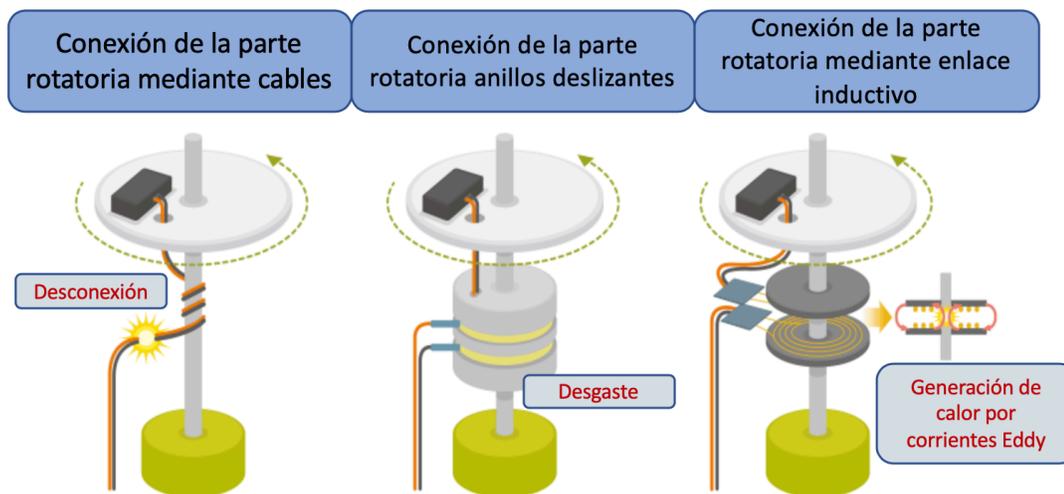


Figura 1.5.- Problemas con diferentes topologías de conexión para sistemas robóticos articulados. [ 7 ].

La utilización de sistemas de energización inalámbrica surge como una opción factible de incrementar la confiabilidad y reducir los tiempos y costos de mantenimiento de sistemas articulados. Trabajos en [ 8 ] muestran la factibilidad de un sistema múltiple de bobinas a lo largo de cada segmento de un robot articulado, facilitando movimientos rotativos y lineales. La Figura 1.6 muestra la topología propuesta en un sistema de este tipo.

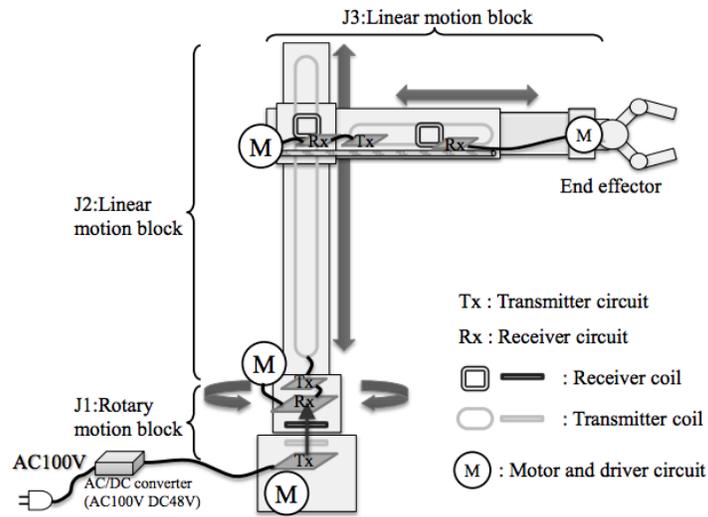


Figura 1.6.- Conceptualización de un sistema articulado energizado mediante enlaces inductivos resonantes. [ 8 ]



### 1.2.3 Sistemas Robóticos en Prótesis Mioeléctricas

El desarrollo de sistemas robóticos en el ámbito de la salud en los últimos años se ha visto beneficiado en gran parte por el desarrollo de nuevos mecanismos de movimientos y motores, los cuales han incrementado su confiabilidad, aumentado requisitos de torque, eficiencia y han disminuido su tamaño. Esto ha permitido por ejemplo el desarrollo de prótesis robóticas con diversos grados de libertad [ 6 ], [ 9 ], [ 10 ]. En el mercado, las prótesis mioeléctricas que se

encuentran disponibles presentan entre 5 a 8 grados de libertad (DOF). En la Figura 1.7 se observan algunos de estos modelos, tales como: MyoHand, BeBionicHand, iLimbQuantum y Michaelangelo Hand. El incremento de grados de libertad, a través de la integración de motores electrónicos mas pequeños, permite generar patrones de movimientos más complejos alcanzando múltiples patrones de agarre capaces de manipular objetos de diversas formas. Sin embargo, el incremento de movimientos conlleva dificultades en dos aspectos fundamentales: 1) En el sistema de control, los que se vuelven cada vez más complejos de accionar por parte del usuario. 2) La potencia requerida para energizar los motores electrónicos aumenta de forma proporcional con los grados de libertad adicional.

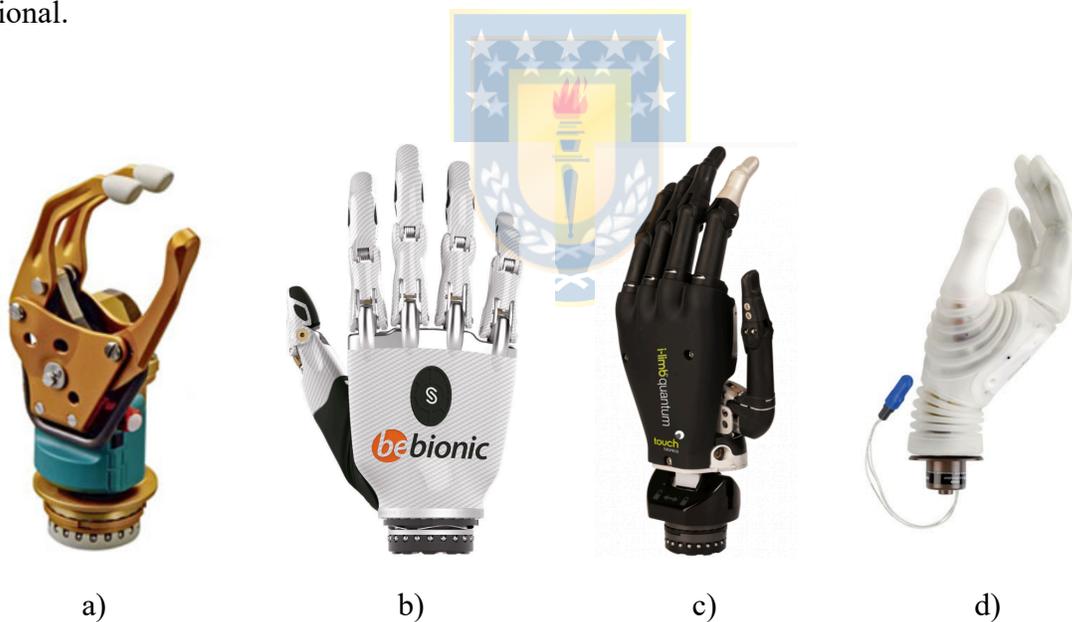


Figura 1.7.- Modelos comerciales de prótesis mioeléctricas con múltiples grados de libertad. a) MyoHand. b) BeBionicHand. c) iLimbQuantum. d) Michaelangelo Hand. [Elaboración Propia].

Todos estos dispositivos presentan sistemas de conexión mecánica hacia el soquete (Socket) para recibir la energización y las señales de control hacia los motores electrónicos, de este modo las baterías pueden ser posicionadas en el soquete de forma proximal en el brazo. Esto permite, no solo que el peso del manipulador disminuya, sino que también disminuye el torque ejercido en el brazo, generando dispositivos más ergonómicos y portables.

Tabla 1.1.- Prótesis electromecánicas comercialmente disponibles

<b>MyoHand</b>	<b>BeBionicHand</b>	<b>iLimbQuantum</b>	<b>Michaelangelo Hand</b>
Ottobock	BeBionic (Ottobock)	Touch Bionics (Össur)	Ottobock
1 DoF	6 DoF	6 DoF	2 DoF

Si bien el desarrollo de estos sistemas ha generado manipuladores con múltiples grados de libertad los cuales se detallan en la Tabla 1.1, continúan alejados de la complejidad que presenta la mano humana. Una posibilidad de superar la falta de destreza que presentan estos manipuladores, sin necesidad de un sistema de control mas complejo, corresponde a generar manipuladores especialistas, que puedan hacer frente a tareas específicas o manipulación de determinadas formas u objetos de la vida diaria. Para esto, se debe someter al sistema a condiciones de intercambio

constante del manipulador. El conector que han adaptado la gran mayoría de los sistemas comerciales se aprecia en la Figura 1.8.

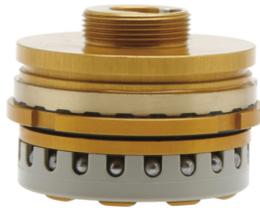


Figura 1.8.- Conector mecánico de acople rápido de prótesis mioeléctrica comercializado por Ottobock.

Este tipo de conector de mecánico de Ottobock, presenta conectores de bola, accionados por resortes, los que constituyen un punto de falla al largo plazo por desgaste y fricción disminuyendo la vida útil del dispositivo. Ante esta situación, la implementación de un sistema electrónico de comunicación y energización inalámbrica que reemplace cualquier contacto físico constituye una implementación adecuada para este tipo de sistemas, para lo cual desarrollar un sistema capaz de transmitir energía ante condiciones variables de carga del manipulador, constituye una oportunidad que no se ha aplicado hasta la fecha en sistemas de prótesis mioeléctricas.

### **1.3 Hipótesis del Trabajo**

Es posible implementar una prótesis de mano mioeléctrica con manipuladores intercambiables energizados en forma inalámbrica mediante enlaces inductivos.

### **1.4 Objetivos**

#### **1.5 Objetivo General**

Estudiar, diseñar, implementar y evaluar un sistema de energización inalámbrica y una estrategia de control para manipuladores robóticos intercambiables en un sistema de prótesis mioeléctricas de mano.



#### **1.6 Objetivos Específicos**

- Analizar diferentes topologías de sistemas inductivos resonantes para determinar sus comportamientos en capacidad de transferencia de potencia, alcance y eficiencia.
- Caracterizar de forma matemática el comportamiento de los enlaces.
- Verificar mediante simulación comportamientos de diferentes topologías y geometrías de bobinas en el enlace.

- Diseñar un sistema de energización inalámbrica inductiva resonante de alta eficiencia.
- Implementar una estrategia de control para el sistema de enlace inductivo con el fin de maximizar la eficiencia de transmisión de energía ante diferentes manipuladores y variaciones de carga.
- Construir un prototipo del sistema de energización e implementarlo en prototipo de prótesis mioeléctrica de mano.
- Implementar un sistema adaptivo de control de posición mediante identificación del tipo de manipulador a partir de las señales de electromiografía.
- Analizar diferentes topologías de manipuladores respecto de sus características de agarre y sujeción para diferentes formas de objetos.
- Realizar pruebas de destreza de manipulación de objetos a través de pruebas estandarizadas como “Box and Blocks”.



## **1.7 Alcances y Limitaciones**

Los alcances de esta tesis abarcan el desarrollo de manipuladores intercambiables inteligentes para ser implementados en una prótesis mioeléctrica de mano. El desarrollo contempla el estudio y diseño de un sistema eficiente de transmisión de energía, incluyendo el modelamiento, simulación y diseño de diversas topologías de enlaces inductivos resonantes, así como también analizar sus características de eficiencia y comportamiento ante variación de carga. Por lo anterior se elaborará un sistema de control para mantener una alta eficiencia ante diferentes cargas en los

manipuladores a modo de maximizar la autonomía y vida útil de las baterías del dispositivo. Se analizarán las características morfológicas de los manipuladores respecto de sus capacidades de agarre y sujeción de objetos determinando de esta forma un conjunto de manipuladores que maximicen la destreza de manipulación a un amplio conjunto de formas y tamaños de objetos de la vida diaria. Se realizarán pruebas piloto en laboratorio y ambientes controlados del dispositivo, con dos usuarios amputados, para validar y recopilar información de la funcionalidad del dispositivo.

## 1.8 Publicaciones



Durante el desarrollo de esta tesis se publicaron los siguientes trabajos:

### 1.8.1 Journal WOS

- Aqueveque, P.; Germany, E.; Osorio, R.; Pastene, F. Gait Segmentation Method Using a Plantar Pressure Measurement System with Custom-Made Capacitive Sensors. *Sensors* **2020**, *20*, 656. DOI: 10.3390/s20030656.
- Aqueveque, P; Germany, E.; Pastene, F.; Osorio, R.; Zuñiga, J. Silicone Rubber Embedded Flexible Capacitive Sensors for Prostheses Touch Capabilities. [En Preparación].

## 1.8.2 Capítulos de Libro

- Pablo Aqueveque, Paulina Ortega, Esteban Pino, Francisco Saavedra, Enrique Germany and Britam Gómez (June 14th 2017). “*After Stroke Movement Impairments: A Review of Current Technologies for Rehabilitation, Physical Disabilities*” Uner Tan, IntechOpen, DOI: 10.5772/67577. Available from: <https://www.intechopen.com/books/physical-disabilities-therapeutic-implications/after-stroke-movement-impairments-a-review-of-current-technologies-for-rehabilitation>.



## 1.8.3 Conferencias Internacionales

- E. I. Germany, E. J. Pino, and P. E. Aqueveque, “*Myoelectric intuitive control and transcutaneous electrical stimulation of the forearm for vibrotactile sensation feedback applied to a 3D printed prosthetic hand*”, in Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2016, vol. 2016–October, pp. 5046–5050. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591861.

- E. I. Germany, F. Saavedra, B. Gómez, E. J. Pino, and P. E. Aqueveque, “*Prosthetic Hand Wrist Connector Reliability Enhancement by Strongly Coupled Wireless Energy Transfer*”, 39<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Late Breaking Research Paper, EMBS, 2017, Jeju Island, South Korea.
- E. I. Germany, E. J. Pino, and P. E. Aqueveque, “*Prótesis de miembro superior mediante impresión 3D con actuadores intercambiables para maximizar la destreza de manipulación*”, Iberdiscap 2017, Bogotá, Colombia.

#### 1.8.4 Proyectos Asociados



- FONDEF VIU. Código: VIU15E0031. Título “Manipulador Robótico para Prótesis Mioeléctrica”. Ejecución 2016-2017.
- CORFO PRAE. Código: 17PRAE76038. Título “SMARTGRIP”. Ejecución 2017-2018.

## Capítulo 2.- SISTEMAS DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICA DE ENERGÍA

Los sistemas de Transmisión Inalámbrica de Energía (WPT – Wireless Power Transfer) permiten transmitir energía o potencia desde un punto a otro a través del aire, sin la necesidad de contar con un conductor o contactos eléctricos de forma directa entre ambas partes [ 11 ]. En los últimos años estas tecnologías han comenzado a aplicarse en diversos dispositivos tales como electrónica de consumo (Consumer Electronics), dispositivos médicos, vehículos eléctricos, sistemas industriales, etc. En estos sistemas las razones principales de no utilizar métodos cableados o con contacto directo, incluyen: peligro, inconveniencia o imposibilidad. En el caso de dispositivos médicos implantables, por ejemplo, la utilización de cables implica atravesar la piel lo cual conlleva a infecciones y molestias innecesarias al paciente, por otro lado, solo utilizar baterías internas al dispositivo implica reiteradas cirugías para recambiar baterías. Es en estos casos por ejemplo que contar con un sistema WPT permite solucionar estos problemas recargando baterías o energizando el dispositivo desde el exterior sin necesidad de cables. En mecanismos robóticos que cuenten con grados de libertad de rotación, en estos casos no es posible utilizar cables pues sufren de torsión y enrollamiento respecto de la parte móvil. Si bien para este tipo de sistemas robóticos existen los anillos deslizantes, los cuales incorporan escobillas que generan el contacto sobre la superficie del anillo, suelen tener problemas de vida útil y requieren de una mantención frecuente para cambiar las escobillas que sufren de desgaste producto de la fricción. Además, este tipo de

soluciones no siempre son posibles de implementar debido que esta tecnología genera arco eléctrico producto del contacto y movimiento, lo que en ambientes peligrosos con presencia de gases explosivos se hacen inviables y soluciones de enlaces inalámbricos de energización entregan una alternativa promisoría.

## 2.1 Tecnologías de Transmisión Inalámbrica de Energía

Existen diversas tecnologías que se han desarrollado para realizar transmisión inalámbrica de energía, donde cada una de ellas presenta diferentes comportamientos en distancias efectivas de transmisión, direccionalidad, frecuencias de operación, y tipo de antena utilizada. En la Tabla 2.1, se comparan las diferentes tecnologías.

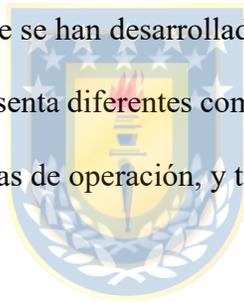


Tabla 2.1.-Comparativa de Tecnologías de Transferencia Inalámbrica [ 12 ].

<b>Tipo de Tecnología</b>	<b>Distancia de Transmisión</b>	<b>Direccionalidad</b>	<b>Frecuencia de Operación</b>	<b>Tipo de Antena</b>
Acoplamiento Inductivo	Corto Alcance	Baja	Hz – MHz	Bobinas
Acoplamiento Inductivo Resonante	Mediano Alcance	Baja	kHz - GHz	Bobinas Sintonizadas
Acoplamiento Capacitivo	Corto Alcance	Baja	kHz - MHz	Placas Metálicas

La tecnología de transmisión inalámbrica de energía mediante acoplamiento inductivo resonante ha captado la atención en investigaciones recientes debido a sus características de distancia efectiva de transmisión, capacidad de potencia transmitida y el nivel de eficiencia con la que permite transmitir la energía. Es por esta razón que este trabajo se enfoca en analizar el funcionamiento de este tipo de sistemas.

## 2.2 Teoría del Funcionamiento de Sistemas Inductivos

Este tipo de sistemas basan su funcionamiento en las leyes de Faraday y Ampère como se muestra en la Figura 2.1. A través de la ley de Ampère (Ecuación 3.1), se establece que una corriente  $I$  que circule por un conductor genera un campo magnético  $H$ . El conductor en este tipo de aplicaciones corresponde a una bobina de cable. Parte de este campo magnético al “entrar en contacto” con una segunda bobina, genera la inducción de un voltaje  $V$  entre sus extremos.

$$\oint \vec{H} \cdot d\vec{l} = I \quad (3.1)$$

Esta ecuación indica que la integral de línea de la intensidad del campo magnético alrededor de un conductor en circuito cerrado es igual a la corriente circulando por el.

$$V = -N_2 \frac{d\phi}{dt} \quad (3.2)$$

La ley de Faraday (Ecuación 3.2), indica que el voltaje inducido en la bobina secundaria es

proporcional a la cantidad de vueltas de la bobina secundaria  $N_2$  y a la variación temporal del flujo magnético  $\Phi$  que intersecta el área que encierra la bobina.

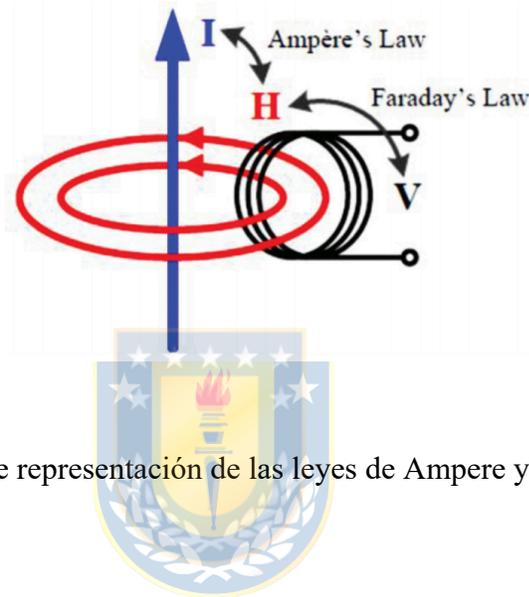


Figura 2.1.- Esquema de representación de las leyes de Ampere y Faraday. [ 13 ]

### 2.3 Funcionamiento de Sistemas de Acoplamiento Inductivos

Mediante las leyes descritas anteriormente se diseñan sistemas de bobinas compuestas por al menos dos, estas corresponden a una bobina primaria, donde se le hace circular una corriente  $i_p$  generando así un campo magnético  $\varphi_1$ , y una bobina secundaria a cierta distancia la cual es sometida a cierta parte de ese campo magnético  $\varphi_m$  induciendo un voltaje y generando así una circulación de corriente en el circuito secundario  $i_s$ . Esta corriente  $i_s$  genera también un campo

magnético en la bobina secundaria  $\varphi_2$ . El campo magnético que comparten  $\varphi_m$  denominado flujo mutuo, en función de la totalidad del flujo en cada una de las bobinas, determinan aspectos tales como el nivel de acoplamiento.

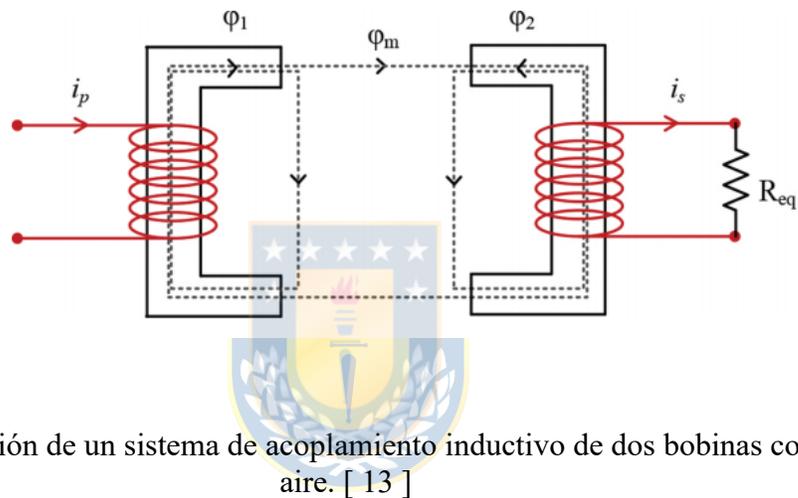


Figura 2.2.- Ilustración de un sistema de acoplamiento inductivo de dos bobinas con núcleo de aire. [ 13 ]

A diferencia de sistemas como transformadores, donde se incorpora un núcleo de material ferromagnético, en este tipo de aplicaciones no existe un núcleo y se encuentran separadas por aire como se observa en la Figura 2.2. Esto genera que los flujos magnéticos no se dirijan en su totalidad hacia la bobina secundaria, generando fugas de flujo magnético. Lo anterior genera que el acoplamiento del sistema sea bastante bajo. [ 14 ]

Dado que los flujos de fuga son grandes como para despreciarlos, se definen coeficientes de acoplamiento para evaluar el grado de acoplamiento magnético que tiene el sistema.

$$k_1 = \frac{\varphi_m}{\varphi_1} \quad (3.3)$$

La Ecuación 3.3 da cuenta del coeficiente de acoplamiento primario  $k_1$  y corresponde a la proporción del flujo magnético de la bobina primaria que se acopla con la bobina secundaria respecto del total del flujo magnético generado por la bobina primaria.

$$k_2 = \frac{\varphi_m}{\varphi_2} \quad (3.4)$$

De la misma forma, el coeficiente de acoplamiento secundario  $k_2$  se observa en la Ecuación 3.4, refiriéndose a la proporción del flujo magnético de la bobina secundaria que se acopla con la bobina primaria del total del flujo magnético generado por la bobina secundaria.

$$k = \sqrt{k_1 k_2} \quad (3.5)$$

De forma conjunta ambos valores se unen a través de la Ecuación 3.5 para formar el coeficiente general de acoplamiento del sistema  $k$ .

$$M = k\sqrt{l_p l_s} \quad (3.6)$$

Con el coeficiente general de acoplamiento del sistema es posible calcular además la inductancia mutua  $M$  entre las bobinas primaria y secundaria utilizando la ecuación 3.6, donde  $l_p$  y

$L_s$  corresponden a las inductancias de la bobina primaria y secundaria respectivamente.

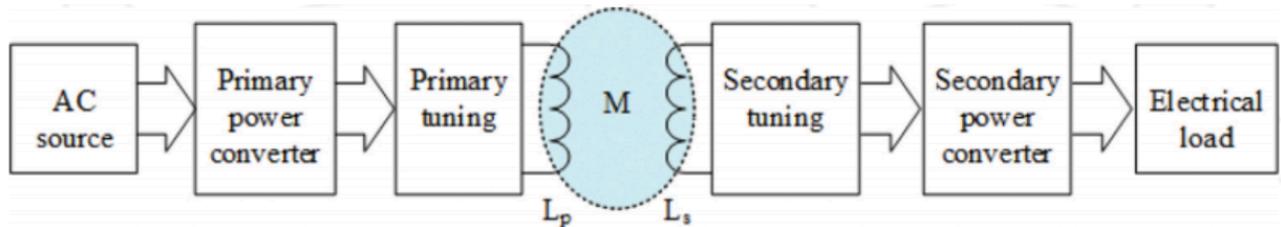


Figura 2.3.- Esquema de un sistema de transferencia inalámbrica de energía mediante inducción magnética resonante. [ 13 ]



En la Figura 2.3 se representa la topología general de un sistema de energización inalámbrica mediante inducción magnética. Estos sistemas se componen de una fuente de energía, la que puede ser en corriente alterna (AC) o en corriente continua (DC), dependiendo de si el sistema opera conectado a la red eléctrica o mediante baterías respectivamente. La energía es transformada en parámetros de voltaje y frecuencia a través de un sistema AC/AC o DC/AC según corresponda para ser inyectado a la bobina primaria. A modo de compensar la componente reactiva del inductor, se suelen emplear sistemas de sintonización con condensadores. El campo magnético generado por esta bobina primaria es acoplado a una bobina secundaria, que se encuentra a cierta distancia transfiriendo energía. Generalmente los parámetros de voltaje inducidos no son compatibles con los requisitos de la carga directamente, por lo que se utilizan convertidores,

rectificadores y reguladores para acondicionar el sistema a la carga. El circuito secundario también puede presentar una etapa de sintonización de modo de modificar las componentes reactivas y mejorar el acoplamiento del sistema.

## 2.4 Topologías de Sintonización

Incorporar un sistema de sintonización para que el sistema opere con determinadas características a la frecuencia deseada, permite reducir los niveles de voltajes necesarios para accionar el sistema de bobina, generar tanques resonantes que disminuyen los niveles de corriente proporcionados por la fuente, incrementar la capacidad y eficiencia de transmisión de energía

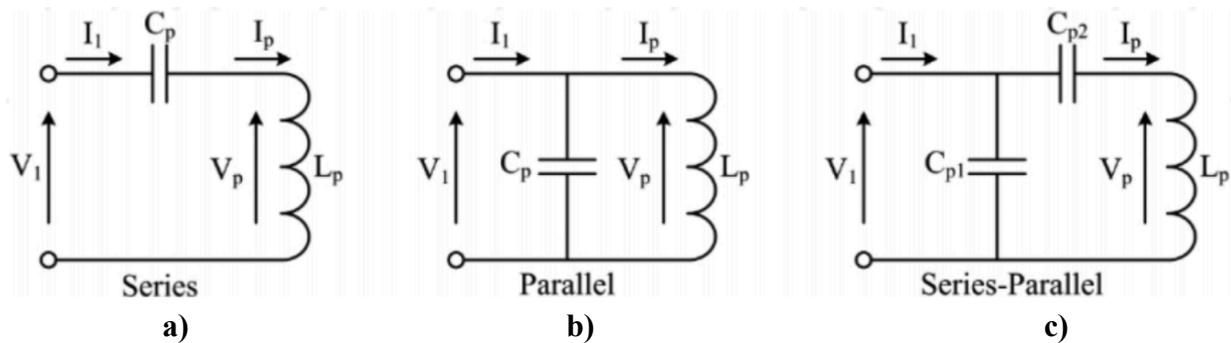


Figura 2.4.- Topologías de compensación reactiva. a) Compensación Serie. b) Compensación Paralela. c) Compensación Serie-Paralela. [ 13 ]

La sintonización del circuito primario permite mejorar el factor de potencia de la fuente de poder utilizada para energizar la bobina primaria, dado que permite compensar la inductancia generada por la bobina. En la

Figura 2.4 se muestran las topologías utilizadas para estos efectos. Cada una genera diferentes implicancias. En la compensación serie el voltaje en el capacitor permite compensar la reactancia equivalente de la bobina primaria, por lo que permite reducir el voltaje necesario de la fuente para hacer circular una corriente. En la compensación paralela, la corriente que circula a través del capacitor compensa la corriente circulando por la bobina primaria, por lo que la corriente demandada a la fuente disminuye. En compensación serie-paralelo se observan ambos efectos.

Para los casos de compensación serie y paralela, el valor de  $C_p$  puede ser calculado para una determinada frecuencia de resonancia de acuerdo con la Ecuación 3.7.

$$C_p = \frac{1}{(2\pi f)^2 \cdot L_p} \quad (3.7)$$

En el caso de compensación serie-paralelo se pueden calcular los valores de cada uno de los capacitores, de manera tal que uno compense la inductancia de fuga y otro compense parte de la inductancia primaria y mutua generada en el acoplamiento del sistema.

En el caso del circuito secundario pueden aplicarse también compensación serie y compensación paralela. Cada uno de estos presenta características diferentes desde el punto de vista del comportamiento del sistema de energización hacia la carga. En la Figura 2.5 se pueden observar

ambos tipos de compensación. En la sección a) se puede ver que el capacitor en serie compensa la componente reactiva de la bobina secundaria haciendo que la impedancia de ambos componentes se anule. En caso de componentes ideales la impedancia sería cero, sin embargo, en componentes reales, la impedancia se resume a la parte real (resistiva) de los componentes. Bajo esta estructura, este tipo de compensación se comporta como una fuente de voltaje, donde el voltaje corresponde al voltaje inducido en la bobina secundaria. En la sección b) se observa la compensación paralela, en la que el capacitor compensa también la parte reactiva de la bobina, generando un tanque resonante en el que la corriente circula entre ellos, de forma que la impedancia vista desde la fuente es infinita. Bajo esta estructura, el sistema de energización se comporta como una fuente de corriente.

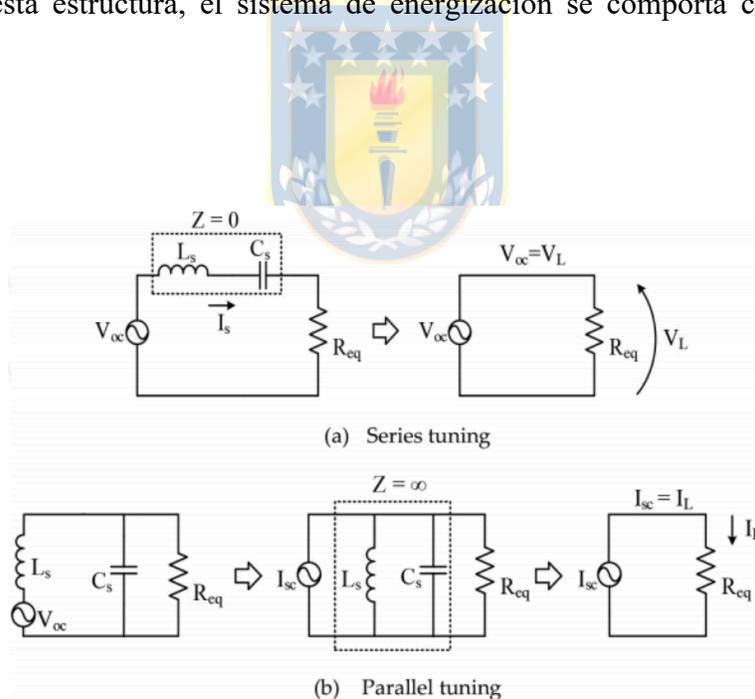


Figura 2.5.- Topologías de compensación en circuito secundario y comportamiento como fuentes de energización. a) Compensación serie. b) Compensación paralela. [ 13 ]

## 2.5 Modelo de Circuito Equivalente

De forma de analizar el comportamiento de un sistema de transmisión inalámbrico de energía se trabaja habitualmente con un modelo equivalente, con el cual se puede analizar también su capacidad de transmisión de potencia. Para este tipo de sistemas se puede emplear un modelo de topología T como el que se observa en la Figura 2.6, donde además si se considera que al utilizar núcleo de aire las densidades de flujo magnético son bajas se pueden despreciar las pérdidas en el núcleo.

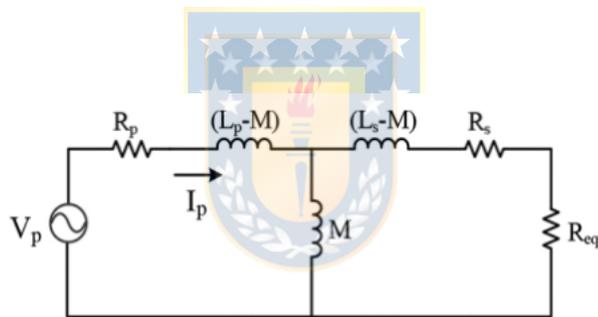


Figura 2.6.- Modelo de circuito equivalente tipo T para un sistema de enlace inductivo. [ 13 ]

En este modelo existen dos parámetros principales que ayudan a establecer algunas características respecto de la capacidad de potencia a transferir hacia la carga [ 15 ]. Se define  $V_{OC}$  como el voltaje de circuito abierto, correspondiente cuando  $R_{eq} = \infty$  e  $I_{sc}$  como la corriente de corto

circuito, correspondiente cuando  $R_{eq} = 0$ . Del análisis de esta topología y en concordancia con lo respaldado en [ 15 ], se establecen las siguientes ecuaciones:

$$V_{oc} = j\omega MI_p \quad (3.8)$$

$$I_{sc} = I_p \cdot \frac{j\omega M}{R_s + j\omega[M + (L_s - M)]} \quad (3.9)$$

Utilizando bobinas fabricadas con cable de Litz, es posible reducir la resistencia de la bobina a tal punto que puede ser despreciada estableciendo la Ecuación 3.10.

$$I_{sc} = I_p \cdot \frac{M}{L_s} \quad (3.10)$$

A partir de estas ecuaciones se define la potencia sin compensación  $S_u$  que se entrega en el circuito secundario:

$$S_u = V_{oc} \cdot I_{sc} = \omega \cdot \frac{M^2}{L_s} \cdot I_p^2 \quad (3.11)$$

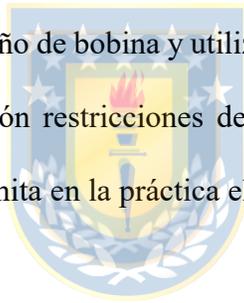
En la práctica la máxima potencia transmitida al circuito secundario se restringe a  $S_u/2$  en circuitos sin compensación. La potencia transmitida puede ser incrementada por un factor de  $Q_s$  cuando se utilizan topologías de compensación resonantes serie o paralelo. De esta forma la máxima potencia transferida a la carga del circuito secundario se puede representar a través de la Ecuación 3.12

$$P_2 = Q_s \cdot S_u = Q_s \cdot \omega \cdot \frac{M^2}{L_s} \cdot I_p^2 \quad (3.12)$$

El valor de  $Q_s$  depende de la topología empleada en el circuito de compensación del secundario, ya sea serie o paralelo.

$$Q_s = \begin{cases} \frac{\omega L_s}{R_{eq}}, & \text{Compensación Serie} \\ \frac{R_{eq}}{\omega L_s}, & \text{Compensación Paralelo} \end{cases} \quad (3.13)$$

Se observa que el parámetro de factor de calidad  $Q_s$  del circuito secundario depende tanto de la inductancia del circuito secundario como de la carga (Ecuación 3.13). Si bien se pretende maximizar el valor de  $Q_s$  se debe tener presente que esto considera incrementar los rangos de voltaje y corriente, incrementar el tamaño de bobina y utilizar cables de mayor sección transversal, de modo que teniendo en consideración restricciones de tamaño, peso y disipación térmica el diseño para aplicaciones específicas limita en la práctica el valor de  $Q_s$ .



## 2.6 Efecto de la Geometría de las Bobinas

La geometría física de las bobinas empleadas en sistemas de energización inalámbrica juega un rol fundamental en la fase del diseño, ya que esta directamente relacionado con la distribución espacial del campo magnético y por lo tanto con el acoplamiento del sistema ante diferentes distancias entre las bobinas y desalineación. En [ 16 ], [ 17 ], [ 18 ] se analizan las características

de la geometría y se comparan las eficiencias de transmisión. La Figura 2.7 ilustra las diferentes geometrías comparadas.

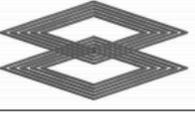
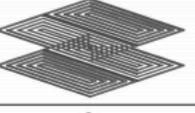
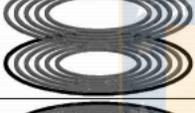
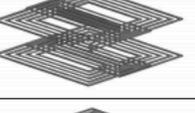
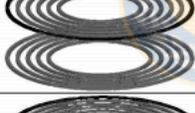
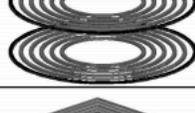
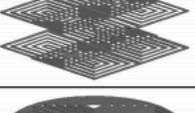
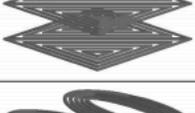
Circular		DD Overlapped	
Square		DDQ	
Rectangular		Two Squares	
Compensation Winding Primary		Two Squares Overlapped	
Compensation Winding Secondary		Four Squares	
Compensation Winding Both-Sided		Four Squares Overlapped	
Triangular		Circular Quartered	
DD		Circular Quartered Overlapped	

Figura 2.7.- Geometrías de bobinas para sistemas de transmisión inalámbrica de energía. [ 19 ]

Se han analizado las características de estas topologías y se ha evaluado el acoplamiento alcanzado por cada uno de ellos, para distintas distancias entre bobinas. Los resultados presentados en [ 16 ] muestran que las geometrías circulares concéntricas obtienen el mejor acoplamiento respecto de las demás. la Figura 2.8 muestra los factores de acoplamiento para cada una de las geometrías, ante distancias de 50, 100, 150 y 200 mm.

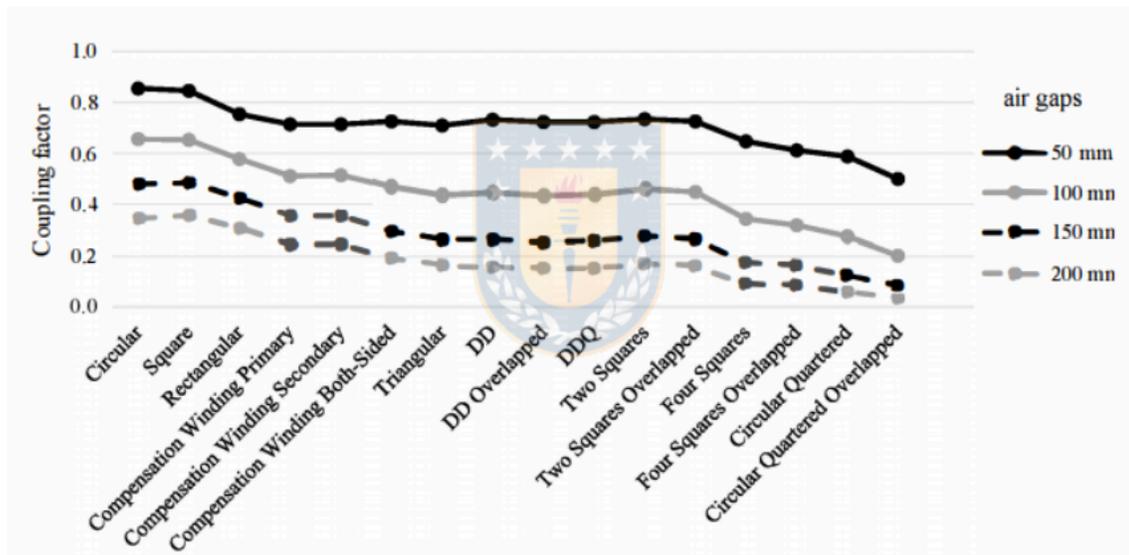


Figura 2.8.- Comparación de factores de acoplamiento para diferentes geometrías de bobinas ante diferentes distancias separadas por aire. [ 16 ]

## 2.7 Incremento de Alcance de Campo Magnético Mediante Utilización de Materiales Ferromagnéticos y Acopladores Resonantes

En función de mejorar la eficiencia de los sistemas de transmisión inalámbrica de energía, trabajos han analizado la utilización de sistemas resonantes intermedios en el sistema de enlace inductivo [ 20 ], [ 21 ], [ 22 ]. Estudios en [ 23 ], [ 24 ] han propuesto elementos ferromagnéticos intermedios para incrementar el alcance del campo magnético de la bobina primaria. Este elemento actúa como un lente magnético, concentrando y extendiendo el rango alcanzable por el campo magnético generado en la bobina primaria, de forma que permite alcanzar una intensidad en las proximidades del circuito secundario. Análisis y simulaciones del campo electromagnético han sido estudiadas [ 25 ] donde se evidencian las densidades de flujo magnético, las que se pueden observar en la Figura 2.9

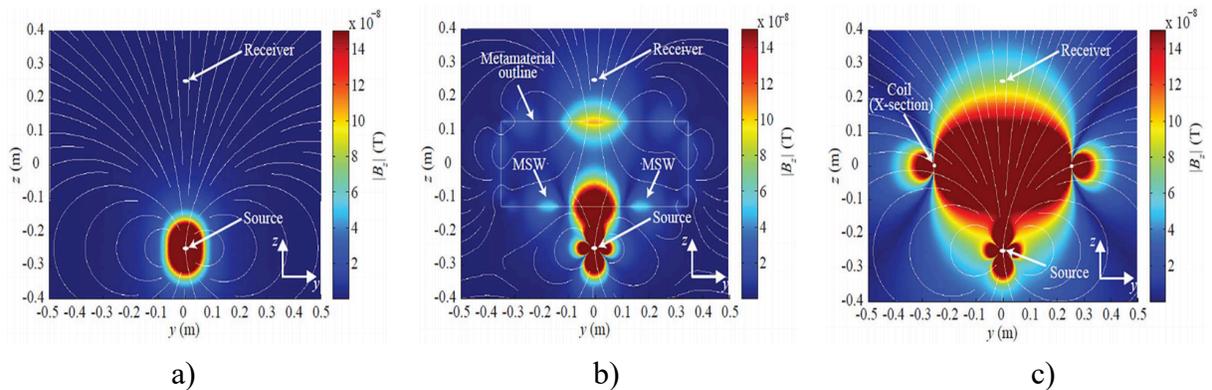


Figura 2.9.- Simulación de densidad de campo magnético. **a)** Separación por aire. **b)** Separación utilizando un bloque de material ferromagnético. **c)** Separación utilizando un circuito resonante. [ 25 ]

En a) se puede apreciar una típica implementación de un sistema de transferencia inalámbrica de energía mediante enlaces inductivos. Se observa que la densidad de flujo magnético se concentra fuertemente alrededor de la bobina primaria, por lo que la intensidad de campo que alcanza el circuito secundario es muy baja, dando origen a sistemas levemente acoplados con factores de acoplamiento bajos. Esto repercute directamente en la eficiencia de transmisión producto de que los flujos de fuga magnéticos aumentan de forma considerable. En b) se utiliza un bloque de material ferromagnético que actúa como un lente magnético, logrando incrementar el acoplamiento del sistema y enfocar las líneas de flujo magnético en la dirección del circuito secundario. La implementación de este tipo de materiales en el espacio intermedio queda limitada por la aplicación. En c) se observa la implementación de una tercera bobina, en el espacio entre la bobina primaria (transmisor) y secundaria (receptor). Esta tercera bobina es ajustada para resonar a la misma frecuencia de operación del circuito primario. Este sistema permite incrementar de forma considerable el acoplamiento entre la bobina primaria y este circuito resonante, dado que se encuentra a menor distancia y permite obtener un coeficiente de acoplamiento mayor. En este tipo de configuración, la utilización de componentes con un alto factor de calidad permite la circulación de elevadas corrientes lo que genera un aumento de campo magnético, el cual genera una densidad de flujo mucho mayor en la proximidad del circuito secundario mejorando el acoplamiento del sistema. Es importante destacar que la adición de un nuevo elemento en el sistema genera un nuevo punto de pérdidas debido a la resistividad del inductor y capacitor del circuito resonante, por esta razón es importante mantener un alto factor de calidad en dichos componentes, a expensas de

incrementar los diámetros de cables de las bobinas y consecuentemente el peso de estas. La Figura 2.10. ilustra como el campo magnético puede ser extendido mediante la inclusión de un tercer elemento resonante. Esta topología permite reducir el espacio efectivo entre bobinas, generando un incremento en el factor de acoplamiento. Las bobinas se muestran mediante su sección transversal. Si se compara este caso con respecto al caso ilustrado en a) en la figura anterior, se observa que la intensidad de campo percibida por la bobina receptora es mayor.

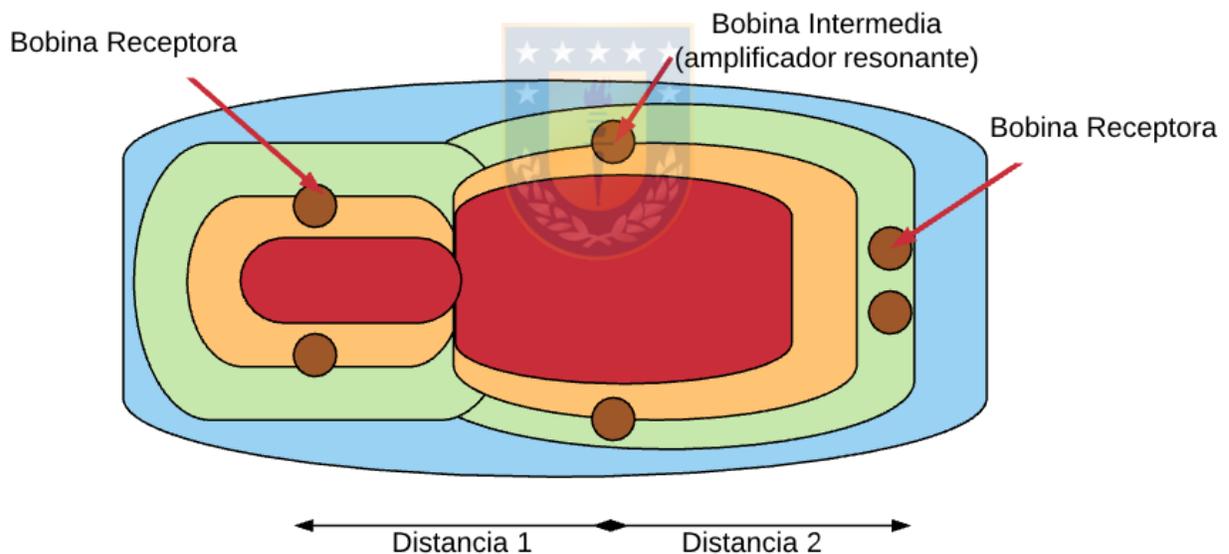


Figura 2.10. - Esquema representando extensión de alcance de campo magnético mediante una tercera bobina de acoplamiento resonante entre bobina transmisora y receptora. [elaboración propia]

## 2.8 Impacto de la Relación de Radios Entre la Bobina Primaria y Secundaria en la Eficiencia del Sistema

Los factores principales que se buscan con los sistemas de energización inalámbrica es incrementar la distancia efectiva de transmisión y mantener una alta eficiencia de transmisión. Para estos efectos dos de los parámetros mas importantes corresponden al factor de calidad  $Q$  y el coeficiente de acoplamiento general del sistema  $k$  [ 26 ]. Sin embargo, un alto valor de  $Q$  no garantiza necesariamente un elevado valor de  $k$ , dado que influyen fuertemente aspectos de la geometría y la relación de tamaños de las bobinas primaria y secundaria del sistema. En [ 27 ] se realiza un estudio comparativo en que simulan y prueban experimentalmente los efectos de diferentes relaciones de tamaño entre las bobinas. La Figura 2.11 muestra el coeficiente transmisión entre bobina receptora y transmisora (parámetro  $S$ ) para tres tipos de relaciones de radio. Este coeficiente de transmisión se encuentra directamente relacionado al coeficiente de acoplamiento. Se observa que una relación de 2.25:1 presenta sobre acoplamiento para cortas distancias, en la cual el máximo acoplamiento ocurre a frecuencias diferentes a la frecuencia fundamental de resonancia del circuito. En el caso de 5:1 presenta un mayor acoplamiento a cortas distancias y presenta un decaimiento mas lento con respecto al incremento de la distancia. En el tercer caso, una relación de 10:1, alcanza un bajo nivel de acoplamiento, sin embargo, el decaimiento con la distancia es aun mas lento que en los casos anteriores, por lo que presenta un mejor coeficiente de acoplamiento que los otros casos a mayores distancias.

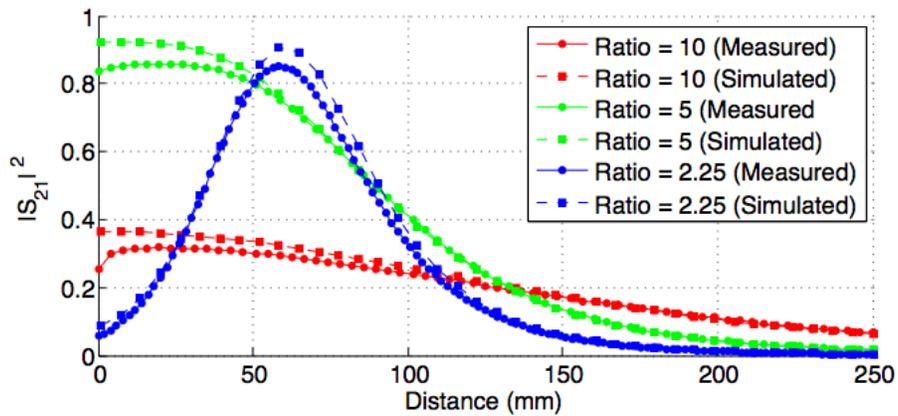


Figura 2.11.- Comparativa de magnitud de parametro S vs distancia para diferentes relaciones de radio de las bobinas primaria y secundaria. [ 27 ]



Realizando un barrido respecto de la relación de radios entre bobina primaria y secundaria se observa en la Figura 2.12 que tanto para relaciones menores a 1 (Bobina primaria de menor diámetro que la secundaria) y para relaciones de hasta 6.2:1 es posible encontrar zonas con factor de acoplamiento mayor a 0.9 [ 27 ], esto se puede evidenciar en la zona roja para distintos valores de distancias y relaciones de diámetro.

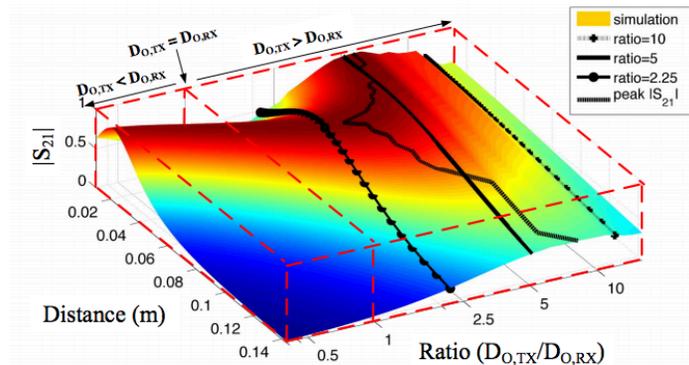


Figura 2.12.- Relación entre acoplamiento (parámetro S), distancia y relación de radios entre las bobinas. [ 27 ]

Se puede observar de la imagen anterior que para relaciones de diámetro entre bobina transmisora y receptora menores a 1, el mayor factor de acoplamiento se encuentra a distancias muy cercanas y decae rápidamente con incrementos en distancia. Para relaciones de diámetro mayores a 1 la región de máximo acoplamiento se encuentra a mayor distancia y es menos sensible a variaciones en distancia.

## 2.9 Discusión

De la revisión bibliográfica presentada en relación con sistemas de energización inalámbrica se aprecia que la incorporación de sistemas de energización en sistemas robóticos permite incrementar la versatilidad de movimiento, incorporar piezas móviles incrementando la

vida útil del dispositivo e implementar partes removibles que se energizan cuando son utilizados. Esto permite generar sistemas robóticos modulares, que no requieren sistemas de contacto físico de conexión, habilitando su uso en ambientes peligrosos, disminuye los costos y frecuencia de mantenimiento. En sistemas robóticos articulados, permite además ubicar las baterías en la base o porción proximal del sistema, liberando peso de baterías en los manipuladores, especialmente importante en sistemas robóticos portables como el caso de prótesis mioeléctricas. Para lo anterior se debe considerar el diseño completo del sistema de energización, que como se aprecia en la literatura, depende de múltiples factores que afectan el funcionamiento y eficiencia del sistema. Para sistemas portables operados por baterías, mantener la autonomía es un aspecto fundamental, por lo que el sistema debe ser diseñado de modo que alcance un alto grado de eficiencia. Para este efecto se deben considerar los aspectos de distancias efectivas de transmisión, restricciones de peso, tamaño de las bobinas, pérdidas de calor en los componentes e intensidad de campo electromagnético generado para cumplir además con las normativas de emisiones electromagnéticas, tales como, ANSI, FCC y/o sus homologaciones particulares basadas en los límites máximos de acuerdo la tasa de absorción específica (SAR). Estos límites dependen de las normativas vigentes en cada país, sin embargo, en Estados Unidos se define un límite de 1,6 W/Kg, mientras que en Europa el límite se establece en 2W/Kg. Si bien la generación de campos magnéticos para la transmisión de energía será externa al cuerpo, estas se encuentran cercanas a la zona proximal del muñón y deberán ser analizadas para futuras fases de implementación.

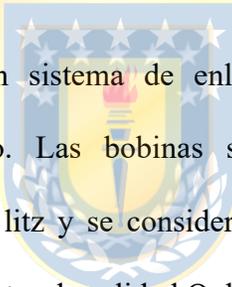
## **Capítulo 3.- DISEÑO DE ENLACE INDUCTIVO RESONANTE PARA PRÓTESIS**

### **3.1 Consideraciones de Diseño**

La energización de manipuladores robóticos intercambiables para prótesis mioeléctricas mediante conectores físicos genera a largo plazo desgaste en los contactos, lo que impacta de forma directa la confiabilidad y funcionalidad del dispositivo. La energización inalámbrica mediante enlaces inductivos propone ser una alternativa atractiva para energizar los manipuladores y garantizar una confiabilidad de operación mayor. Un aspecto relevante a la hora del diseño, considera la generación de enlaces inductivos resonantes, que tal como se observa en el capítulo anterior, presenta mayores índices de eficiencia en la transmisión de energía. Para sistemas operados por baterías, garantizar una alta eficiencia de transmisión de energía es fundamental, a modo de maximizar el tiempo de utilización del dispositivo entre cargas de batería.

Dentro de las consideraciones de diseño necesarias para un dispositivo de prótesis se encuentran:

1. Capacidad de transmisión de energía de alta eficiencia.
2. Componentes de bajo peso.
3. Capacidad de transmisión de potencia de al menos 10 Watts.
4. Estabilidad de voltaje en secundario.
5. Transmisión efectiva de energía a distancias entre 1 a 3 cm.
6. Frecuencia de operación baja (orden de los kHz).



Para lo anterior se diseña un sistema de enlace inductivo mediante topología de sintonización resonante serie-paralelo. Las bobinas se diseñan utilizando una geometría circunferencial coplanar con cable de litz y se considera la utilización de capacitores de baja resistencia serie, para incrementar el factor de calidad Q del enlace. En circuito primario se utiliza un circuito inversor de potencia de frecuencia controlable digitalmente, mediante un microcontrolador y para el secundario, se utiliza un sistema de rectificación de onda completa. A continuación se ilustran las implementaciones del sistema de energización con los valores de componentes utilizados y los resultados obtenidos. Se realizan diversas implementaciones considerando distintas opciones de circuitos inversores y geometrías de bobinas incluyendo una opción de bobina helicoidal, la cual permite un mayor factor de acoplamiento y por consiguiente incrementar la eficiencia de transmisión.

### 3.2 Implementación de un Sistema de Transmisión Inalámbrica de Energía.

Luego de la revisión del estado del arte y ensayos con diversas topologías de sintonización, se decidió diseñar un enlace inductivo en topología resonante serie-paralelo para la energización de los manipuladores, dado que esta topología permite una operación mas estable en una conexión equivalente como fuente de voltaje desde el punto de vista de la carga. A través de un sistema de dos bobinas con núcleo de aire, el sistema es sintonizado para operar a una frecuencia de resonancia de 100 kHz. La topología implementada para el sistema de enlace inductivo se observa en la Figura 3.1.

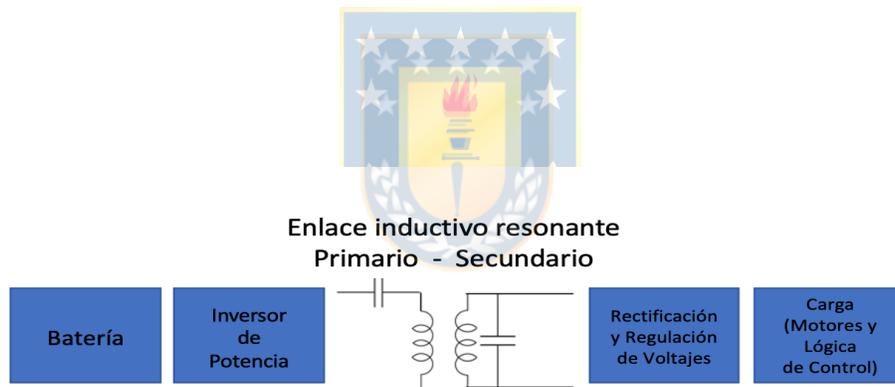


Figura 3.1.- Topología de enlace inductivo de sintonización Serie – Paralelo implementada en prototipo de prótesis para energizar manipuladores.

Una implementación física y prueba de concepto se ilustra en la Figura 3.2, donde se observan las bobinas posicionadas en el sistema de enganche mecánico entre el soquete y el manipulador, donde la distancia de separación entre las bobinas es de 2.5 cm.

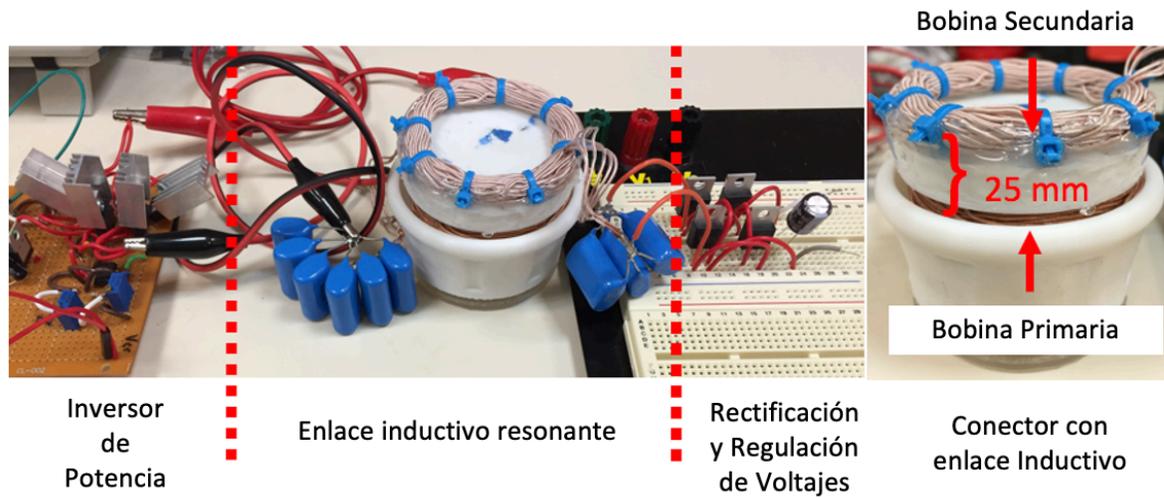


Figura 3.2.- Implementación de prueba de enlace inductivo resonante con separación de 2.5 cm.



Las bobinas se diseñaron con un diámetro de 6 cm, con una relación de vueltas de 1:2, es decir, con 6 y 12 vueltas, para el primario y secundario respectivamente. La bobina primaria presenta una inductancia de 13.2  $\mu\text{H}$  y la bobina secundaria una inductancia de 29.8  $\mu\text{H}$  a la frecuencia de operación propuesta. La sintonización resonante a través del cálculo de los capacitores, entregan valores de 198 nF y 88nF respectivamente. En la práctica a través de un análisis de impedancia se observa que la frecuencia de resonancia se logró en 98.3 kHz. Cálculos de potencia de entrada y salida entre primario y secundario muestran una eficiencia del sistema de aproximadamente un 40%.

El sistema de bobinas circunferenciales coplanarias permite integrar dicho diseño en un sistema de anclaje entre el soquete y el manipulador. La distancia de 2.5 cm logra satisfacer las necesidades de distancia entre ambas piezas para el montaje. La Figura 3.3 muestra a la izquierda el extremo del soquete con la bobina primaria del dispositivo y a la derecha el extremo inferior del anclaje mecánico de los manipuladores.

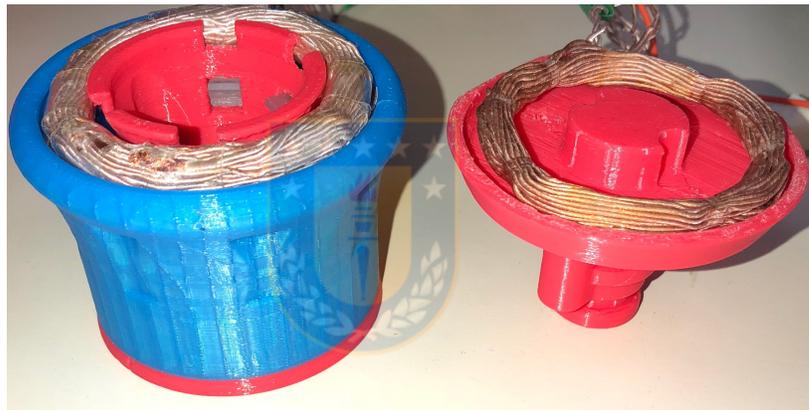


Figura 3.3.- Sistema de acoplamiento mecánico y posicionamiento de bobinas de energización entre soquete y manipulador

Dos problemáticas surgen de los análisis realizados. En primer lugar, para un dispositivo energizado por baterías como es el caso de una prótesis una eficiencia del 40% no satisface las

demandas energéticas del dispositivo. Considerando que el consumo de la potencia recae principalmente en los motores eléctricos al momento de generar los movimientos, una eficiencia de transmisión del 40%, pese a que logra energizar de forma satisfactoria en los niveles de corriente y voltaje el sistema del manipulador, requiere mas de el doble de potencia instantánea desde el circuito primario reduciendo la autonomía operativa del dispositivo a la mitad. En segundo lugar, el dispositivo durante la operación genera cambios de carga efectiva al incorporar uno o varios motores, lo cual genera cambio en la carga equivalente del circuito secundario y por lo tanto afecta también la frecuencia efectiva de sintonización.

Para evaluar los efectos de variaciones de carga e inducción de voltaje efectivo en el secundario se realizaron pruebas de barrido en frecuencia para diferentes cargas en la bobina secundaria y se registraron los valores de voltaje la potencia de salida en función de la potencia de entrada.



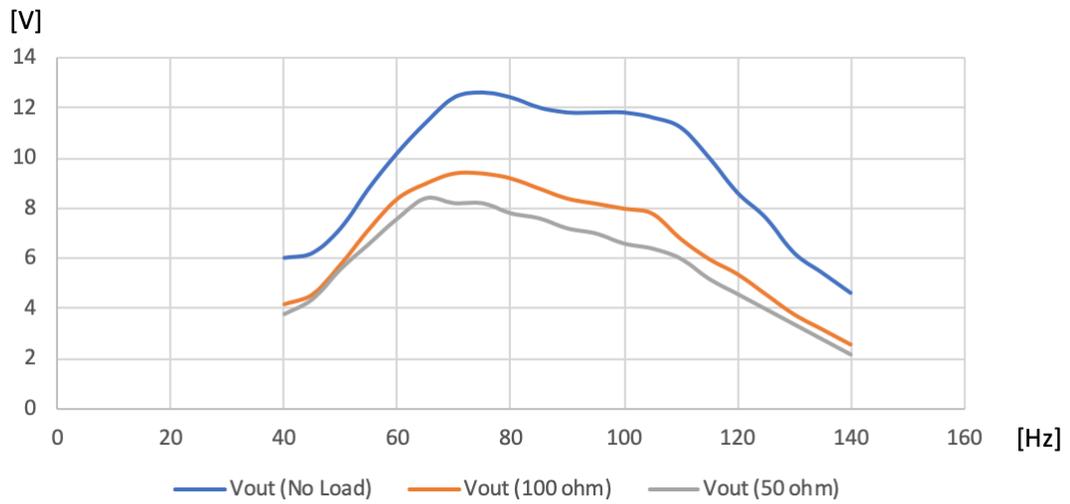


Figura 3.4.-Curvas de voltaje en bobina secundaria ante un barrido de frecuencia de operación.

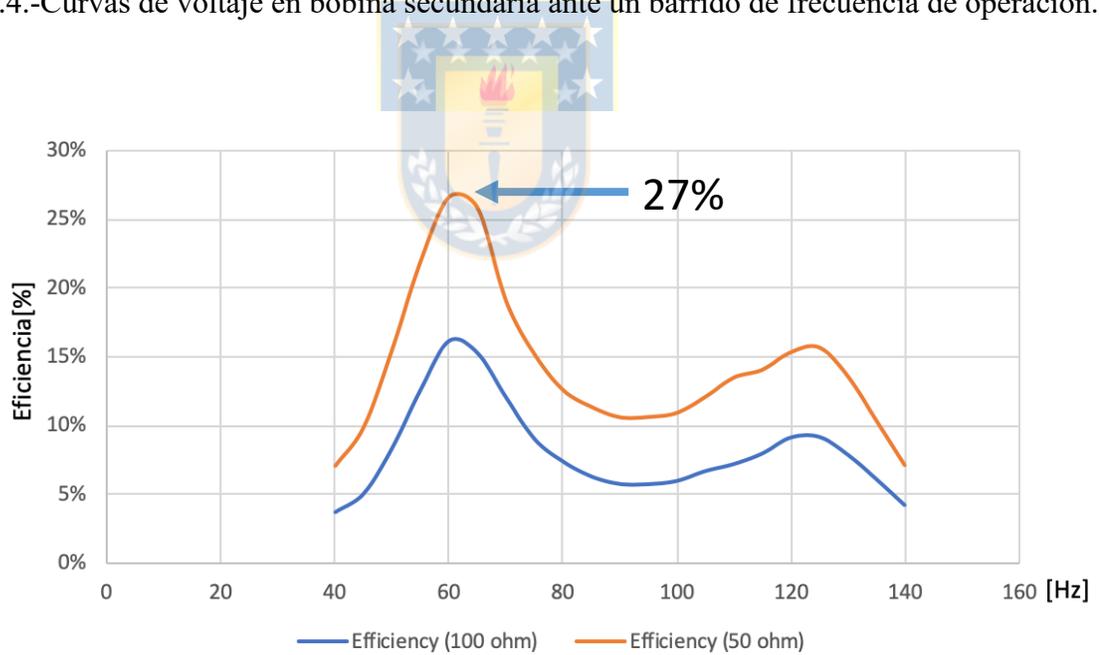


Figura 3.5.- Eficiencia de transmisión de potencia. Relación entre potencia de salida respecto de potencia de entrada (expresada en porcentaje).

La Figura 3.4 muestra las diferentes curvas de tensión en la bobina secundaria para distintos niveles de carga (simulando diferentes niveles de activación de motores y consumos de energía). El voltaje de entrada en el circuito primario corresponde a 12 Volts. Dichas curvas consideran el voltaje DC, posterior a la etapa de rectificación, y se puede apreciar que existe una región de operación con ganancia en voltaje producto de la relación de vueltas entre primario y secundario. Se observa que ante consumos producidos por carga en el circuito secundario el voltaje disminuye de forma considerable, alcanzando niveles inferiores a 12V, los cuales son necesarios como voltaje objetivo en el circuito secundario, para asegurar la correcta operación de los motores en la prótesis a la velocidad nominal. La Figura 3.5 por su parte, evidencia la drástica caída en la eficiencia de transmisión ante la variación de carga, alcanzando solo un 27% de eficiencia (incluye pérdidas en sistema inversor y circuito de rectificación del secundario). La pérdida de sintonización ante variaciones de carga influye de forma directa en la eficiencia de transmisión, para lo cual se decide incorporar un sistema de control y seguimiento de frecuencia, que permita mantener al sistema en el punto óptimo de transmisión. Adicionalmente, las bobinas coplanares, presentan un bajo coeficiente de acoplamiento por la distancia que las separa, evitando de esta forma que el flujo de campo magnético sea percibido de forma íntegra por la bobina secundaria. Para esto, se rediseñó una nueva geometría de bobinas, esta vez con bobinas helicoidales. La Figura 3.6 ilustra el diseño para este sistema de anclaje.

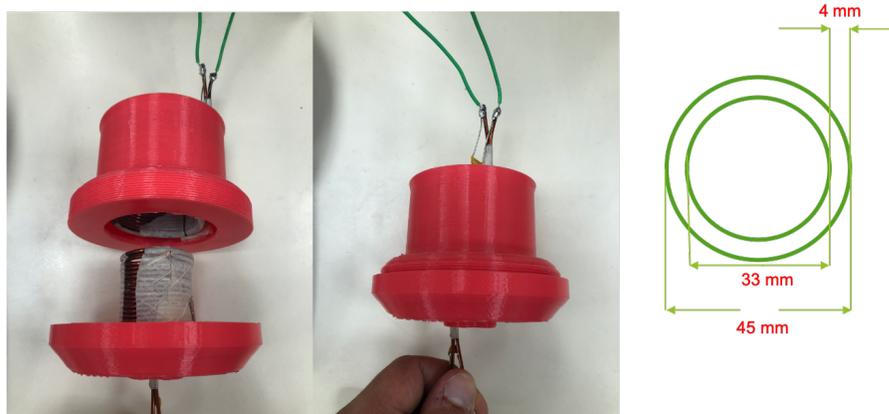
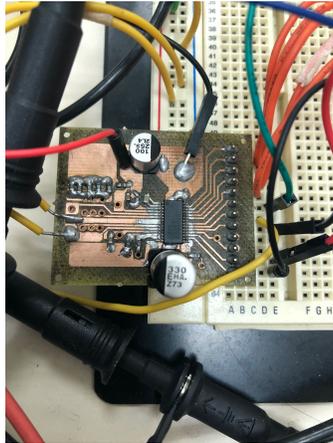
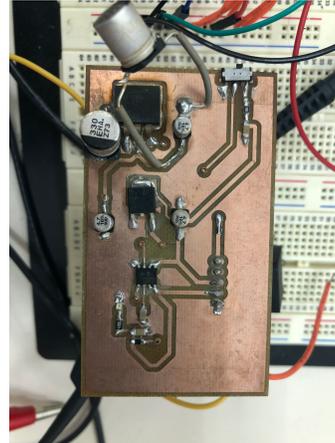


Figura 3.6.- Sistema de acoplamiento mecánico con bobinas helicoidales.

La bobina primaria cuenta con una inductancia de 12.6 uH y la bobina secundaria de 6.6 uH. Los capacitores utilizados fueron de 330 nF en el lado primario y 680 nF en el lado secundario (limitado por valores comerciales disponibles de estos dispositivos)



a) Circuito Inversor



b) Circuito de Regulación

Figura 3.7.- Implementación de circuito inversor y circuito de Regulación de voltaje en secundario. a) Circuito inversor con capacidad de control de frecuencia y limitación de corriente de forma digital. b) Circuito rectificador y de regulación de voltajes.

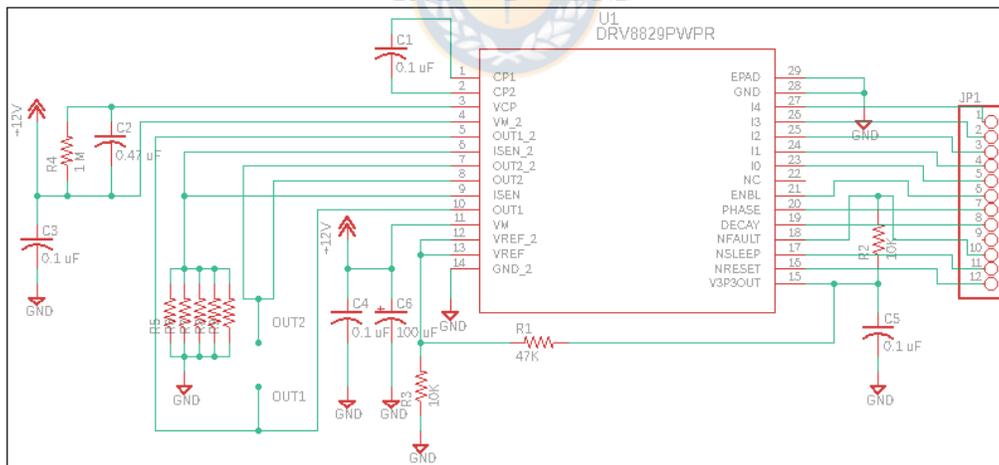


Figura 3.8.- Circuito esquemático de inversor.

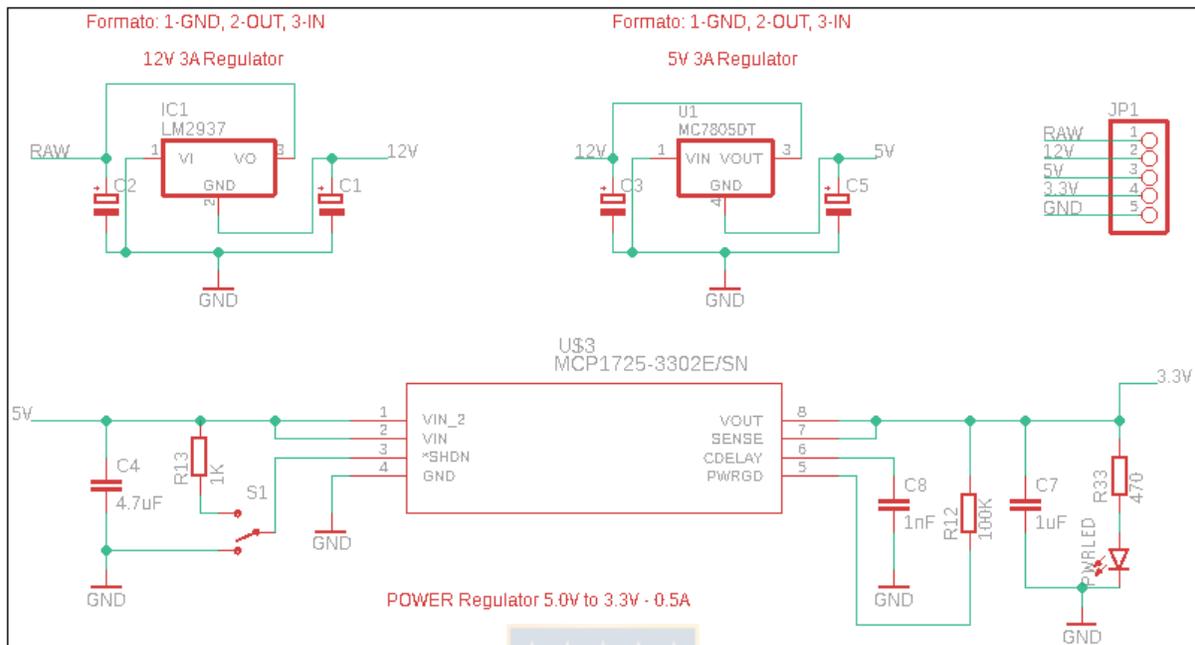


Figura 3.9.- Circuito esquemático de etapa de regulación a múltiples niveles de voltajes.

Para incrementar la eficiencia de transmisión de potencia entre el enlace del circuito primario y secundario, se incorporó un inversor con capacidad de controlar de forma digital la frecuencia y limitar la corriente del primario. El inversor utilizado corresponde a un DRV8829, el cual permite el control de la frecuencia del inversor en tiempo de operación mediante una señal de onda cuadrada digital, ver Figura 3.8. Este inversor permite medir y limitar la corriente de salida del inversor a través de una configuración digital. Este método permite al sistema identificar cuando el sistema pierde acoplamiento con el secundario y detectar la ausencia del circuito

secundario.

En el circuito del secundario que se observa en la Figura 3.9, se implemento de forma adicional un microcontrolador para medir el voltaje posterior a la etapa de rectificación. Este voltaje es enviado mediante comunicación bluetooth y es utilizado por un controlador proporcional utilizando una función de búsqueda de maximización, a través de la cual la frecuencia es variada en una pequeña cantidad hacia arriba y hacia abajo, buscando la frecuencia que entregue mayor ganancia de voltaje. Este método de seguimiento y control de frecuencia permite mantener el punto de operación a la frecuencia de resonancia que ofrece la mayor ganancia de voltaje en el secundario (posterior a la etapa de rectificación de onda completa). La función de limitación de corriente del inversor en el circuito primario y detección de sobre corriente (exceso sobre el umbral definido, ajustable entre 0,2 y 3A), permite la identificación de cuando el manipulador es retirado.

Debido a la configuración de sintonización Serie-Paralelo del enlace de energización, retirar el manipulador y por consecuencia todo el circuito secundario, desplaza el punto de resonancia, donde la bobina y capacitor de sintonización de primario incrementan de forma considerable la corriente. La detección de este evento de sobre corriente, adicionado al evento de pérdida de señal desde la comunicación bluetooth del manipulador, permite al sistema desactivar el inversor para entrar en modo de ahorro de energía. El inversor ingresa en un modo de espera de manipulador, donde se activa periódicamente cada 30 segundos por un breve instante de tiempo

(< 200 ms) para medir el indicador de sobre corriente integrado en el circuito inversor. Este tiempo de espera de 30 es solo para propósitos de pruebas, y puede ser modificado en una futura implementación para disminuir los tiempos de latencia de conexión. Cuando un nuevo manipulador es acoplado la impedancia completa del sistema incrementa añadiendo parte de la impedancia del secundario producto del acoplamiento magnético.

Tabla 3.1.- Parámetros eléctricos medidos en enlace inductivo Soquete-Manipulador

Voltaje de Batería	12,3 V (DC)
Voltaje bobina primaria	23 V (AC)
Voltaje bobina secundaria	28 V (AC)
Voltaje capacitor post rectificador	12.6 V (DC)
Voltaje post rectificador 12V (general)	11.9 V a 10.4 V(DC)
Voltaje rectificador LDO 3,3 circuito digital	3,2 V (DC)

La Tabla 3.1 muestra los parámetros medidos para el sistema de enlace inductivo implementado con el sistema de control y ajuste de frecuencia.

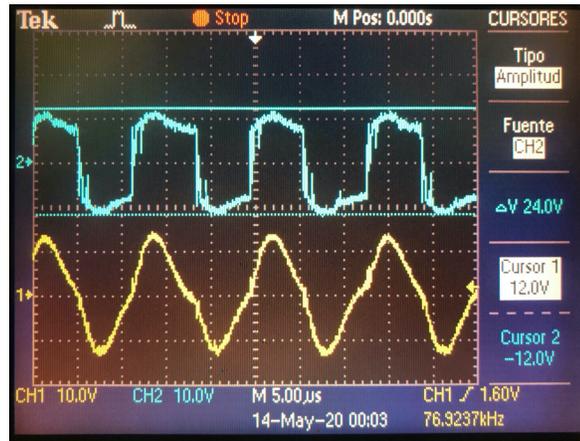


Figura 3.10.- Oscilograma de circuito inversor. Voltaje de salida de inversor (curva azul), Voltaje en bobina primaria (curva amarilla).

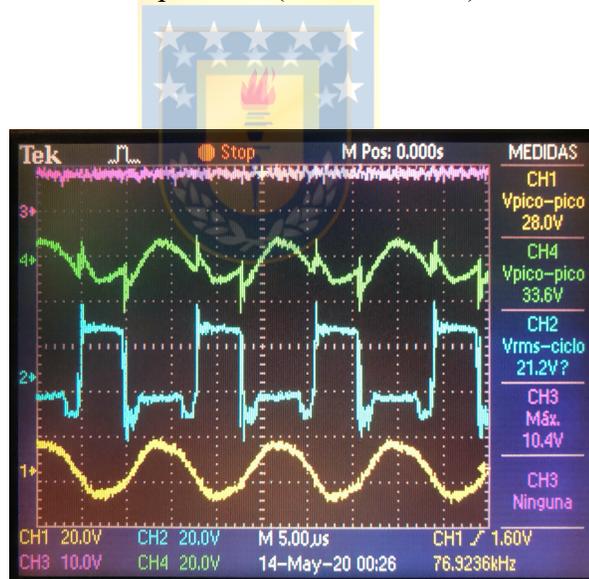


Figura 3.11.- Oscilograma de enlace inductivo completo. Voltaje en bobina primaria (curva amarilla), Voltaje de salida circuito inversor (curva azul), Voltaje en bobina secundaria (curva verde), Voltaje post rectificación y regulación en circuito manipulador (curva morada).

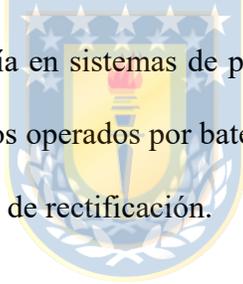
La Figura 3.10 y la Figura 3.11 muestran las curvas de voltajes para los circuitos implementados, donde se observan las formas de onda de los voltajes en el primario y los voltajes inducidos en el circuito secundario. La eficiencia calculada para el sistema de transmisión de potencia final con los ajustes y estrategias de control digital corresponde a un 69% de eficiencia, por lo que cuando el circuito secundario consume 250 mA de corriente a 11 V (2,75 W de potencia), el circuito primario suministra 320 mA de corriente a 12,3 V (3,93 W).

### 3.3 Conclusiones



Se implementó un sistema de energización mediante enlaces inductivos resonantes con topología de sintonización serie-paralela. Se realizaron pruebas mediante geometrías de bobinas cilíndricas coplanarias y helicoidales sintonizadas en frecuencias entre 60 kHz y 100 kHz en función de los valores nominales de inductancia de las bobinas resultantes y valores capacitores disponibles. Los pesos para las bobinas coplanarias implementadas fueron de 12 gr para el primario y 22 gr para el secundario, con un total de 34 gr. Para las bobinas de geometría helicoidal los pesos fueron de 45 gr para el primario y 39 gr para el secundario, con un total de 84 gr. Los pesos de los sistemas de energización inalámbrica implementados hacen que sea posible su utilización en prótesis mioeléctricas sin añadir una carga significativa al peso total del dispositivo. Los resultados

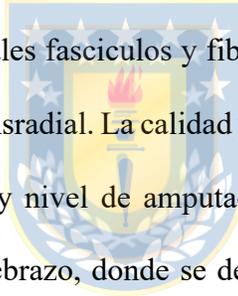
entregaron capacidad de transmitir una tensión adecuada en el circuito secundario (cercano a 12V DC post rectificación), sin embargo, las eficiencias obtenidas fueron 27% y 40% para estrategias de sintonización a frecuencia fija. La implementación de un sistema de control y ajuste de frecuencia permitió contrarrestar las variaciones de carga en la de-sintonización de la frecuencia de resonancia del sistema acoplado. Cuando el sistema varía la carga efectiva en el circuito secundario, la frecuencia de sintonización varía levemente aumentando o disminuyendo el punto de máxima transmisión de potencia. El ajuste retroalimentado del circuito permite modificar la frecuencia de operación del circuito primario, de manera que el sistema maximice la transferencia, permitiendo lograr una eficiencia de transmisión del 69%. Pese a que la eficiencia alcanzada permite la utilización de esta tecnología en sistemas de prótesis, la pérdida adicional de energía impacta la autonomía de los dispositivos operados por baterías. La eficiencia reportada, considera las pérdidas en el inversor y en la etapa de rectificación.



## **Capítulo 4.- INTEGRACIÓN DE SISTEMAS DE CONTROL A LA PRÓTESIS**

### **4.1 Sistema de Control Mediante Señales de EMG**

Para el desarrollo de la prótesis mioeléctrica se considera generar interfaces de conectividad mediante electrodos superficiales a los músculos residuales del muñón. Para efectos de musculatura de antebrazo se identifican los principales fascículos y fibras musculares que podrían encontrarse presentes en una amputación del tipo transradial. La calidad y disponibilidad de musculatura residual depende en gran medida de la causa y nivel de amputación. En la Figura 4.1 se observan los principales grupos musculares del antebrazo, donde se destacan los flexores y extensores de los dedos. Para casos de amputación transhumeral, los principales musculos disponibles contemplan el biceps y triceps que pueden ser utilizados para determinar algunas acciones en la prótesis.



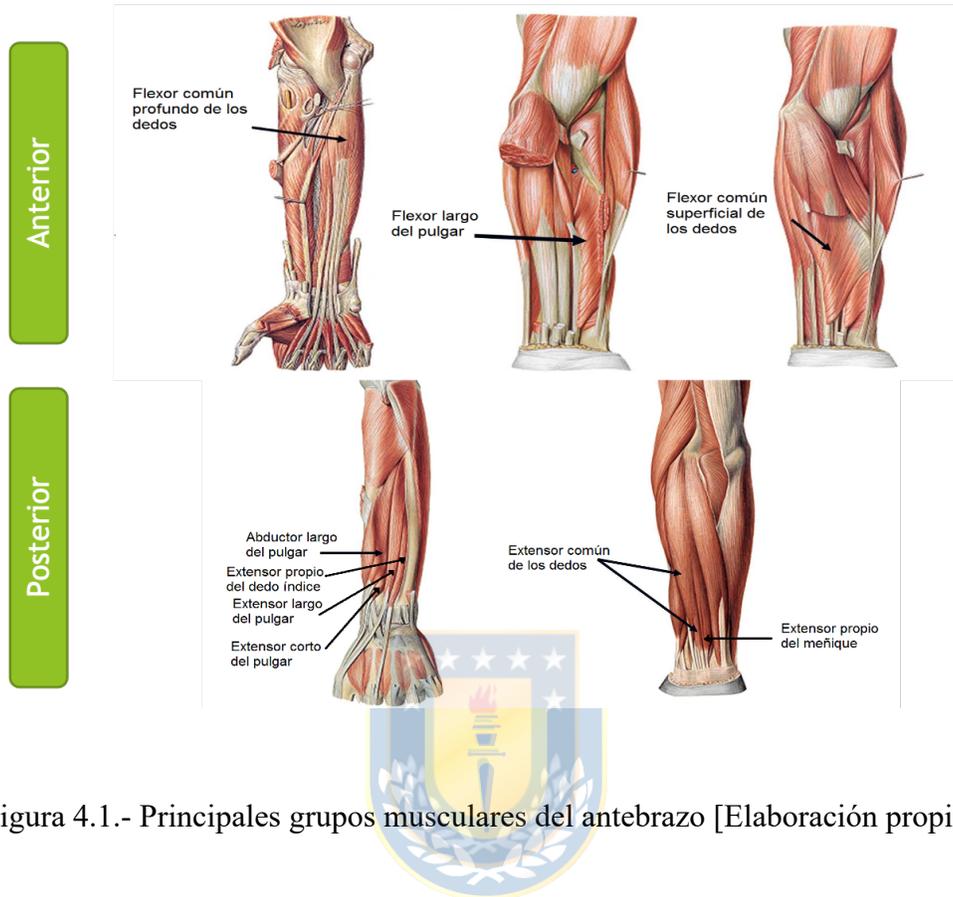


Figura 4.1.- Principales grupos musculares del antebrazo [Elaboración propia].

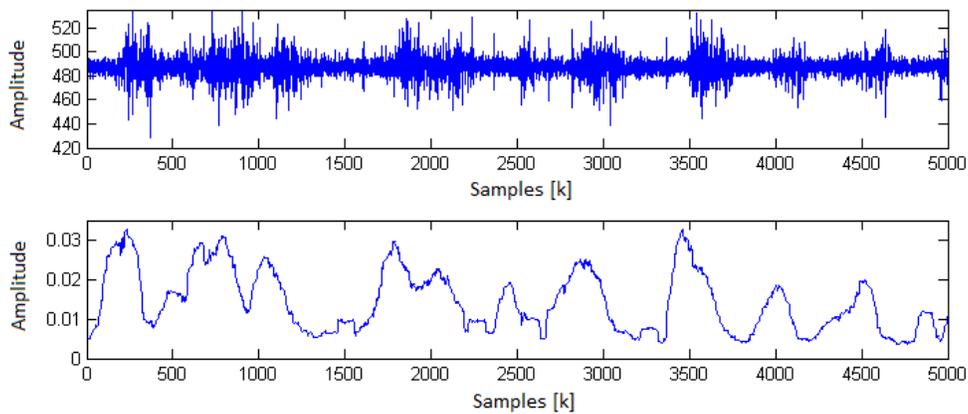


Figura 4.2.- Forma de onda típica en activación muscular (arriba). Señal de EMG rectificada e integrada en el tiempo mediante una ventana móvil de 100 ms (abajo).

Por cada grupo de fibras musculares residuales se puede a través de exámenes de electromiografía, determinar los niveles de activación y la capacidad de activación individual selectiva. Mediante un estudio previo de cada paciente amputado y medición de niveles de contracción muscular, es posible determinar la cantidad de canales de información independientes que se tienen disponibles en el muñón. La cantidad y calidad de estas señales, así como amplitudes, dependen del nivel de amputación y del tiempo transcurrido desde la amputación, donde generalmente puede haber asociación con dolor en amputaciones recientes. En la Figura 4.2 se observan formas de onda típicas de señales de electromiografía y procesamientos en amplitud mediante procedimientos de rectificación, amplificación e integración de las señales.



De acuerdo a la disponibilidad de canales independientes y nivel de amputación es posible adoptar dos formas de trabajar con las señales musculares. La primera corresponde a una aproximación automática, para lo cual se han diseñado liners textiles para ser utilizado como primera capa en el muñón, y una serie de electrodos que abarcan zonas anatómicas musculares del antebrazo. La ventaja de esta estrategia es que permite evaluar múltiples zonas anatómicas mediante la selección de 8 sectores representados por los pares de electrodos y seleccionar las que presenten mayor activación individual del total de canales en respuesta a diferentes movimientos. Algoritmos desarrollados en [ 28 ] permiten utilizar estas señales y determinar patrones de activación para controlar diversos movimientos de una prótesis. La segunda forma contempla una aproximación manual cuando la anatomía del muñón es muy irregular, con grupos de fibras

musculares aisladas. En este proceso se determinan de forma manual una o dos zonas de activación muscular para utilizar como señales de control. La desventaja de este método es que requiere una evaluación de contracción personalizada para cada paciente, pero en casos de muñón irregular constituye la mejor alternativa, dado que las zonas tradicionales de ubicación de fibras musculares pueden no ser representativas.

## 4.2 Arreglo de Electrodo

Se diseñó y construyó un prototipo de manga instrumentada con electrodos textiles utilizando tela con fibras conductoras de plata modelo MedTex130. Ocho pares de electrodos de 2 cm x 2 cm, son dispuestos en la manga elasticada en forma radial con separaciones de 5 mm entre los dos anillos de 8 electrodos y entre electrodos de un mismo anillo. Esta disposición es preferida frente a una disposición músculo a músculo, dado que ofrece mayor portabilidad y generalidad a la hora de utilizar el dispositivo. De esta forma se tiene una disposición fija (y estándar) donde situar los electrodos, facilitando la adaptación a distintos sujetos sin importar las variantes anatómicas que presenten. Esta disposición pese a presentar una menor selectividad de músculos independientes por canal, permite generar una representación espacial de actividad muscular mediante la cual es posible generar mapas de activación en función de las fibras activadas. La disposición adoptada se puede apreciar en la Figura 4.3. Para amputaciones transradiales, la ubicación de estos electrodos

es sobre los músculos flexores y extensores de los dedos, dentro del primer tercio de la zona proximal del antebrazo.



Figura 4.3.- Arreglo de electrodos textiles en manga elasticada.

### **4.3 Guante Instrumentado para Medición de Posición de los Dedos de la Mano y Mecanismo de Entrenamiento de la Prótesis**

Para realizar mediciones del grado de flexión de cada dedo y entrenar al sistema respecto de las posiciones deseadas en función de las señales de sEMG medidas, se elaboró un guante instrumentado con sensores de flexión. Se posicionó un sensor en cada dedo del guante. Estos sensores fueron conectados a una resistencia fija de  $10k\Omega$  en serie, formando un divisor de tensión.

Dado que el voltaje varía prácticamente de forma lineal con la flexión es posible establecer una relación entre el ángulo de flexión del dedo y el valor de voltaje en el punto medio entre el sensor de flexión y la resistencia fija. El guante ensamblado se puede observar en la Figura 4.4.



Figura 4.4.- Guante para medir Flexión-Extensión de cada dedo de la mano.

#### **4.4 Predicción de Posición de los Dedos de la Mano Mediante el Uso de Redes Neuronales Artificiales**

Las redes neuronales artificiales inspiradas en el sistema nervioso representan una arquitectura matemática que permite establecer relaciones entre variables de entrada y salida de

funciones tanto lineales como no lineales, mediante utilización de nodos con funciones no lineales tales como la función sigmoide y otras operaciones lineales como multiplicaciones y sumas. En la Figura 4.5 se muestra la disposición estructural de una red neuronal artificial (RNA).

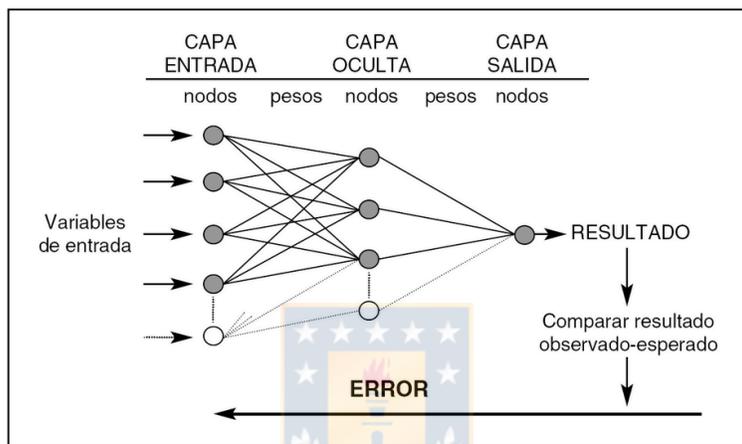


Figura 4.5.- Esquema ilustrativo de la estructura de una red neuronal artificial.

En el entrenamiento de la RNA, el proceso de aprendizaje funciona de forma iterativa. Esto mediante una ley de adaptación de forma reversa conocida en inglés como “Back Propagation”. Dado los valores de las entradas, se calcula el valor de salida para los nodos terminales y se comparan con la salida esperada. En base al error cuadrático medio se ajustan los pesos desde la última capa hasta la primera de forma proporcional al error y a una tasa de aprendizaje.

$$W_i = W_i + \Delta W_i \quad (3.1)$$

$$\Delta W_i = \eta(t - o)X_i \quad (3.2)$$

Para las ecuaciones 3.1 y 3.2,  $W_i$  es el peso para el nodo  $i$ ,  $X_i$  es la entrada al nodo  $i$ ,  $\eta$  es la tasa de aprendizaje,  $t$  es la salida esperada y  $o$  es la salida obtenida. Se diseñó la RNA mediante el Neural Network toolbox de MATLAB, obteniendo una topología “Feedforward” de 30 neuronas en la capa oculta, 8 neuronas de entrada con los valores RMS de cada canal de EMG y 5 neuronas de salida, para la estimación de posición (flexión extensión) de cada uno de los dedos de la mano.

Para la implementación de este algoritmo basado en redes neuronales en un sistema embebido con un sistema de procesamiento a base de un microcontrolador PIC32, fueron necesarias algunas adaptaciones tales como codificar todas las variables en punto fijo y simplificar las funciones sigmoides por algunas funciones aproximadas como se muestra en la ecuación 3.3.

$$f(x) = \frac{1,0}{1,0+exp^{-x}} \quad (3.3)$$

Se implementan también las funciones de adaptación de los parámetros de la red, utilizando la técnica de “Backpropagation” las que se implementan de forma iterativa a través de las siguientes ecuaciones.

$$HO_{gradient} = error \quad (3.4)$$

De la ecuación 3.4 se establece que el gradiente de cambio desde las neuronas de la capa oculta a las de salida (HO: Hidden to Output) corresponde al error asociado entre la salida estimada por la red y la salida deseada.

$$output_{weights}[j][k] = output_{weights}[j][k] - (HO_{gradients} \cdot HLN[k] \cdot \eta) \quad (3.5)$$

A continuación, la ley de adaptación de los pesos de las neuronas de salida se establece como en la ecuación 3.5, donde  $output_{weights}$  representa el peso actual,  $HLN[k]$  corresponde al valor de salida proveniente de la neurona k-esima y  $\eta$  (learning rate) corresponde a la tasa de aprendizaje que se utiliza para efectos de una adaptación gradual en un valor de 0.2.

$$GW_{sum} = \Sigma(HO_{gradient} \cdot output_{weights}[j][k]) \quad (3.6)$$

A modo de modificar luego los pesos de las neuronas de la capa oculta se debe calcular la suma de los gradientes de salida ponderados por los pesos de las neuronas de salida. Esta relación se obtiene a partir de la ecuación 3.6.

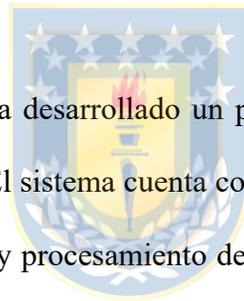
$$IH_{gradient} = ((1 - HLN[k]) \cdot HLN[k]) \cdot GW_{sum}[k] \quad (3.7)$$

Para calcular el gradiente de cada una de las neuronas de la capa oculta (IH: Input to Hidden), se multiplica el acumulado del gradiente de la salida por el gradiente aproximado respecto de los valores de entrada como se observa en la ecuación 3.7.

$$hidden_{weights}[k][i] = hidden_{weights}[k][i] - (IH_{gradients} \cdot input[i] \cdot \eta) \quad (3.8)$$

Finalmente, la ley de adaptación para modificar los pesos de cada una de las neuronas de la capa oculta se representa en la ecuación 8, de forma análoga a la de las neuronas de salida, donde  $hidden_{weights}$  representa el peso actual,  $input[k]$  corresponde al valor de la entrada  $i$ -ésima y  $\eta$  (learning rate) corresponde a la tasa de aprendizaje que mantiene su valor de 0.2.

## 4.5 Diseño y propuestas de manipuladores para prótesis.



A raíz de trabajos previos [ 28 ] se ha desarrollado un prototipo de prótesis de mano, para ser utilizado como prótesis mioeléctrica. El sistema cuenta con: 1) Un soquete, donde se encuentra la electrónica de control de movimiento y procesamiento de señales de electromiografía (EMG), la batería y un sistema de comunicación Bluetooth. 2) Un manipulador antropomorfo, cuya forma anatómica imita la anatomía natural de la mano humana, que cuenta con 5 motores lineales para el movimiento en extensión y retracción de cada uno de los 5 dedos, y un motor adicional para el movimiento de oposición de pulgar. En la

Figura 4.6 se muestran los prototipos desarrollados.

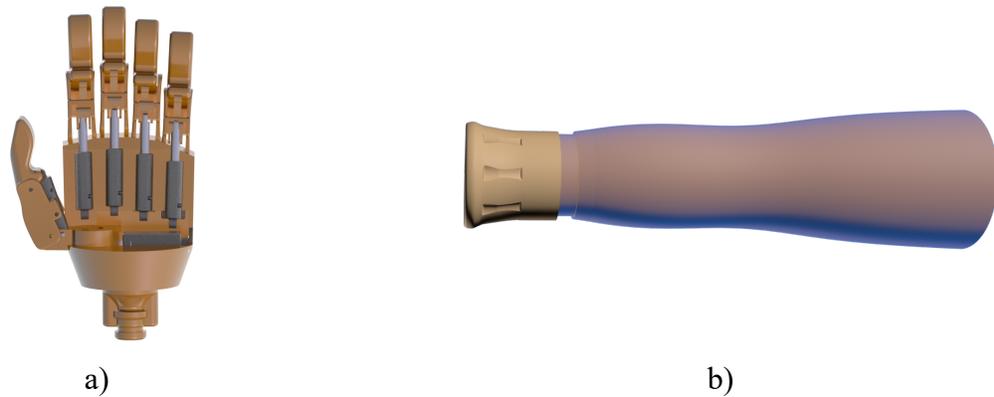


Figura 4.6.- Prototipo de prótesis mioeléctrica. a) Manipulador antropomorfo. b) Soquete de control y fijación en usuario amputado.

Adicionalmente al desarrollo del prototipo y sistemas de control mediante electromiografía, se plantea la elaboración de manipuladores intercambiables, otorgando capacidades específicas de agarres ante diversas situaciones cotidianas. Esto permite incrementar la destreza de manipulación de objetos, sin necesidad de sistemas complejos de control para múltiples grados de libertad. Esto permite que mediante un número limitado de músculos en el antebrazo, se pueden generar instrucciones de forma intuitiva para controlar los grados de libertad disponibles en el manipulador [ 29 ].

En la Figura 4.7 se observan algunos manipuladores planteados para el dispositivo, donde se incorporan manipuladores en forma de pinza para realizar agarres de precisión, manipuladores

trípodes para objetos esféricos, incluso manipuladores especialistas como por ejemplo para manejar bicicletas.

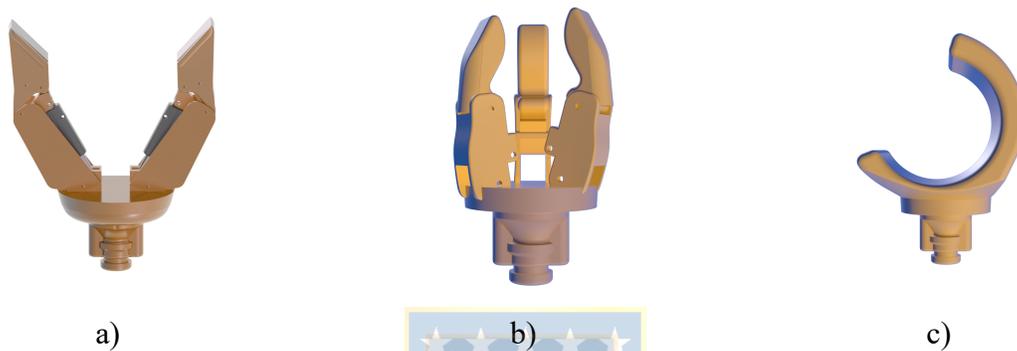


Figura 4.7.- Manipuladores intercambiables de funcionalidad especialista. a) Manipulador en forma de pinza para manipulación de precisión. b) Manipulador Trípode para manipulación de objetos esféricos. c) Manipulador para sujeción cilíndrica.

#### **4.6 Desarrollo del sistema de soquete y manipuladores para prótesis mioeléctrica**

Luego de analizar las diferentes alternativas existentes en dispositivos comerciales y algunos de los descritos en artículos científicos [ 9 ] y [ 10 ], se optó por el diseño de 3

manipuladores robóticos. Por el factor estético, el manipulador por excelencia corresponde al manipulador anatómico con forma de mano humana. Este manipulador, se mantuvo con solo 6 grados de libertad, uno en cada dedo en movimientos de flexión y extensión, además de un sexto movimiento de oposición de pulgar. Este manipulador permite la manipulación de objetos de tamaños medianos y facilita el agarre de elementos de la vida cotidiana. El segundo manipulador corresponde a una pinza de dos dígitos, para realizar agarres de precisión, compuesto con dos dedos contrapuestos y áreas de sujeción planas para facilitar la manipulación de objetos pequeños. El tercer manipulador diseñado, corresponde a una pinza trípode, es decir, de tres dígitos para facilitar manipulación de objetos redondeados y esféricos.



De los manipuladores diseñados, los primeros dos llegaron a fase de prototipado e implementación, incorporando el sistema de anclaje mecánico y los sistemas electrónicos de control y energización.

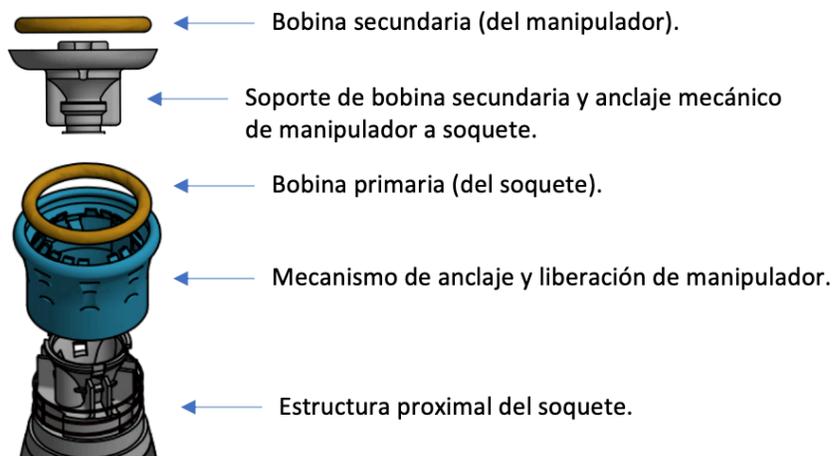


Figura 4.8.- Sistema de anclaje mecánico de soquete y manipulador con integración de sistema de energización inalámbrica.

El sistema de anclaje mecánico ilustrado en la Figura 4.8 permite la unión y fijación del manipulador al soquete, impidiendo la rotación y movimiento. El sistema además permite el acoplamiento y desacoplamiento rápido de los manipuladores utilizando solo un movimiento y se puede realizar utilizando solo la mano contralateral.

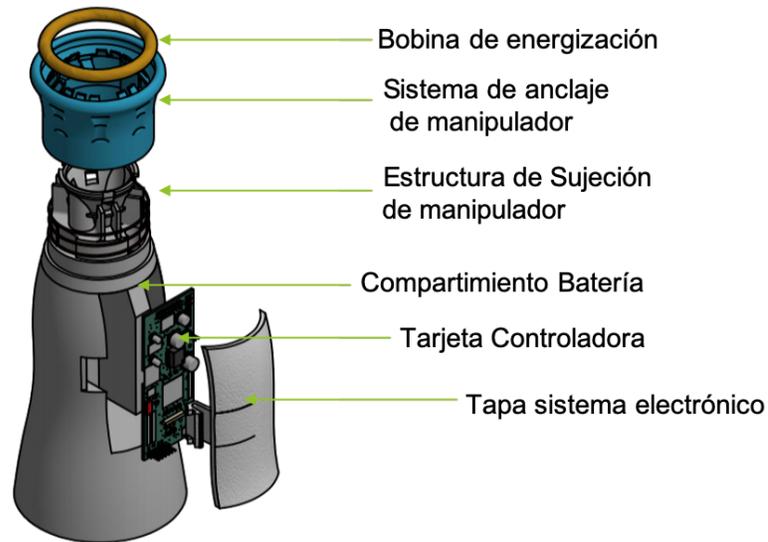


Figura 4.9.- Diseño de soquete con incorporación de electrónica y compartimiento para alojamiento de batería.

El soquete que se observa en la Figura 4.9 contempla el sistema de anclaje para manipulador en el extremo distal y una zona de adaptación anatómica en su sección proximal. El peso de este soquete en material PLA de impresión 3D incluyendo los componentes electrónicos es de 536 gramos (sin batería) y pruebas fueron realizadas con una batería de polímero de litio de 3 celdas 2000 mAh cuyo peso es de 185 gramos. La porción proximal del soquete permite ser adaptada de acuerdo a la morfología del muñón del paciente mediante el uso de imágenes reconstruidas en escáner 3D. Consideraciones del sistema de sujeción y anclaje al muñón serán ilustradas y

revisadas en el capítulo 5, donde se proponen y evalúan algunas de las alternativas de sujeción de soquete utilizadas.

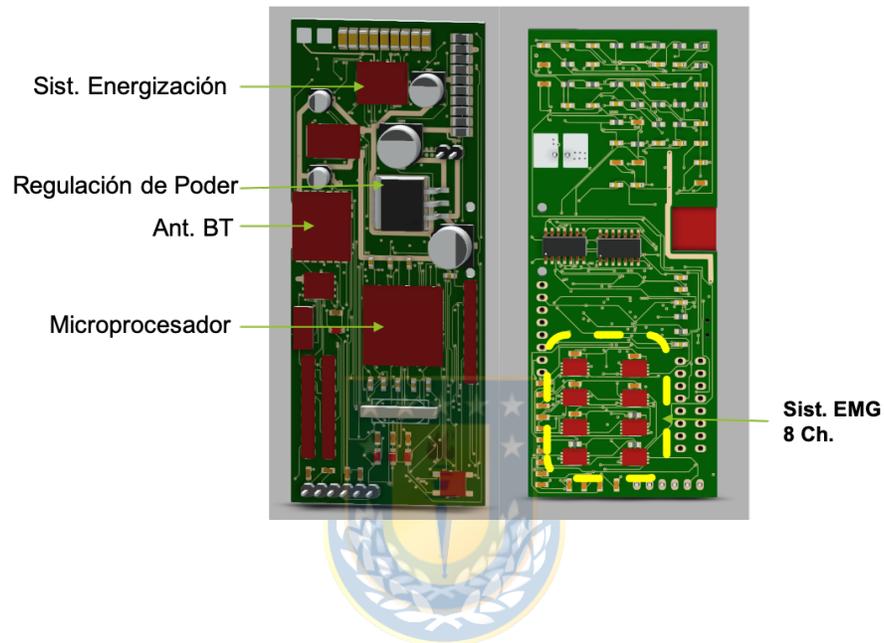


Figura 4.10.- Tarjeta controladora de soquete. Incorpora sistema de energización inalámbrica y sistema de procesamiento de señales fisiológicas.

El desarrollo electrónico de la tarjeta de procesamiento del soquete tiene 3 funciones principales. Primero, incorpora el sistema de procesamiento y control de los movimientos a partir de la decodificación de señales de electromiografía, incorporando hasta 8 entradas diferenciales. Segundo, tiene la función de administrar la energía desde la batería y generar el enlace de energización inalámbrico hacia el manipulador. Finalmente, incorpora funcionalidades de

comunicación de datos Bluetooth, a través de las cuales se comunica con el manipulador para indicar los movimientos que este debe realizar, recibir información de consumo energético e información táctil desde el manipulador para cerrar los lazos de control. En la Figura 4.10 se observa el diseño de la tarjeta para el soquete, un diagrama esquemático mas detallado se puede encontrar en el Anexo C.

El manipulador anatómico fue basado en la morfología y tamaños de una mano adulta de contextura mediana. El manipulador cuenta con 5 dedos de movimiento independiente, cada uno de ellos accionados por un motor lineal marca Actuonix modelo PQ12-63-6P. El pulgar también incorpora movimientos de oposición, accionado por un motor PQ12-63-6P adicional. El movimiento de las falanges corresponde a un movimiento sub-actuado donde todas se mueven acopladas por el movimiento de flexión del dedo, mediante sistemas de transmisión mecánicas rígidas. La Figura 4.11 muestra la composición de cada una de las partes del manipulador. En su extremo inferior se observa la bobina del enlace de energización y sobre los motores la tarjeta controladora, cuyo diagrama esquemático detallado se puede encontrar en el Anexo C. Esta tarjeta dispone también de conexión bluetooth para comunicación con la tarjeta del soquete y gestionar la información del enlace de energización. El peso del manipulador es de 336 gramos incluyendo todos los componentes. El consumo de potencia es de 0,5 watts a 3,3V para el control digital y 1,2 watts a 12V por cada motor activo.

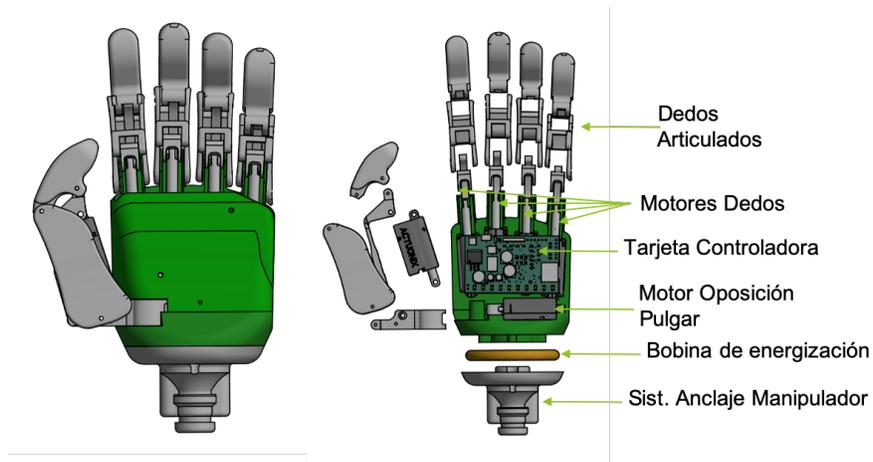


Figura 4.11.- Diseño e ilustración de componentes de manipulador anatómico.

El manipulador de precisión consta de solo un grado de libertad con movimiento de dos dedos contrapuestos. Las terminaciones de los dedos (yemas de los dedos) incorporan una superficie plana que permite generar agarre de objetos pequeños entre dedos oponibles, tales como pulgar e índice o pulgar y medio. Los dos movimientos son accionados por dos motores PQ12-63-6P en forma conjunta. El peso de este manipulador es de 220 gramos incluyendo la estructura y componentes electrónicos incluyendo la bobina de energización.

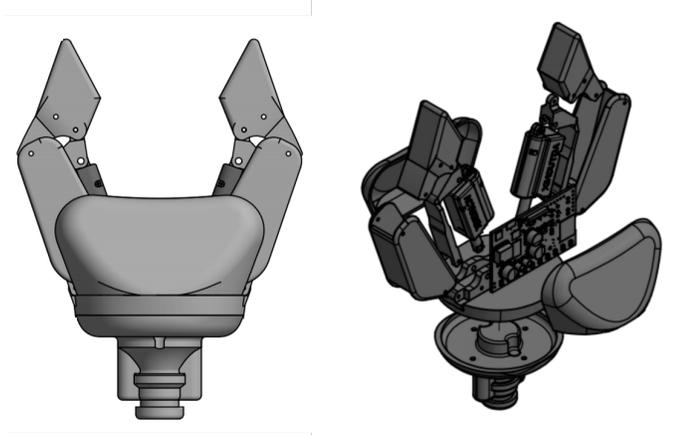


Figura 4.12.- Manipulador de precisión, pinzas planas.

En la Figura 4.13 se observa la versión ensamblada de un soquete con el manipulador anatómico en una vista lado a lado con respecto a un brazo. Se puede observar de la imagen que la implementación conserva las proporciones anatómicas, salvo en el dedo pulgar que es levemente más grande, debido a la mecánica y restricciones de tamaño impuestas por el motor. Además, se muestra la implementación del manipulador de precisión, que integra la electrónica y bobina de energización en la base de conexión.

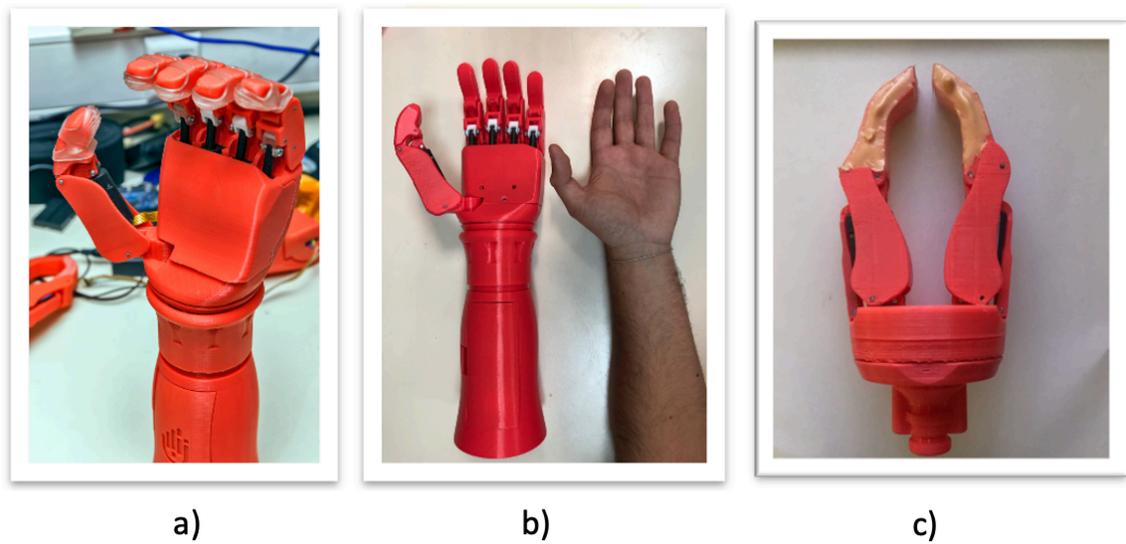


Figura 4.13.- Prototipos ensamblados. a) Prototipo de prótesis con manipulador anatómico ensamblado. b) Comparación con dimensiones respecto a un brazo real, c) Prototipo de manipulador pinza de precisión.

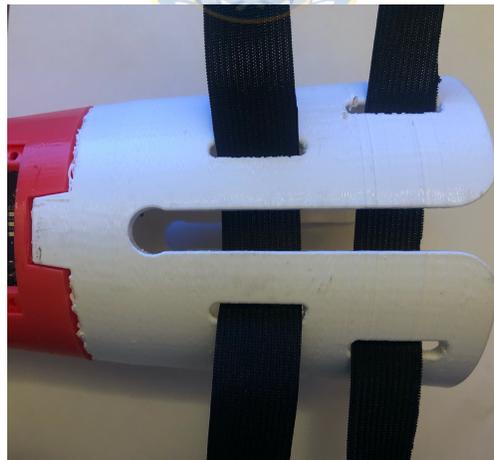


Figura 4.14.- Sistema de sujeción de prótesis, utilizando un mecanismo de compresión mediante cintas.

El extremo del soquete más cercano al muñón utiliza una extensión con una cavidad interior uniforme, que permite sostener el liner flexible que recubre el muñón. Como es posible observar en la Figura 4.14, el mecanismo de sujeción utiliza dos pares de cintas ajustables, un par por cada lado, las cuales permiten presionar y apretar la sección blanca del soquete contra el liner flexible que rodea el muñón. En el próximo capítulo, se detallan algunas pruebas de materiales y resultados de diferentes materiales flexibles para liners. Este sistema de sujeción toma ventaja del método de succión para asegurar el agarre entre el liner y el muñón y luego métodos de compresión para fijar el segmento del liner al interior de la concavidad del soquete. Como mecanismo de sujeción presenta la ventaja de conformar independencia de forma del muñón, dado que dicha función es absorbida por el liner, sin embargo, presenta la desventaja de una sujeción deficiente ante segmentos muy cortos de muñón.



## Capítulo 5.- PRUEBAS DE VALIDACIÓN

### 5.1 Procedimientos y protocolos

Para efectos de validación de la prótesis mioeléctrica diseñada se generó el siguiente protocolo y banco de pruebas. Los aspectos por probar componen los siguientes ámbitos:

- 1) Sistema de adquisición de señales de control y movimiento de manipulador.
- 2) Sistema de sujeción de soquete.
- 3) Manipulación de objetos.



Se diseñó un proceso de reclutamiento de voluntarios para participar de pruebas de funcionalidad de la prótesis. Como criterios de exclusión, se determinó que los participantes voluntarios debían presentar algún grado de amputación o malformación congénita unilateral en una de sus extremidades superiores. Los voluntarios deben ser mayores de 18 años para poder participar del ensayo y deben ser capaces de seguir instrucciones escritas y verbales de forma fluida.

Los participantes deben participar de múltiples sesiones, donde se someterán a diversas pruebas de funcionalidad de la prótesis. Los voluntarios son libres de dejar la sesión en cualquier momento y desistir de su asistencia al proceso en cualquier momento si así lo desean. Se generó un formulario de consentimiento informado que se puede encontrar en el Anexo A, el cual debe ser leído y aceptado por cada voluntario de las pruebas. Además, se generó una ficha para generar reportes de las sesiones cuyo formato se puede visualizar en el Anexo B.

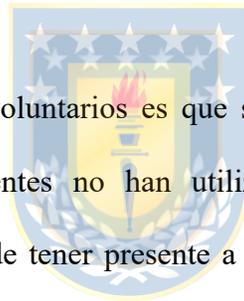
## **5.2 Categorización de voluntarios**



Del proceso de reclutamiento, se logró contar con 4 voluntarios que asistieron al menos a una de las sesiones. La demografía de los voluntarios y sus características respecto del tipo y causa de amputación se detallan en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1.- Categorización y descripción de voluntarios en ensayos

<b>Paciente</b>	<b>Edad</b>	<b>Sexo</b>	<b>Tipo Amputación</b>	<b>Nivel Amputación</b>
Voluntario 1	70	M	Traumática	Transhumeral
Voluntario 2	47	F	Congénita	Transradial
Voluntario 3	55	M	Traumática	Transradial
Voluntario 4	22	F	Congénita	Transradial



Un aspecto relevante de los voluntarios es que solo 1 reportó haber utilizado prótesis anteriormente. El resto de los pacientes no han utilizado prótesis en ningún proceso de rehabilitación, lo cual es importante de tener presente a la hora de analizar los resultados. Los pacientes que no han utilizado prótesis no presentan un muñón adecuado para la adaptación de soquete protésico, dado que no han recibido sesiones de adaptación de muñón ni sesiones de entrenamiento pre y post protésico.

### **5.3 Sistema de adquisición de señales musculares y control de prótesis**

Para efectos de realizar pruebas de las señales musculares presentes y con capacidad de control voluntario en los diferentes voluntarios se diseñaron electrodos circunferenciales de acero inoxidable y un pequeño circuito de adquisición de un canal de electromiografía de superficie sEMG. La manga con electrodos textiles de múltiples canales no fue utilizada producto de la gran diferencia anatómica de los antebrazos y brazos de los voluntarios. A modo de implementar un sistema de adquisición removible y localizable de forma sencilla para las pruebas se utilizaron electrodos reutilizables de acero inoxidable. Los electrodos se diseñaron con 19 mm de diámetro, de los cuales se utilizan 3 unidades, dos para la adquisición de la señal diferencial y un tercer electrodo de referencia. Se ilustran los electrodos en la Figura 5.1 a), en la parte b) se muestra el circuito de adquisición de un canal de sEMG. Este circuito recibe energización directamente en 3,3V desde el dispositivo de prótesis y entrega la señal de sEMG amplificada y lista para utilizar. Este circuito permite realizar ensayos de búsqueda de puntos anatómicos y de buena amplitud desde el muñón de los pacientes voluntarios, para posteriormente confeccionar “liners” con electrodos textiles en puntos de activación de musculatura residual.

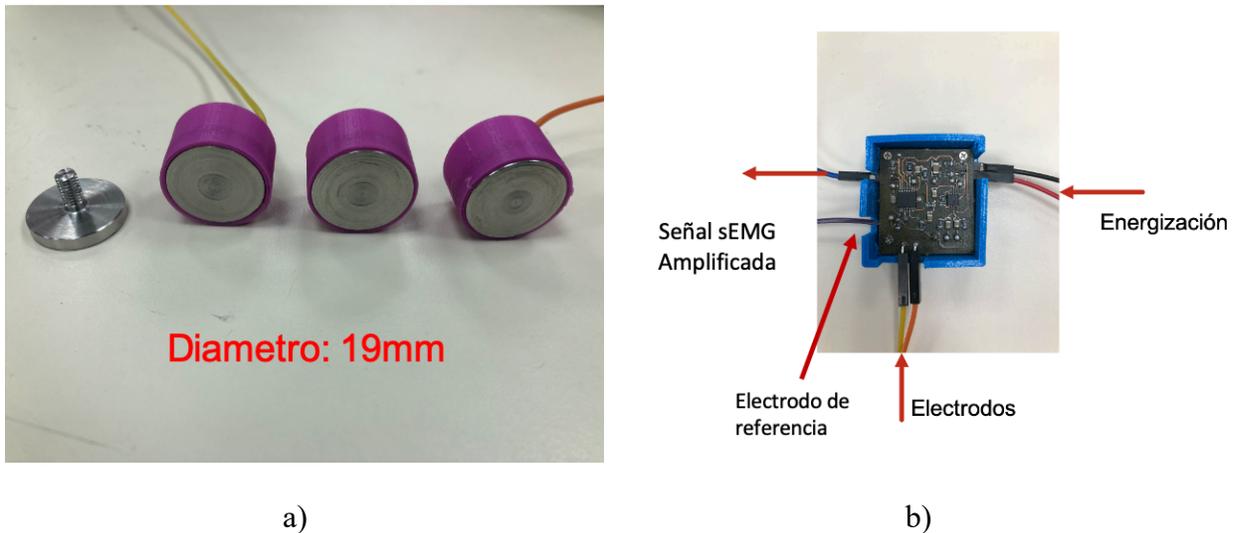


Figura 5.1.- Electrodo y circuito monocanal de sEMG. a) Electrodo de acero inoxidable de 1,9 cm de diámetro. b) Circuito monocanal de Adquisición de sEMG para adquisición de señales de control.

## 5.4 Sistema de sujeción de Soquete

Uno de los aspectos más relevantes a la hora de realizar ensayos con prótesis, constituye el diseño y ajuste del soquete, para que pueda generar buen soporte y movilidad de la prótesis. Durante las pruebas de la prótesis diseñada se realizaron y probaron distintos métodos de ajuste de soquetes, para los cuales se reportan resultados en esta sección. Se buscó como objetivo el desarrollo de una forma de fabricación de soquete digital, a través de la captura de imágenes y escáneres 3D del muñón de los voluntarios. Tras imprimir las cavidades del soquete en material

3D, se realizaron ensayos con diversos materiales de “liners” a modo de evitar las presiones excesivas entre el muñón y la cavidad del soquete.

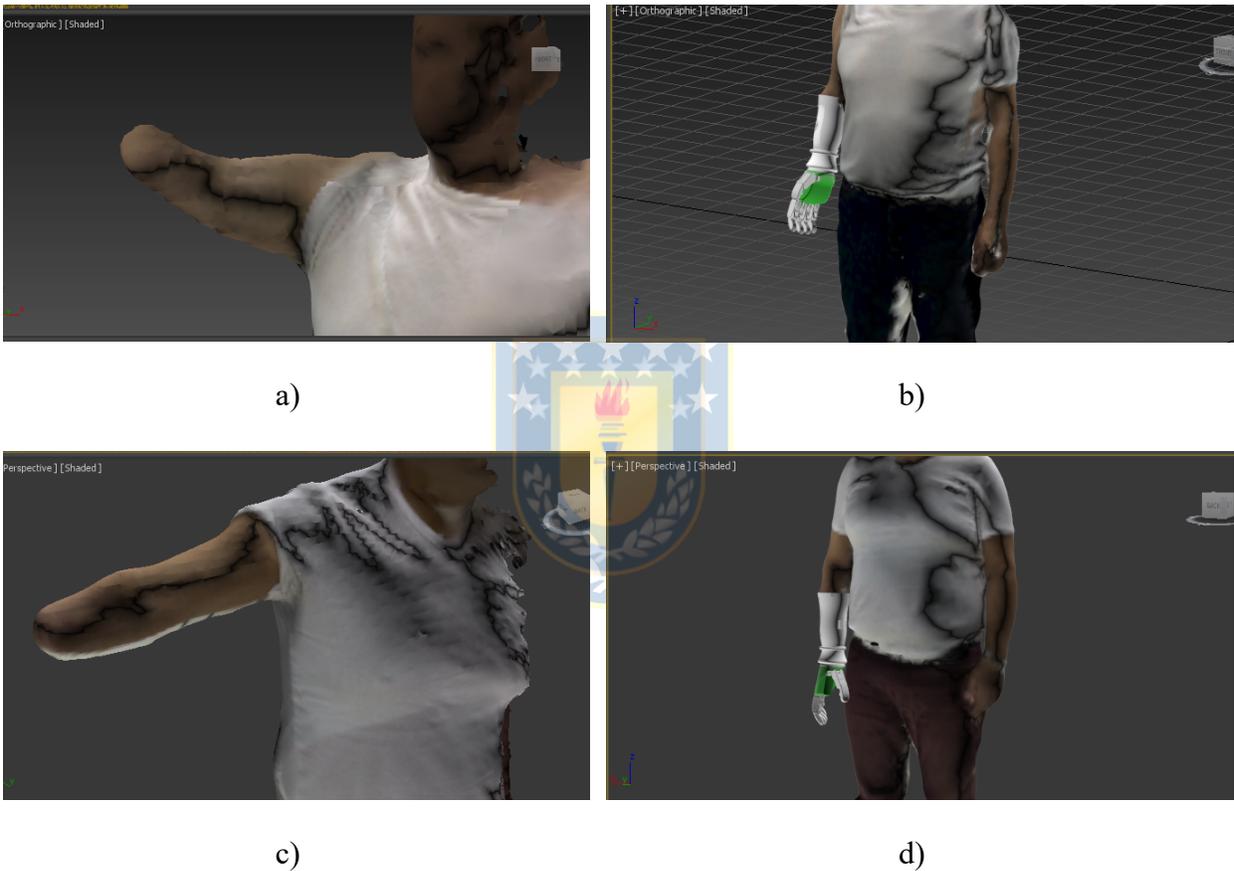


Figura 5.2.- Renderizaciones de pacientes voluntarios para ajuste y confección de cavidades en soquete y liners.

En la Figura 5.2 se aprecian renders 3D de los voluntarios 1 y 3 con amputaciones a nivel transhumeral y transradial respectivamente. En las imágenes a) y c) se observan las extremidades con muñón a nivel de amputación. En b) y d) se ilustra la proyección del soquete y la prótesis con manipulador antropomorfo.

#### **5.4.1 Liners en material de resina flexible**

Tras generar las tomas de escáner 3D de los pacientes voluntarios, se realizaron adaptaciones de liners en material de resina flexible para ser utilizados como elemento entre el “liner” textil con los electrodos de adquisición de señal y el soquete. El objetivo de esta interfaz es generar un buen ajuste entre la anatomía del muñón y el soquete a fin de evitar movimientos y deslizamientos. Las pruebas realizadas en este material resultaron negativas con múltiples problemáticas de fisuras de material. Como se muestra en la Figura 5.3 los liners impresos en material de resina flexible presentaron fisuras y roturas lo que generó desajuste y exceso de movilidad del muñón en el soquete. Pese a que este material ofrece excelentes condiciones respecto al peso con solo 79 gramos y 60 gramos en liners de los pacientes 2 y 3 respectivamente, no presentó resultados satisfactorios en adherencia y sujeción del muñón al soquete. La adherencia entre el muñón y el liner es generada mediante succión al tener una estrecha relación de forma entre el liner y la anatomía del amputado. El liner de resina flexible es fijado de forma permanente en el extremo del soquete cuya concavidad es previamente adaptada mediante las imágenes generadas a

partir del escáner 3D. Los resultados fallidos de este tipo de sistema de liner y sistema de sujeción, se atribuyen a la dificultad encontrada para que el amputado logre introducir el muñón en el liner una vez fijado en el soquete. Lo anterior producto de que para generar condiciones de succión las tolerancias de espacio deben ser sumamente ajustadas, lo que causó las fisuras del material y el bajo nivel de sujeción por parte del soquete.

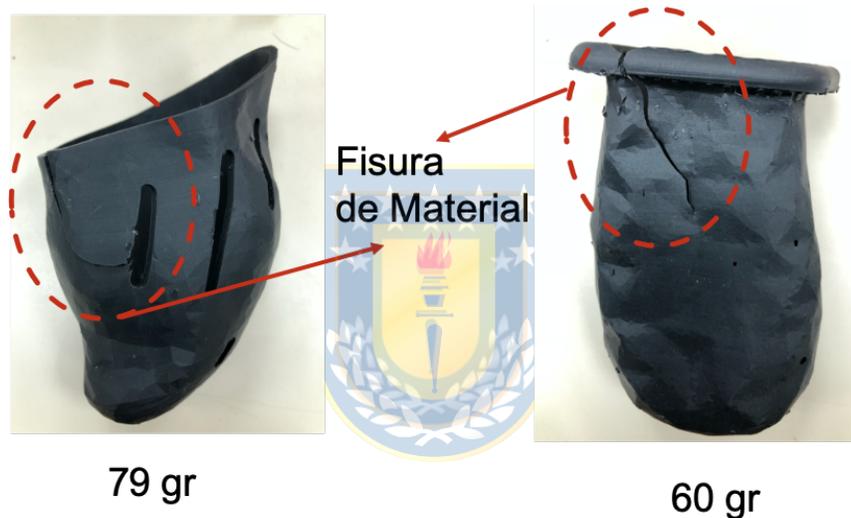


Figura 5.3.- Liners de resina flexible, se ilustran fisuras y fatiga de material.

#### 5.4.2 Liner en caucho silicona

Otra de las alternativas en el diseño de un liner de sujeción, consistió en generar un molde mediante la geometría 3D del muñón del paciente, para posteriormente generar un molde negativo de ajuste entre el soquete y el muñón. El soquete también fue adaptado en uno sus extremos con

un mecanismo de compresión mediante correas. La Figura 5.4 ilustra una de las pruebas de liner en silicona que se realizó para uno de los participantes del estudio. El sistema de sujeción mediante el uso de correas funciona mediante la compresión del liner a la pieza del soquete (pieza blanca que se observa en la Figura 5.4).

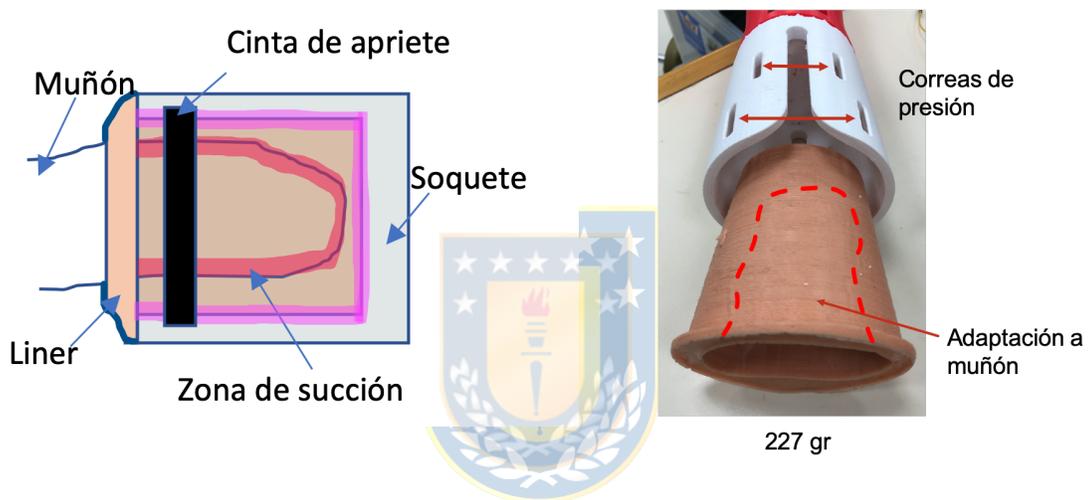


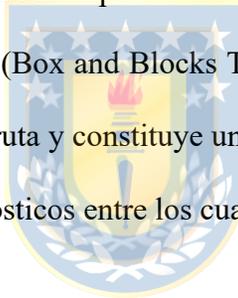
Figura 5.4.- Liner para muñón en materialidad de caucho silicona y sistema de sujeción por compresión de correas.

Con el liner de caucho silicona, se realizaron pruebas de ajuste y sujeción, a modo de garantizar un calce adecuado entre el soquete y el muñón. Conforme a los parámetros del liner, el paciente reportó que el material era blando y no le causaba molestias ni dolor en el muñón. El peso del liner añadía 227 gramos al peso total de la prótesis. Resultados de sujeción resultaron negativos,

pese a que la adaptación de muñón genera buen calce con la anatomía del muñón, la superficie de anclaje y el largo del soquete no fueron capaces de soportar el levantamiento de la prótesis de forma recta. El movimiento generado entre muñón y liner no permitió una adecuada manipulación de la prótesis de forma solidaria al brazo.

## **5.5 Manipulación de objetos y Prueba BBT**

Para efectos de realizar pruebas de manipulación de objetos, se dispuso de un kit de pruebas basados en la Prueba de Caja y Cubos (Box and Blocks Test - BBT). La prueba de BBT permite evaluar la destreza manual unilateral bruta y constituye una prueba simple y rápida de realizar. Es aplicable a una gran cantidad de diagnósticos entre los cuales se encuentran:



- Accidente Cerebrovascular
- Esclerosis Múltiple
- Desordenes Neuromusculares
- Fibromialgia
- Geriatría
- Otros.

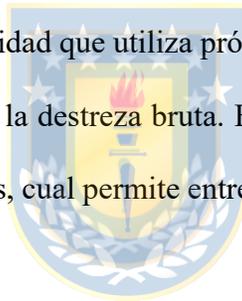
La Prueba de Caja y Cubos se compone de una caja con dos compartimientos de madera separados y un total de 150 bloques cúbicos de madera de 2,5 cm de lado. Los compartimientos de la caja presentan una dimensión de 25,4 cm y deben ser separados por un tabique central de 15,2 cm de alto. La Figura 5.5 muestra la caja kit para realizar el ensayo de la prueba BBT.



Figura 5.5.- Kit de Prueba de Caja y Cubos (BBT).

### **5.5.1 Procedimiento de la Prueba BBT**

En un inicio todos los cubos se encuentran en uno de los dos lados de la caja. El objetivo de la prueba consiste en movilizar utilizando solo una mano (extremidad) la mayor cantidad de bloques desde un compartimiento al otro en el transcurso de 60 segundos. Las instrucciones de la prueba fueron estándar para todos los participantes, donde se les indica paso a paso el procedimiento de la prueba. Para efectos de entrenamiento, el paciente puede realizar una prueba durante 15 segundos, para luego dar a lugar a la prueba cronometrada. La prueba se puede realizar con la extremidad sana y con la extremidad que utiliza prótesis y los resultados pueden comprar la variación de rendimiento y determinar la destreza bruta. El ensayo puede utilizarse también para comprar entre diferentes manipuladores, cual permite entregar mayor facilidad en la manipulación de los cubos.



### **5.5.2 Resultados**

Para evaluar desempeño y capacidad de agarre de los manipuladores, se realizaron pruebas con el kit de Caja y Cubos como se observa en la Figura 5.6. Los ensayos fueron realizados sin sesiones de entrenamiento previo y realizando el control de apertura y cierre del manipulador mediante señales de electromiografía.

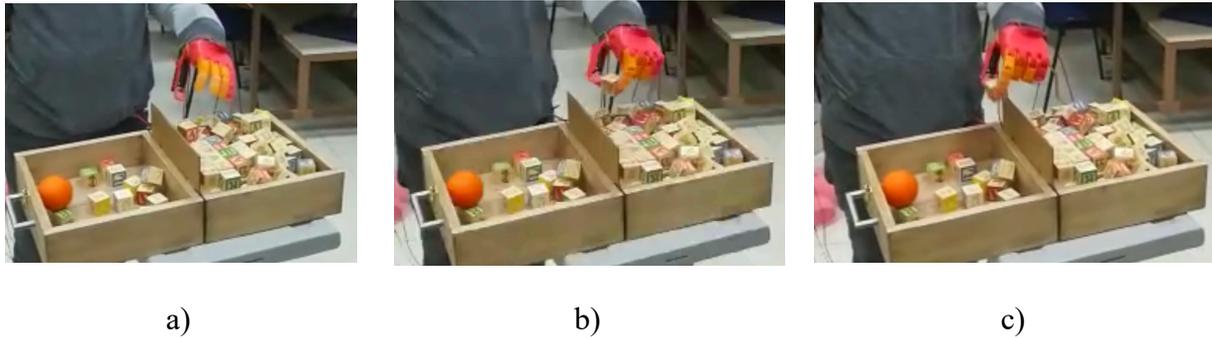


Figura 5.6.- Ejecución de "Prueba de Caja y Cubos". a) Proceso de agarre de cubo. b) Proceso de translación de cubo de un compartimiento a otro. c) Proceso de liberación de cubo en compartimiento de destino.

Pruebas realizadas con los manipuladores anatómico y pinza registraron una cantidad de 36 y 24 cubos respectivamente. Los manipuladores fueron sostenidos con mano dominante y con activación mediante señales de sEMG, sin sesiones de entrenamiento previo. Si bien estos resultados resultan prometedores para sesiones sin entrenamiento respecto a la curva normal de 60 a 75 cubos en 60 segundos, pruebas con pacientes amputados deben ser consideradas para analizar el comportamiento global del dispositivo.

Los resultados de pruebas realizadas a pacientes voluntarios que participaron de las pruebas se ilustran en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2.- Resultados de prueba BBT con voluntarios amputados.

Nº Paciente	Extremidad Sana	Extremidad Amputada
Paciente 1	62	---*
Paciente 2	57	9**
Paciente 3	68	---*
Paciente 4	65	14**

\* : Paciente no logro utilizar prótesis debido a problemas de ajuste y sujeción de soquete.

\*\* : Paciente utiliza manipulador, con dificultades de sujeción producto de movilidad

Los pacientes realizaron pruebas con su extremidad sana y además con su extremidad amputada utilizando el manipulador anatómico. Pacientes 1 y 3, no lograron sostener la prótesis en lugar con el ajuste del soquete. Pacientes 2 y 4, generaron un anclaje mecánico que permitió sostener la prótesis en muñón, sin embargo, aun presentaban dificultades en la manipulación. Con utilización de la prótesis en una sesión única sin entrenamiento previo, lograron desplazar 9 y 14 cubos respectivamente, lo que es comparable con resultados de 10 a 20 presentados en [ 31 ].

Si bien los resultados se muestran prometedores, desafíos en sistemas de anclaje y sujeción demuestran ser sustanciales para mejorar la movilidad y destreza de una prótesis electromecánica.

## **Capítulo 6.- DISEÑO E INTEGRACIÓN DE SENSORES CAPACITIVOS PARA SENSACIÓN TÁCTIL**

### **6.1 Necesidad de integración sensorial de presión en los manipuladores**

Para incrementar los niveles de destreza de las prótesis, no solo influyen los grados de libertad disponibles en el dispositivo y los rangos de movimiento que estos tienen, sino que también contar con sistemas adecuados de sensores de presión que permiten determinar el grado de sujeción e interacción entre objetos y los manipuladores es esencial. En los últimos años la robótica aplicada a las prótesis ha incrementado a una tasa acelerada. Aun cuando la cantidad de artículos científicos en relación a estudios y evaluación de nuevos dispositivos protésicos ha aumentado de forma considerable, los dispositivos que se encuentran comercialmente disponibles sufren de una amplia brecha con respecto al estado del arte y la investigación [ 32 ].

Combinando las prótesis que se encuentran descritas en investigación y las que se encuentran comercialmente disponibles, existen diversos dispositivos que cuentan de entre 2 a 12 grados de libertad. Las estrategias de control para las distintas prótesis es variada y difieren entre los autores, sin embargo, la mayoría de las estrategias utilizadas se clasifican en una de las siguientes categorías:

1. Electromiografía de superficie (sEMG) [ 33 ],
2. Electrodos Implantados directamente a los nervios.
3. Electroencefalografía (EEG), decodificación de intención de movimiento.

Independiente del nivel y estrategia de control, la mayoría de las prótesis electromecánicas sufren de la misma problemática. Las prótesis accionadas a través de motores eléctricos, carecen de información de retroalimentación de presión generada mediante la interacción de la mano y un objeto. De esta forma los usuarios deben guiarse exclusivamente por medio de la retroalimentación visual de la interacción [ 34 ]. En este contexto, las prótesis mecánicas presentan la ventaja de lograr transmitir la sensación de presión, dado que al ser controladas mediante cables tensores desde la articulación de codo u hombro, el cable logra transmitir la fuerza de apriete de la prótesis a la piel circundante a la articulación. En prótesis electromecánicas la fuerza es ejercida por los motores de la prótesis, por lo que la fuerza no es transmitida de forma natural al muñon. Los usuarios de prótesis, sostienen que la retroalimentación visual por si sola no es suficiente para alcanzar un nivel destreza de manipulación y sujeción constante. Por esta razón es que se han estudiado diversos mecanismos para transmitir y generar las sensaciones táctiles directamente sobre el muñon del miembro amputado.

Para utilizar mecanismos de transmisión sensorial, la prótesis debe en primer lugar ser capaz de medir la fuerza de interacción entre el manipulador y los objetos manipulados. En este capítulo se presenta un sistema de medición de presión incorporado a un manipulador robótico de mano, el cual se compone de sensores capacitivos embebidos en silicona flexible, dispuestos en una configuración de piel artificial. Este sistema de sensores presenta alta sensibilidad a las fuerzas de interacción, aun cuando estas sean de pequeña magnitud.

## 6.2 Sensores táctiles en sistemas de prótesis



Diversos investigadores de dispositivos protésicos se han focalizado en crear y diseñar sensores especializados para replicar la información de la sensación de presión táctil para ser utilizados en prótesis electromecánicas. Cuando estos tipos de sensores no solo miden variables de presión, sino que además fuerza, vibración, textura y temperatura entre otras variables y además intentan mantener una estética parecida a la piel, son denominados “piel electrónica”. Uno de estos desarrollos es reconocido como “e-dermis”, el cual se basa en dos capas de materiales piezo resistivos, separados por una capa de material textil, formando un sensor multicapa, que simula las capas de la epidermis y dermis de la piel humana. Como implementación, cada dedo de una prótesis fue revestido por 1.5 cm<sup>2</sup> de “e-dermis” [ 35 ] y sometido a pruebas de presión. Mediante rutinas de calibración con presiones que varían entre 0 y 300 kPa, fue reportado que las capas externas presentan mayor variación de resistencia que las capas internas, con lo cual se logra imitar la

respuesta natural de la piel. El principal objetivo de estudio de este reporte involucró determinar y clasificar presiones que pueden ser dañinas (basados en la morfología de los objetos). De esta forma agarrar objetos puntiagudos, es catalogado como doloroso e intentan generar sensaciones de reflejos del dolor. Si bien logran determinar umbrales de dolor y no dolor, este tipo de sistemas no presenta una resolución adecuada que permita utilizar sistemas de retroalimentación sensorial.

Otro desarrollo relevante en el área de sensores táctiles considera dedos instrumentados con sensores táctiles mediante impedancia [ 36 ]. Este desarrollo considera un dedo de prótesis, cuya lla del dedo presenta una cubierta de silicona. En su interior se encuentra un líquido y múltiples pares de electrodos. Al aplicar fuerzas externas a la cubierta de silicona, el fluido se comprime y varía la impedancia eléctrica entre pares de electrodos. Este sistema alcanza una alta resolución temporal y espacial. El sensor genera la información codificandola en frecuencias, cuya respuesta es de 5 a 15 Hz para rangos de presión entre 3 y 5 N y 45 Hz para rangos entre 5 y 15 N.

### **6.3 Beneficios de la incorporación de sistemas táctiles**

Presentar información táctil al usuario de una prótesis no solo le ayuda a mejorar el control sobre los objetos manipulados [ 37 ], sino que también es una función importante de la representación cortical del cuerpo y constituye una sensación esencial para el sentimiento de

pertenencia de la extremidad [ 38 ]. Diferentes estrategias han sido desarrolladas para regenerar la sensación táctil en dispositivo de prótesis electromecánicas. Algunas de ellas incorporan accionamientos mecánicos como “buzzers” o motores vibratorios [ 39 ], dada su facilidad para generar diferentes niveles de sensación que sean identificables por el usuario. Otras incorporan pistones mecánicos o mangas de presión [ 40 ] alrededor del muñon para transferir la sensación de presión del manipulador robótico directamente a la piel del muñon. Estas técnicas aprovechan las capacidades de aprendizaje y adaptación de los usuarios, dado que deben interpretar y aprender de nuevas sensaciones para relacionarlas con la fuerza de agarre de la prótesis. Si bien estas técnicas ayudan a mejorar el control sobre objetos sin retroalimentación visual directa, presentan la falencia de que la sensación generada en el muñon no es propagada a la ubicación anatómica real de la interacción dado que activan mecanorreceptores locales de la piel.



La estimulación eléctrica transcutánea y la estimulación de nervios aferentes prometen ser mejores y mas viables alternativas para regenerar la sensación táctil [ 41 ] manteniendo la sensación de comodidad [ 42 ]. Diversas investigaciones han demostrado que aplicar pequeñas intensidades de corriente sobre la piel y controlando parametros de estimulación tales como intensidad y frecuencia permiten generar sensaciones de vibración sobre los dedos de la mano [ 43 ]. La utilización de estimulación eléctrica permite la activación de nervios que inervaban la palma y dedos, con lo cual el cerebro los interpreta como provenientes del lugar anatómico al que

pertenecían. (la efectividad de estas sensaciones se ven afectadas directamente por el tiempo transcurrido entre la amputación y la estimulación).

Estos mecanismos de regeneración sensorial dependen fuertemente de que el sistema protésico cuente con sistemas de medición precisos y repetitivos. La necesidad de sistemas de sensores de alta sensibilidad son un requisito para el correcto funcionamiento y gradualidad sensorial.

Comunmente las características deseadas [ 44 ] para sistemas de sensores táctiles que puedan ser utilizados en prótesis electromecánicas son las siguientes:

- 1) Delgados (dimensión de alto).
- 2) Simplicidad de construcción.
- 3) Tamaño pequeño.
- 4) Baja Histeresis.
- 5) Robustez.
- 6) Operación como o en conjunto a guantes cosméticos.
- 7) Bajo “drift”.



## 6.4 Tipos de sensores táctiles

Existen diversas tecnologías de sensores comercialmente disponibles que pueden ser utilizadas para el desarrollo de sistemas táctiles de presión. Principalmente dependiendo de la tecnología en la cual están basados estos sensores, se pueden agrupar de acuerdo a la funcionalidad y se ilustran en la Figura 6.1. Los principales tipos de sensores utilizados corresponden a tecnologías basadas en materiales capacitivos, resistivos, piezo eléctricos o piezoresistivos. Los sensores en conjunto con circuitos de acondicionamiento funcionan como transductores, transformando señales mecánicas de presión en señales eléctricas de voltaje o corrientes proporcionales en magnitud entre la señal original y la resultante. [ 46 ].

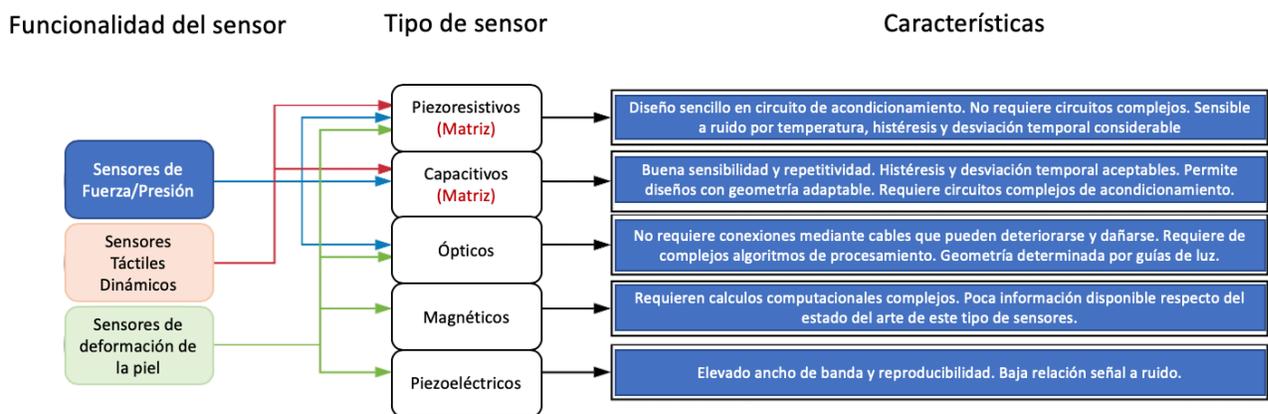


Figura 6.1.- Diagrama de tipos de sensores táctiles describiendo sus principales usos y formas de implementación [ 45 ].

A continuación se enumeran y describen los principales tipos de sensores

1. **Piezoeléctricos:** Este tipo de materiales generan una respuesta en voltaje ante la aplicación de una señal de presión. Aun cuando este tipo de sensores son energéticamente eficientes, producto de su respuesta inherente ante deformación, son susceptibles a interferencias eléctricas, generando una respuesta con un bajo nivel de relación señal a ruido (SNR). Aun cuando, con la implementación de circuitos de acondicionamiento amplifican la señal proporcional de voltaje mejorando su calidad de SNR, presentan problemas de repetitividad y no linealidad de la salida [ 46 ].



2. **Sensores de Fuerza Resistivos (FSR):** Comprenden el tipo de sensor más utilizado y disponible comercialmente en diferentes tamaños y formas. La principal desventaja de este tipo de sensores corresponde a la deformación permanente en el tiempo por acción de desgaste, lo cual genera cambios en su respuesta a través del tiempo frente a las mismas intensidades de señal de excitación. Adicionalmente generan pérdida de sensibilidad con el uso continuo, lo que requiere constantes calibraciones para determinar magnitudes de fuerza con exactitud [ 47 ], [ 48 ].

3. **Sensores Ópticos:** Este tipo de sensores utilizan guías de luz y miden la pérdida en la intensidad de luz que circula por la fibra a medida que esta se flecta, comprime o deforma. Se utilizan circuitos acondicionadores de fotoemisores en un extremo de la guía y fotodiodos en el otro extremo, permitiendo la medición de intensidad de luz que se propaga de un extremo al otro. Las fibras se encuentran embebidas en el cuerpo del sensor de presión y a medida que este sufre estiramiento y flexión, provoca difracción de la luz que viaja en la fibra provocando pérdida de intensidad la cual es relacionada y asociada a una medida de deformación (por presión o flexión) [ 49 ].



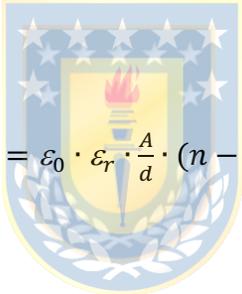
4. **Sensores Capacitivos:** Estos sensores basan su principio de operación al medir el cambio de capacidad en un capacitor. Los sensores capacitivos, se conforman de placas paralelas de material conductor separados por un material dieléctrico. Al aplicar presión sobre las caras de las placas conductoras, el material dielectrico se comprime y deforma, disminuyendo su espesor lo cual genera cambios en la capacidad efectiva del capacitor [ 46 ], [ 50 ]. Los pequeños cambios en la capacidad son medidos por circuitos de acondicionamiento, los cuales permiten la transducción de señales de presión con una alta sensibilidad [ 51 ].

## **6.5 Propuesta de un sensor capacitivo mediante PCB flexible y geometría especializada**

De los distintos tipos de sensores mencionados en la sección anterior, los de tipo capacitivo constituyen la opción seleccionada para desarrollar una nueva propuesta de sensor para aplicaciones en prótesis, debido a las prestaciones que ofrecen, destacando las características de repetitividad y sensibilidad. Además, que su topología de funcionamiento permite dimensionarlos y ajustarlos a diferentes tamaños y formas. Durante el desarrollo de sensores de geometría especializada para dispositivos protésicos y factor de forma pequeños, deben considerarse diversos aspectos con el fin de garantizar su compatibilidad con una amplia variedad de prótesis. En primer lugar, debe presentar requisitos de consume energético muy bajos a modo de preservar la duración de la batería. En segundo lugar, debe tener suficiente flexibilidad y adaptabilidad de forma, que pueda utilizarse en diferentes geometrías, curvaturas y formas. Adicionalmente, es ideal que pueda ser utilizado embebido o en conjunto con pieles de silicona, que no comprometan la capacidad de respuesta del sensor.

### 6.5.1 Estructura personalizada del sensor en PCB flexible

El sensor que en esta sección se describe, se basa en la fabricación de un sensor capacitivo mediante el uso de PCB flexible de doble capa de 0,18 mm [ 52 ]. Se utilizan dos tarjetas PCB de doble capa y se separan por un material dieléctrico, formando un capacitor multicapas [ 50 ]. Las capas internas conforman las placas de un capacitor mientras que las capas externas conforman placas de apantallamiento (shielding), evitando cambios de capacidad por contactos externos. El valor de la capacidad del sensor queda determinado por la Ecuación 7.1


$$C = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d} \cdot (n - 1) \quad (7.1)$$

Donde:

1.  $\varepsilon_0$  : Constante Dieléctrica (permitividad) del vacío.
2.  $\varepsilon_r$ : Constante Dieléctrica (permitividad) del material separador de placas.
3. A: Área de las placas conductoras.
4. d: Distancia entre placas paralelas.
5. n: Cantidad de placas paralelas.

El material dielectrico flexible utilizado corresponde a “EMFIT Electroactive Ferroelectret Film” cuyo espesor es de 80  $\mu\text{m}$ . Para efectos del capacitor la cantidad de placas que lo componen son solo dos, donde las dos capas adicionales externas actuan como apantallamiento, siendo excitadas con la misma señal positiva. De este modo, permite suprimir la acción de capacitancias parásitas externas.

Esta estructura multicapa flexible permite adherirse a la superficie de la yema de los dedos de la prótesis y ser revestido por una capa de caucho silicona. La aplicación de fuerzas sobre la superficie de los dedos deforman la silicona y generan presión sobre la estructura del capacitor. Esta presión genera compresión del material dieléctrico entre las placas conductoras variando así si la distancia entre las capas de “señal +” y “señal -” y por consecuencia la capacidad. De esta forma, el sensor permite relacionar valores nominales de capacidad respecto de valores de presión ejercidos sobre la estructura del dedo.

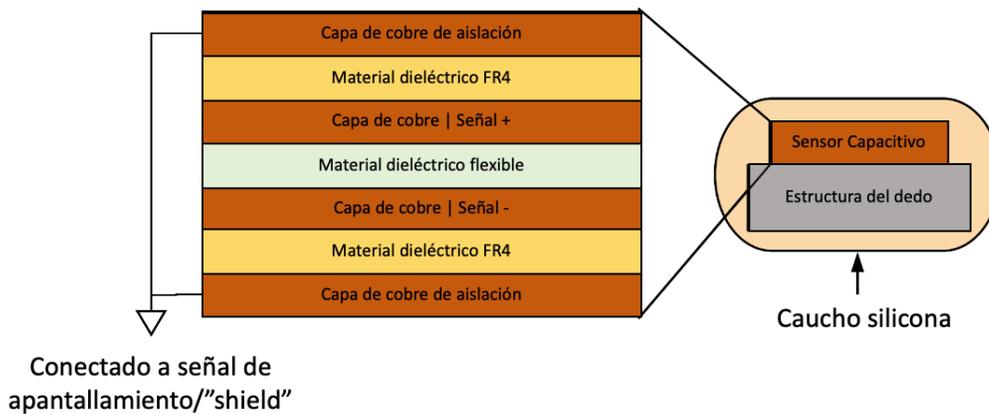


Figura 6.2.- Estructura del sensor capacitivo diseñado mediante dos PCB flexibles superpuestas y un material dieléctrico de separación.

En la Figura 6.2 se ilustra la estructura de las capas del sensor capacitivo. Las capas superiores e inferiores corresponden a las capas de apantallamiento aislando las capas internas que conforman el sensor de presión. Esta estructura es posicionada sobre la superficie del dedo de prótesis y es embebido en caucho silicona de dureza "Shore A 10" de acuerdo al estándar ASTM D2240. El revestimiento de caucho silicona permite proteger el sensor y además ayuda a distribuir la fuerza aplicada en el exterior sobre la superficie del sensor. En la Figura 6.3 se ilustran las dimensiones y formas de la estructura de sensor capacitivo, donde en su forma plegada la dimensión de alto corresponde a 23 mm y de ancho 10 mm. El espesor del sensor ensamblado corresponde a 0,41 mm. La superficie efectiva del sensor comprende un total de 1.8 cm<sup>2</sup>. El proceso de construcción del sensor y delimitación de las superficies de cobre en las caras de la PCB flexible es realizado utilizando el equipo de prototipado laser LPKF Protolaser S.

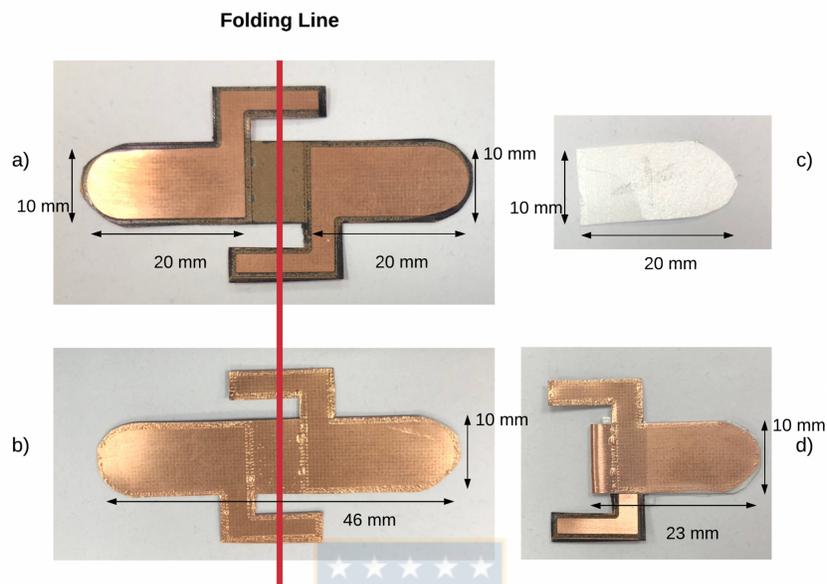


Figura 6.3.- Fabricación del sensor a través de una PCB flexible. La línea roja indica la región de doblado. a) Capas internas del sensor (placas de señal + y señal -). b) Capas externas del sensor, capas de apantallamiento. c) Material dielectrico EMFIT para la separación de capas internas d) Sensor doblado y ensamplado en forma final.

El sensor resultante presenta características de flexibilidad lo que permite ajustarse a superficies planas, cóncavas y convexas, siendo posible su utilización sobre diversas superficies de dispositivos prótesis, en especial aquellos que presentan geometrías y formas anatómicas. Para efectos de pruebas y validaciones de las mediciones del sensor, estas fueron posicionadas en los

dedos del manipulador antropomorfo desarrollado [ 29 ]. La estructura de los dedos, el montaje del sensor y el revestimiento de caucho silicona son ilustradas en la Figura 6.4

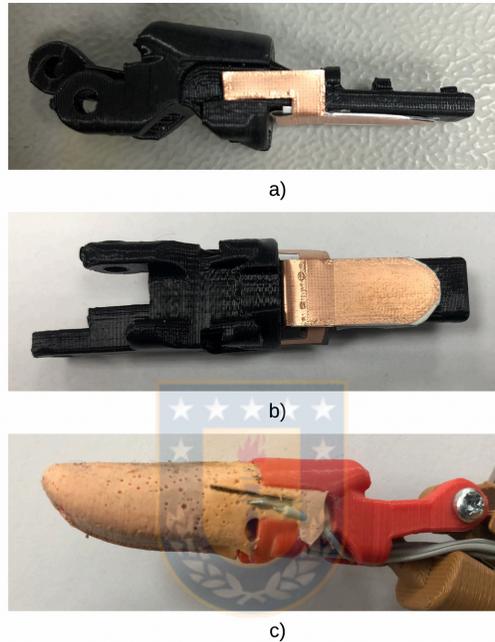


Figura 6.4.- Dedo protésico con sensor capacitivo embebido. a) Vista lateral de dedo, se aprecian las pistas de conexión de las distintas capas. b) Vista inferior del dedo, se aprecia el área efectiva del sensor. c) Sensor embebido en caucho silicona con forma anatómica.

## 6.5.2 Circuito de acondicionamiento, medición y esquema de conexión

El sensor capacitivo es implementado en conjunto con un circuito integrado que permite la medición de capacidad del sensor. Este integrado corresponde al FDC1004, el cual implementa 4 canales independientes con circuitos de conversor digital de capacidad. El circuito integrado permite la medición de hasta 4 sensores independientes con variaciones de hasta 30 pF dentro de un rango de 0 a 115 pF. El ajuste y calibración de los rangos de operación son configurados de forma digital. Las placas de apantallamiento permiten ser conectadas con un límite de 400 pF. La medición resultante es generada en 24 bits con una resolución de 0,5 fF. El esquema de conexión del circuito de medición capacitivo, se puede observar en la Figura 6.5. La tasa de muestreo y refresco que ofrece el FDC1004 es de 100 Hz, y permite la lectura digital a través del sistema de control de la prótesis mediante protocolo I<sup>2</sup>C. El consumo energético del sensor y del sistema de medición digital en su conjunto es muy bajo, alcanzando consumos de tan solo 750  $\mu$ A, permitiendo que sea ideal para sistemas operados por baterías.

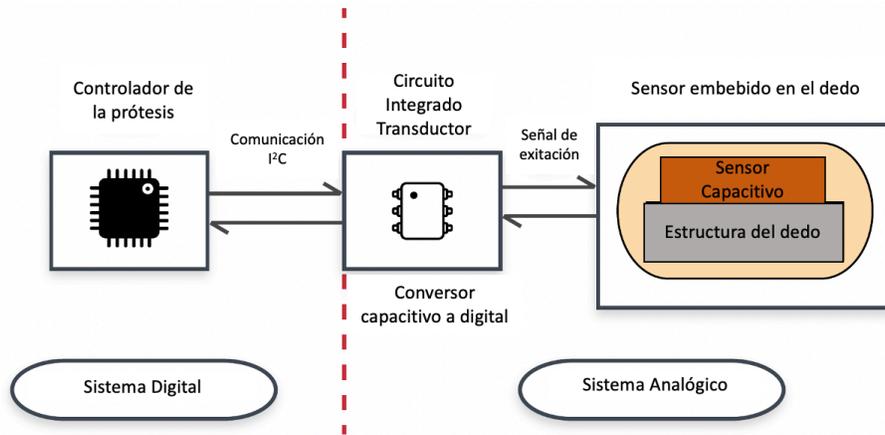


Figura 6.5.- Diagrama de conexión de circuito de acondicionamiento y medición de sensor capacitivo.



### 6.5.3 Caracterización del sensor y proceso de calibración

Para evaluar el desempeño del sensor y caracterizar sus especificaciones en sensibilidad y resolución, se llevaron a cabo rutinas de calibración y caracterización utilizando equipamiento certificado. La máquina utilizada fue la “ProLine table top Z005 Zwick/Roell”. Este equipo permite realizar pruebas de repetitividad, hysteresis y estabilidad de medición. La Figura 6.6 muestra el “set-up” utilizado para realizar las pruebas de caracterización y en la Figura 6.7 se ilustra un diagrama de las placas de medición y posicionamiento del sensor en el dedo dentro del revestimiento de caucho silicona.

El protocolo de pruebas desarrollado se dividió en las siguientes pruebas:

1. Prueba de rango de medición: El sensor fue sometido a fuerzas entre 5N a 100N (5,54 a 554 kPa sobre el área del sensor), en escalones de 5N con una duración de 15 segundos entre cada incremento. La transición entre cada nivel de fuerza aplicada se realizó a 5N/s.
2. Prueba de histéresis: En este ensayo el sensor fue sometido a pruebas cíclicas de compresión y descompresión en el rango de interés (5N a 100N). Se realizaron un total de 12 ciclos, a modo de caracterizar la relación de transición de carga y descarga del sensor.
3. Pruebas de resolución 1: Se realizaron ensayos con escalones de fuerza de 0,5N, con duración de 15 segundos por escalón.
4. Pruebas de resolución 2: Se realizaron ensayos con escalones de fuerza de 0,25N, con duración de 15 segundos por escalón.





Figura 6.6.- Banco de ensayos con equipo ProLine Table-top Z005 Zwick/Roell, dedo de prótesis con sensor capacitivo embebido en caucho silicona entre placas de ensayo de fuerza.

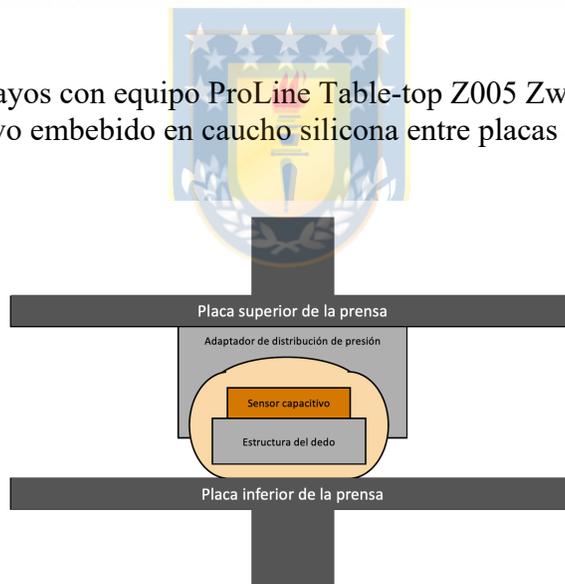


Figura 6.7.- Diagrama lateral de ensayo de fuerza utilizado para caracterización de sensor capacitivo.

Los procesos de caracterización 3 y 4, permiten probar la capacidad del sensor para discriminar pequeñas variaciones de fuerza. Estos ensayos con pasos de 0,5N y 0,25N, fueron repetidos 3 veces cada uno, para medir la capacidad de repetitividad del sensor.

Para todos los ensayos enumerados anteriormente, se registraron los datos del equipo de calibración en conjunto con los datos medidos por el sensor, para realizar los análisis de caracterización. Tal como se muestra en la Figura 6.7, un adaptador plástico rígido fue ubicado entre la placa de presión del equipo y la superficie de caucho silicona del dedo, a modo de distribuir la fuerza sobre la superficie del dedo. Este adaptador permite distribuir la fuerza aplicada por el equipo de medición de forma uniforme sobre la superficie del dedo, evitando zonas de presiones puntuales que puedan comprometer la integridad física de la silicona, en especial en los rangos altos de medición.



## **6.6 Resultados**

Los resultados de cada uno de los ensayos, fueron analizados y se generaron las siguientes gráficas de comportamiento y caracterización del sensor. En la gráfica de la Figura 6.8 se observa la relación de capacitancia entregada por el sensor para cada intervalo aplicado de fuerza sobre la superficie del sensor. Se observa que la respuesta tiene una tendencia lineal en el rango de 5N a 60N y compromete una respuesta logaritmica en el rango de 5N y 100N

(rango completo de las pruebas realizadas). La gráfica se compone de los resultados de 4 repeticiones del ensayo en el rango completo de prueba. Los valores máximos y mínimos encierran el área de máxima variación del sensor. La línea discontinua roja representa el valor medio para cada uno de los intervalos de fuerza aplicados. La variación de capacitancia  $\Delta C = C - C_0$ , alcanza un rango total de 11 pF dentro del rango de 5N a 100N. De la Figura 6.8 b) se observa que el sensor tiene la capacidad de discriminar pasos de 5N, donde la desviación estándar para cada conjunto de mediciones es acotada y pequeña menor o igual a 1pF para valores de fuerza menores a 60N y menor a 0.4 pF para fuerzas superiores a 60N.

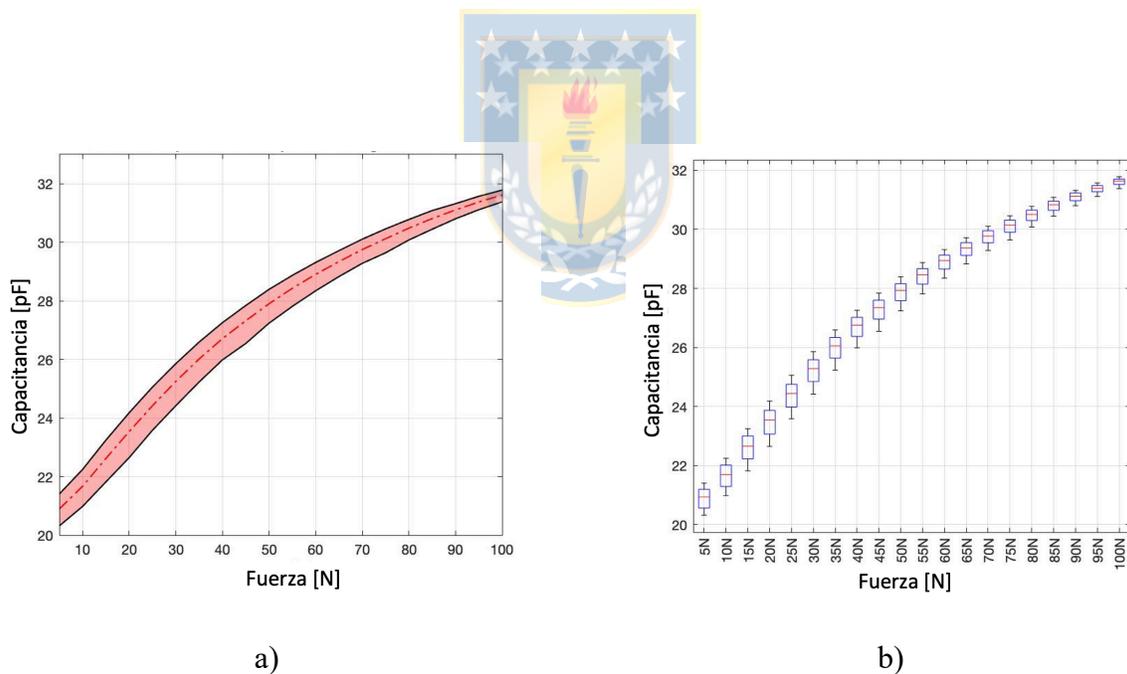


Figura 6.8.- Resultados de relación fuerza/capacitancia. a) Dispersión de valores de capacitancia para cada intervalo de fuerza aplicada, línea discontinua roja muestra valor promedio. b) Distribución y dispersión de valores por cada intervalo de fuerza.

Respecto de los ensayos de histéresis, se reportaron ciclos de compresión y descompresión en el rango de 5N a 100N. La Figura 6.9 representa la curva de histéresis generada de acuerdo a los datos de medición del sensor. La línea verde muestra la trayectoria para la fase de compresión, mientras que la línea de color rojo muestra la trayectoria para la fase de descompresion. Utilizando el método de cálculo de histéresis de líneas paralelas para ambas líneas en trayectoria ascendente y descendente, el sensor reporta un 8.8% de histeresis.

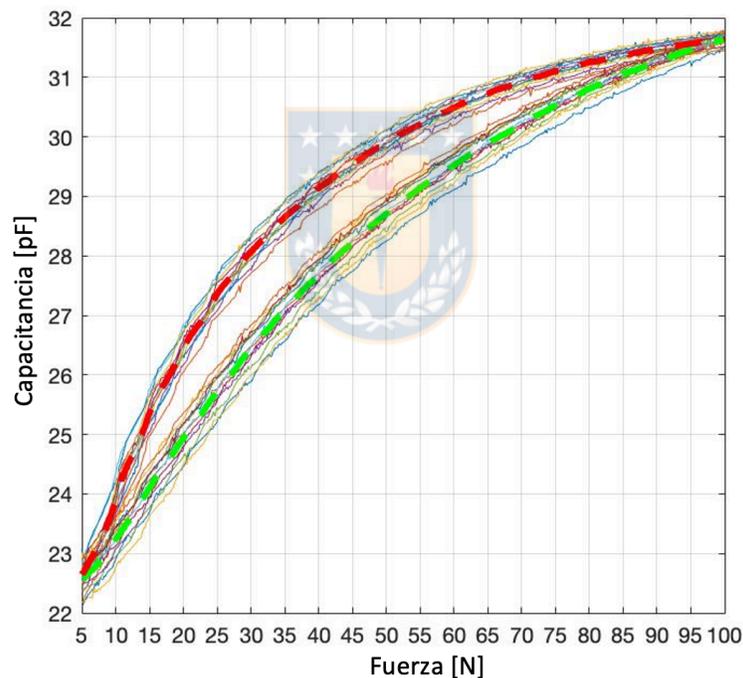


Figura 6.9.- Curva de histéresis de sensor capacitivo para ensayos de compresión (Verde) y descompresión (Rojo) en rango de 5N a 100N.

Finalmente el sensor fue sometido a pruebas de resolución, para determinar si la variación de capacitancia ante pequeñas variaciones de fuerza permite una discriminación adecuada. El sensor fue sometido a ensayos en un rango de fuerza entre 3N y 7,5N con pasos de 0,5N. Resultados de estos ensayos se representan en la Figura 6.10. Las líneas discontinuas rojas representan los valores promedios para 3 repeticiones del ensayo. Ante variaciones de fuerza en escalones de 0,5N la variación promedio de capacitancia fue de 0,065 pF.

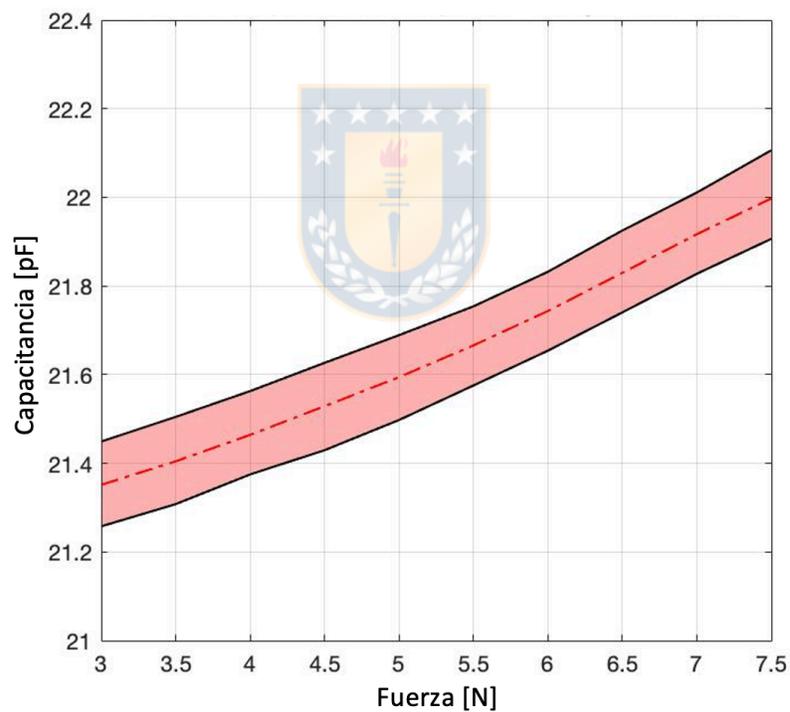


Figura 6.10.- Curvas de capacitancia vs fuerza para rango de 3N a 7,5N con pasos de 0,5N.

## 6.7 Conclusiones

El sensor capacitivo diseñado cumple con los puntos requeridos en la sección 6.3. El sensor resultante presenta un tamaño pequeño con un área de  $1,8 \text{ cm}^2$  efectivas de medición, las cuales pueden ser ubicadas en los dedos de la prótesis. El espesor del sensor es de solo  $0,41 \text{ mm}$  y contempla una estructura completamente flexible, la cual permite que el sensor pueda posicionarse en superficies planas y curvas. El sensor es compatible con procesos de incorporación en silicona, permitiendo su integración en pieles artificiales o guantes cosméticos.

La forma del sensor puede modificarse y diseñarse para ser adaptado a diferentes formas y tamaños, para ser utilizados con diversos tamaños y tipos de manipuladores.

El sensor implementado y caracterizado ofrece una respuesta con resolución de  $0,03 \text{ pF}$  por cada  $0,25 \text{ N}$  de fuerza, con buena estabilidad de respuesta temporal como se observa en la Figura 6.11. Los rangos absolutos de medición satisfacen los rangos normales de capacidad humana alcanzables en presión de dedos de la mano, por lo cual podría ser utilizado para detectar fuerzas en maniobras de manipulación de prótesis mioeléctricas.

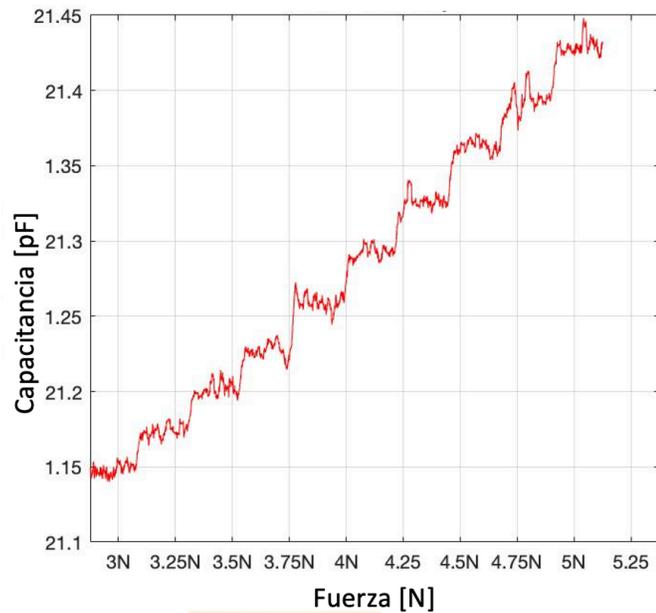


Figura 6.11.- Curva de respuesta y estabilidad temporal de sensor capacitivo ante estímulos en escalón de 0,25N durante 15 segundos.

La respuesta de sensibilidad, resolución y estabilidad del sensor propuesto, satisface los requerimientos necesarios para implementar sistemas de retroalimentación táctil, la Figura 6.12 muestra un diagrama de integración del sensor táctil en sistemas de retroalimentación y control de prótesis electromecánicas. El consumo energético del circuito sensor alcanza niveles de muy bajo consumo, logrando corrientes máximas de solo 750  $\mu\text{A}$  durante la operación.

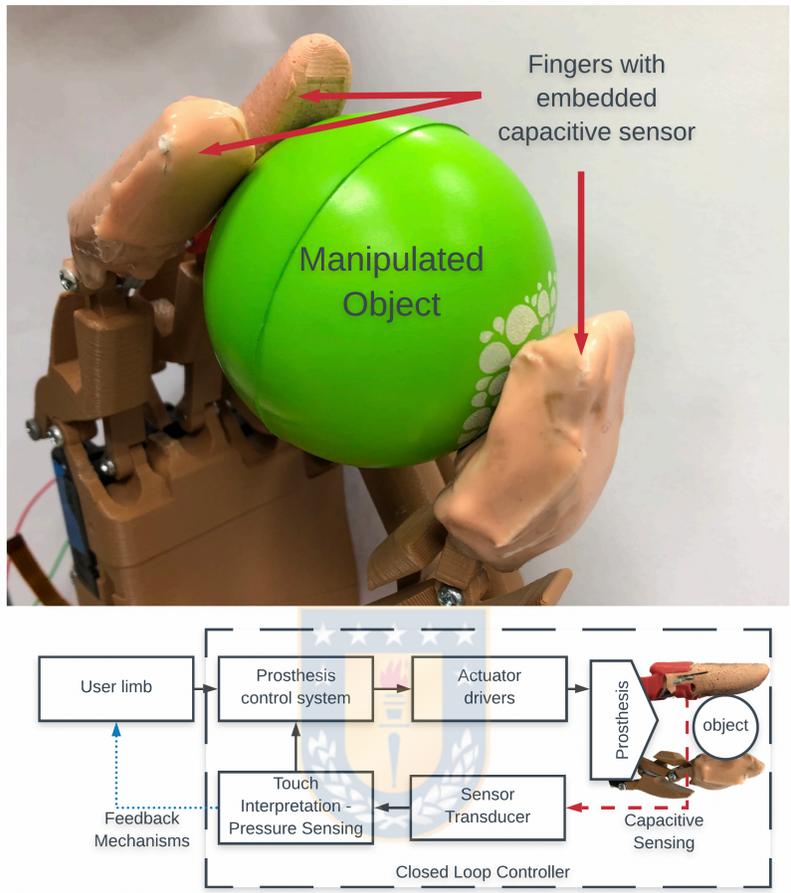


Figura 6.12.- Diagrama de lazo cerrado incorporando el sensor de presión capacitivo en el lazo de control de una prótesis.

## Capítulo 7.- CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

### 7.1 Conclusiones

De acuerdo con el trabajo realizado en el trabajo de tesis se demuestra la factibilidad de implementar sistemas de prótesis con manipuladores intercambiables energizados mediante enlaces inductivos resonantes. Se desarrolló un prototipo de prótesis mediante tecnología de impresión 3D consistente en un soquete protésico transradial adaptable mediante escáner 3D a la anatomía del muñón del paciente. Se desarrollaron conceptualmente 3 tipos de manipuladores robóticos para la prótesis mioeléctrica propuesta, de los cuales 2 de estos diseños fueron fabricados, instrumentados y analizados. El primero corresponde a un manipulador anatómico con 6 grados de libertad y el segundo a una pinza de precisión con un grado de libertad.

La electrónica desarrollada consideró el sistema de control del soquete, donde se incorporó el sistema de adquisición y procesamiento de señales fisiológicas de electromiografía, un sistema de control de energización inalámbrica mediante enlaces inductivos y sistemas de comunicación bluetooth para comunicación bidireccional entre soquete y manipulador.

El sistema de energización implementó sistemas de control de ajuste de frecuencia de resonancia y máxima ganancia de voltaje, a través del cual se logró un 69% máximo de eficiencia en los prototipos realizados. Esta eficiencia considera las pérdidas tanto en inversor, como en circuito de rectificación. Permite la energización de ambos tipos de manipuladores y mantiene la estabilidad de voltaje ante cambios de carga y condiciones de operación (cantidad de motores en movimiento). El sistema de comunicación entre los sistemas electrónicos del soquete y del manipulador utilizó enlaces de comunicación bluetooth, mediante el cual se identifica del tipo de manipulador y se monitorean los parámetros de energización. También permite ajustar los parámetros relacionados a el control de canales independientes de control a cada uno de los grados de libertad, así como valores de umbrales de activación de los canales de electromiografía, permitiendo configurar niveles personalizados de activación en función de la actividad muscular del usuario.



Las pruebas con voluntarios presentaron resultados prometedores en cuando a capacidad de control y manipulación de la prótesis mediante señales de electromiografía de superficie, capturadas desde el muñón de los voluntarios. Todos los pacientes fueron capaces de activar al menos un canal independiente de información, con el cual pueden controlar a voluntad la prótesis y diversos manipuladores en apertura y cierre, permitiendo la manipulación de objetos con manipuladores. Sin embargo, pruebas de fijación y sujeción de la prótesis en adaptación a los diferentes muñones no resultaron satisfactorias de acuerdo con lo esperado, donde pese a las

diferentes alternativas de liners y sistemas de fijación, no se logró una adherencia entre el soquete y el muñón que permita un movimiento solidario de la prótesis en movimientos de levantamiento. Resultados obtenidos con pacientes que lograron manipulación de prótesis, obtuvieron puntajes de 9 y 14 bloques en 60 segundos para la prueba de caja y cubos, lo que se compara de forma satisfactoria con otros resultados reportados en la literatura para prótesis mecánicas y electromecánicas.

Finalmente, se realizaron avances y desarrollos en sistemas de integración de sensores capacitivos para medir señales de presión en la manipulación de objetos. El sensor propuesto comprende una estructura flexible que se adapta a superficies planas, cóncavas y convexas. Adicionalmente puede ser embebido en materiales de silicona para generar guantes cosméticos en prótesis. El sensor permite medir presiones sobre un área de  $1,8 \text{ cm}^2$ , con una resolución de hasta  $0,25 \text{ N}$ . La comunicación se realiza mediante protocolo I<sup>2</sup>C y presenta un consumo ultra bajo de solo  $750 \text{ } \mu\text{A}$  lo que permite su utilización en sistemas energizados mediante baterías sin generar un impacto considerable en la autonomía del dispositivo.

## 7.2 Trabajo Futuro

Como trabajo futuro de la investigación y desarrollos propuestos en este trabajo se distinguen 3 líneas principales propensas a mejoras. En primer lugar, evaluar los impactos de cambios en sistemas de regulación de voltaje considerando incluir fuentes conmutadas (*switching*) para incrementar la eficiencia en la utilización de energía en el circuito secundario. En segundo lugar, realizar mejoras y considerar nuevas opciones en la fabricación y ajuste de la prótesis al muñón residual. Los mecanismos de sujeción de prótesis consideran un aspecto fundamental al momento de utilizar el dispositivo. Las diferencias anatómicas que se presentan de paciente en paciente, no solo debido a las diferencias corporales de los individuos, sino que también dada la naturaleza de la amputación, componen un desafío fundamental para desarrollar un sistema protésico que incremente las prestaciones al usuario. La generación de soquetes no solo considera las dificultades a la hora de la fijación mecánica de la prótesis, sino que también la incorporación de la electrónica de medición. Lo anterior, hace referencia a la incorporación de los distintos canales de medición de electromiografía de superficie, y el posicionamiento dentro del soquete de los elementos electrónicos y batería. La implementación de nuevas formas de sujeción por succión y la utilización de arneses en los casos en los cuales la anatomía lo permita requieren de nuevos desarrollos para poder facilitar la utilización y obtener los beneficios de estos nuevos sistemas electromecánicos. Finalmente, un tercer aspecto a considerar como potencial trabajo a desarrollar involucra realizar un proceso de reclutamiento y estudio clínico mas extenso y transversal, que considere procesos

de adaptación pre-protésica, ajustes de soquete y entrenamiento post-protésico considerando una utilización gradual por parte del paciente. El proceso de adaptación y aprendizaje en los sistemas de control presenta una ponderación fundamental en la evaluación de desempeño de sistemas protésicos.



## Bibliografía

- [ 1 ] Alpenfels, Ethel J. The anthropology and social significance of the human hand. *Artificial Limbs*, vol. 2, no 2, p. 4-21, 1955.
- [ 2 ] Sahu, Anamika et al. "Psychological effects of amputation: A review of studies from India." *Industrial psychiatry journal* vol. 25,1: 4-10. doi:10.4103/0972-6748.196041, 2016.
- [ 3 ] Bethge M, Von Groote P, Giustini A, Gutenbrunner C, The world report on disability: a challenge for rehabilitation medicine. *Am J Phys Med Rehabil*; 93: S4-11, 2014
- [ 4 ] Llorente, L., Soto, D., Reyes, S., & Zuñiga, J. "Impacto funcional y psicosocial del uso de prótesis de bajo costo en impresión 3D en amputado unilateral de antebrazo: estudio de un caso". *Rehabil. integral (Impr.)*, p. 16-21, 2019.
- [ 5 ] Eshraghi, A., Osman, N.A.A., Gholizadeh, H. et al. 100 top-cited scientific papers in limb prosthetics. *BioMed Eng OnLine* 12, 119, 2013. doi: 10.1186/1475-925X-12-119
- [ 6 ] A. Atasoy, E. Kaya, E. Toptas, S. Kuchimov, E. Kaplanoglu, and M. Ozkan, "24 DOF EMG controlled hybrid actuated prosthetic hand," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2016–Octob, pp. 5059–5062, 2016.
- [ 7 ] TDK, "Wireless power transfer technology from TDK for industrial equipment." [Online]. Available: <https://product.tdk.com/info/en/techlibrary/developing/wireless/index.html>. [Accessed: 16-Nov-2017].
- [ 8 ] S. Kikuchi, T. Sakata, E. Takahashi, and H. Kanno, "Development of wireless power transfer system for robot arm with rotary and linear movement," *IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics, AIM*, vol. 2016–Septe, pp. 1616–1621, 2016.

- [ 9 ] Zollo, L., Roccella, S., Guglielmelli, E., Carrozza, M. C., & Dario, P. "Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic and robotic applications." *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics* 12.4: 418-429, 2007.
- [ 10 ] M. Cheng, L. Jiang, N. Fenglei, S. Fan, Y. Liu, and H. Liu, "Design of a highly integrated underactuated finger towards prosthetic hand," *IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics, AIM*, pp. 1035–1040, 2017.
- [ 11 ] S. Davis, "Wireless power minimizes interconnection problems," *Power Electron. Technol.*, no. July, pp. 10–14, 2011.
- [ 12 ] S. Valtchev, E. Baikova, and L. Jorge, "Electromagnetic field as the wireless transporter of energy," *Facta Univ. - Ser. Electron. Energ.*, vol. 25, no. 3, pp. 171–181, 2012.
- [ 13 ] A. Abdolkhani, "Fundamentals of Inductively Coupled Wireless Power Transfer Systems," in *Wireless Power Transfer - Fundamentals and Technologies*, vol. DS 84, InTech, pp. 3–26, 2016.
- [ 14 ] R. Bhujade, R. Mujavar, P. Singh, B. Joshi, and R. Oruganti, "Modeling and analysis of coupled coils for Wireless Power Transfer," *Power Electron. Drives Energy Syst. (PEDES)*, 2016 IEEE Int. Conf., vol. 2, no. 1, pp. 1–6, 2016.
- [ 15 ] S. Raabe, G. a J. Elliott, G. a Covic, and J. T. Boys, "A quadrature pickup for inductive power transfer systems," *Ind. Electron. Appl. 2007. ICIEA 2007. 2nd IEEE Conf.*, pp. 68–73, 2007.
- [ 16 ] K. Knaisch, M. Springmann, and P. Gratzfeld, "Comparison of coil topologies for inductive power transfer under the influence of ferrite and aluminum," *2016 11th Int. Conf. Ecol. Veh. Renew. Energies, EVER 2016*, 2016.
- [ 17 ] F. Turki, M. Detweiler, and V. Reising, "Performance of wireless charging system based on quadrupole coil geometry with different resonance topology approaches," *IEEE PELS Work. Emerg. Technol. Wirel. Power, WoW 2016*, pp. 104–109, 2016.

- [ 18 ] R. Bosshard, U. Iruretagoyena, and J. W. Kolar, "Comprehensive Evaluation of Rectangular and Double-D Coil Geometry for 50 kW/85 kHz IPT System," *IEEE J. Emerg. Sel. Top. Power Electron.*, vol. 4, no. 4, pp. 1406–1415, 2016.
- [ 19 ] M. S. Carmeli, F. Castelli-Dezza, M. Mauri, and G. Foglia, "Contactless energy transmission system for electrical vehicles batteries charging," *5th Int. Conf. Clean Electr. Power Renew. Energy Resour. Impact, ICCEP 2015*, pp. 499–505, 2015.
- [ 20 ] A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, and J. Joannopoulos, "Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances," *Science (80-. )*, no. July, pp. 83–87, 2007.
- [ 21 ] D. S. Ricketts, M. J. Chabalko, and A. Hillenius, "Experimental demonstration of the equivalence of inductive and strongly coupled magnetic resonance wireless power transfer," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 102, no. 5, 2013.
- [ 22 ] Kim, J., Son, H. C., Kim, K. H., and Park, Y. J. "Efficiency Analysis of Magnetic Resonance Wireless Power Transfer with Intermediate Resonant Coil," *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 10, no. 1, pp. 389–392, 2011.
- [ 23 ] D. Huang, Y. Urzhumov, D. R. Smith, K. Hoo Teo, and J. Zhang, "Magnetic superlens-enhanced inductive coupling for wireless power transfer," *J. Appl. Phys.*, vol. 111, no. 6, 2012.
- [ 24 ] S. Nishimura et al., "Enhancing the inductive coupling and efficiency of wireless power transmission system by using metamaterials," pp. 121–125, 2014.
- [ 25 ] M. J. Chabalko, J. Besnoff, and D. S. Ricketts, "Magnetic Field Enhancement in Wireless Power with Metamaterials and Magnetic Resonant Couplers," *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 15, pp. 452–455, 2016.
- [ 26 ] A. P. Sample, D. A. Meyer, and J. R. Smith, "Analysis, experimental results, and range adaptation of magnetically coupled resonators for wireless power transfer," *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 58, no. 2, pp. 544–554, 2011.

[ 27 ] B. H. Waters, B. J. Mahoney, G. Lee, and J. R. Smith, "Optimal coil size ratios for wireless power transfer applications," Proc. - IEEE Int. Symp. Circuits Syst., vol. 1, no. 1, pp. 2045–2048, 2014.

[ 28 ] E. Germany, "Retroalimentación Táctil y Control Mioeléctrico para Prototipo de Mano Protésica", Tesis de magister en ciencias de la ingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción, 2015.

[ 29 ] Germany, Enrique I.; Pino, Esteban J.; Aqueveque, Pablo E. Myoelectric intuitive control and transcutaneous electrical stimulation of the forearm for vibrotactile sensation feedback applied to a 3D printed prosthetic hand. 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, p. 5046-5050, 2016.

[ 30 ] Geethanjali, P. Myoelectric control of prosthetic hands: State-of-the-art review. Medical devices (Auckland, NZ), 9, 247, 2016.

[ 31 ] Haverkate, Liz; Smit, Gerwin; Plettenburg, Dick H. Assessment of body-powered upper limb prostheses by able-bodied subjects, using the Box and Blocks Test and the Nine-Hole Peg Test. Prosthetics and orthotics international, vol. 40, no 1, p. 109-116, 2016.

[ 32 ] Farina, D., & Amsüss, S. Reflections on the present and future of upper limb prostheses. Expert review of medical devices, 13(4), 321- 324, 2016.

[ 33 ] Oskoei, M. A., & Hu, H. Support vector machine-based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb. IEEE transactions on biomedical engineering, 55(8), 1956-1965, 2008.

[ 34 ] Hernandez-Arieta, A., Dermitzakis, K., Damian, D., Lungarella, M., & Pfeifer, R. Sensory-motor coupling in rehabilitation robotics. In Service robot applications. IntechOpen, 2018.

[ 35 ] Osborn, L., Dragomir, A., Betthausen, J., Hunt, C., Nguyen, H., Kaliki, R. and Thakor, N. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain. *Science Robotics*, 3(19), p. eaat3818, 2018.

[ 36 ] N. Wettels, V. Santos, R. Johansson and G. Loeb, "Biomimetic Tactile Sensor Array", *Advanced Robotics*, vol. 22, no. 8, pp. 829-849, 2008.

[ 37 ] Aman, M., Sporer, M. E., Gstoettner, C., Prahm, C., Hofer, C., Mayr, W., and Aszmann, O. C. Bionic hand as artificial organ: Current status and future perspectives. *Artificial organs*, 43(2), 109-118, 2019.

[ 38 ] Botvinick, M., & Cohen, J. Rubber hands 'feel' touch that eyes see. *Nature*, 391(6669), 756, 1998.

[ 39 ] Pylatiuk, C., Mounier, S., Kargov, A., Schulz, S. A. S. S., and Bretthauer, G. Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis. In *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Vol. 2, pp. 4260- 4263)*. IEEE, 2004.

[ 40 ] Patterson, P. E., and Katz, J.A. Design and evaluation of a sensory feedback system that provides grasping pressure in a myoelectric hand. *J Rehabil Res Dev*, 29(1), 1-8, 1992.

[ 41 ] Kim, S. S., Sripati, A. P., Vogelstein, R. J., Armiger, R. S., Russell, A. F., and Bensmaia, S. J. Conveying tactile feedback in sensorized hand neuroprostheses using a biofidelic model of mechanotransduction. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 3(6), 398-404, 2009.

[ 42 ] Kuhn, A., Keller, T., Lawrence, M., & Morari, M. The influence of electrode size on selectivity and comfort in transcutaneous electrical stimulation of the forearm. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, 18(3), 255-262, 2010.

[ 43 ] Kaczmarek, K. A., & Haase, S. J. Pattern identification and perceived stimulus quality as a function of stimulation waveform on a fingertip-scanned electrotactile display. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, 11(1), 9-16, 2003.

- [ 44 ] Chappell, P. H. Making sense of artificial hands. *Journal of medical engineering & technology*, 35(1), 1-18, 2011.
- [ 45 ] Cutkosky M., Howe R. D., Provancher W. R., "Force and Tactile Sensors," *Springer Handbook of Robotics*, pp 455-476,2007.
- [ 46 ] Razak, A., Hadi, A., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, 12(7), 9884-9912, 2012.
- [ 47 ] Crago, P. E., Chizeck, H. J., Neuman, M. R., & Hambrecht, F. T. Sensors for use with functional neuromuscular stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (2), 256-268, 1986.
- [ 48 ] Rueterbories, J., Spaich, E. G., Larsen, B., & Andersen, O. K. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical engineering & physics*, 32(6), 545-552, 2010.
- [ 49 ] Zhao, H., O'Brien, K., Li, S., & Shepherd, R. F. Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides. *Science Robotics*, 1(1), eaai7529, 2016.
- [ 50 ] R. Pallás Areny, *Sensores y Acondicionadores de Señal*, 4a Edición ed., Barcelona: Marcombo, pp. 173-260, 2004.
- [ 51 ] Ramón Pallás Areny. *Sensors and Signal Conditioning*. 2th ed. pp.207-274, 2001.
- [ 52 ] P. Aqueveque, R. Osorio, F. Pastene, F. Saavedra, E. Pino, "Capacitive Sensors Array for Plantar Pressure Measurement Insole fabricated with Flexible PCB"; 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Honolulu, HI, pp. 4393-4396, 2018.

# Anexo A

## CONSENTIMIENTO INFORMADO PRUEBA SISTEMA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA

---

He sido invitado(a) a participar del proyecto, enmarcado en el contexto del Proyecto SmartGrip código 17PRAE-76038, cuyo responsable es el Ingeniero Biomédico Enrique Germany Morrison. Este proyecto tiene como objetivo desarrollar y evaluar un sistema de prótesis mioeléctrica de bajo costo para su aplicación en rehabilitación.

Por este motivo, se requiere mi participación a través de la interacción con el dispositivo, para que los investigadores realicen mediciones generales relacionadas con el movimiento humano. Sólo deberé probar movimientos con la prótesis, que sean indicados por los investigadores, como apertura y cierre de la mano robótica, alcance y manipulación de objetos. Durante este procedimiento se tomarán algunas fotografías y videos para documentar el funcionamiento del prototipo.

Los investigadores se comprometen a que los datos obtenidos de mi participación serán confidenciales, que sólo accederá a ella el equipo de investigación y que ésta en ningún caso será analizada individualmente, pues a este estudio sólo le interesan las características generales del dispositivo para poder realizar mejoras posteriores. También se me ha garantizado que el estudio no implica exponerme a situaciones que atenten en contra de mi bienestar físico o mental, y que si en algún momento siento que el proceso me incomoda puedo solicitar que se detenga inmediatamente la recolección de datos.

Estoy al tanto de que la participación que se me solicita es voluntaria y que puedo negarme a participar o retirarme en cualquier etapa de la investigación, sin necesidad de dar explicaciones. Los investigadores me han informado que el prototipo de prótesis no es un dispositivo comercial en la etapa actual del proyecto y que la información recibida por mi participación, permitirá a los investigadores retroalimentar y mejorar el desarrollo del prototipo. De igual forma, sé que no recibiré pago por participar, pero que sí tengo derecho a recibir un resumen ejecutivo de los resultados generales de la investigación si así lo solicito. Por último, he sido informado que, de necesitarlo, puedo pedir mayor información del estudio al investigador principal, **Enrique Germany Morrison**, escribiéndole a su correo *egermanym@gmail.com*, o por medio del correo electrónico del proyecto, *contacto@smartgrip.cl*.

A partir de los antecedentes antes mencionados acepto voluntariamente participar en este estudio.

Firma del participante: \_\_\_\_\_ Fecha: \_\_\_\_\_

- Usted se quedará con una copia de este consentimiento como garantía de las condiciones de su participación.

*Si desea recibir un resumen ejecutivo de los resultados del estudio una vez que éste se encuentre terminado, indique su dirección de correo electrónico, o, si no posee una, indique su dirección de correo postal:*

Correo electrónico: \_\_\_\_\_

Correo postal: \_\_\_\_\_

## Anexo B

### FICHA DE EVALUACIÓN

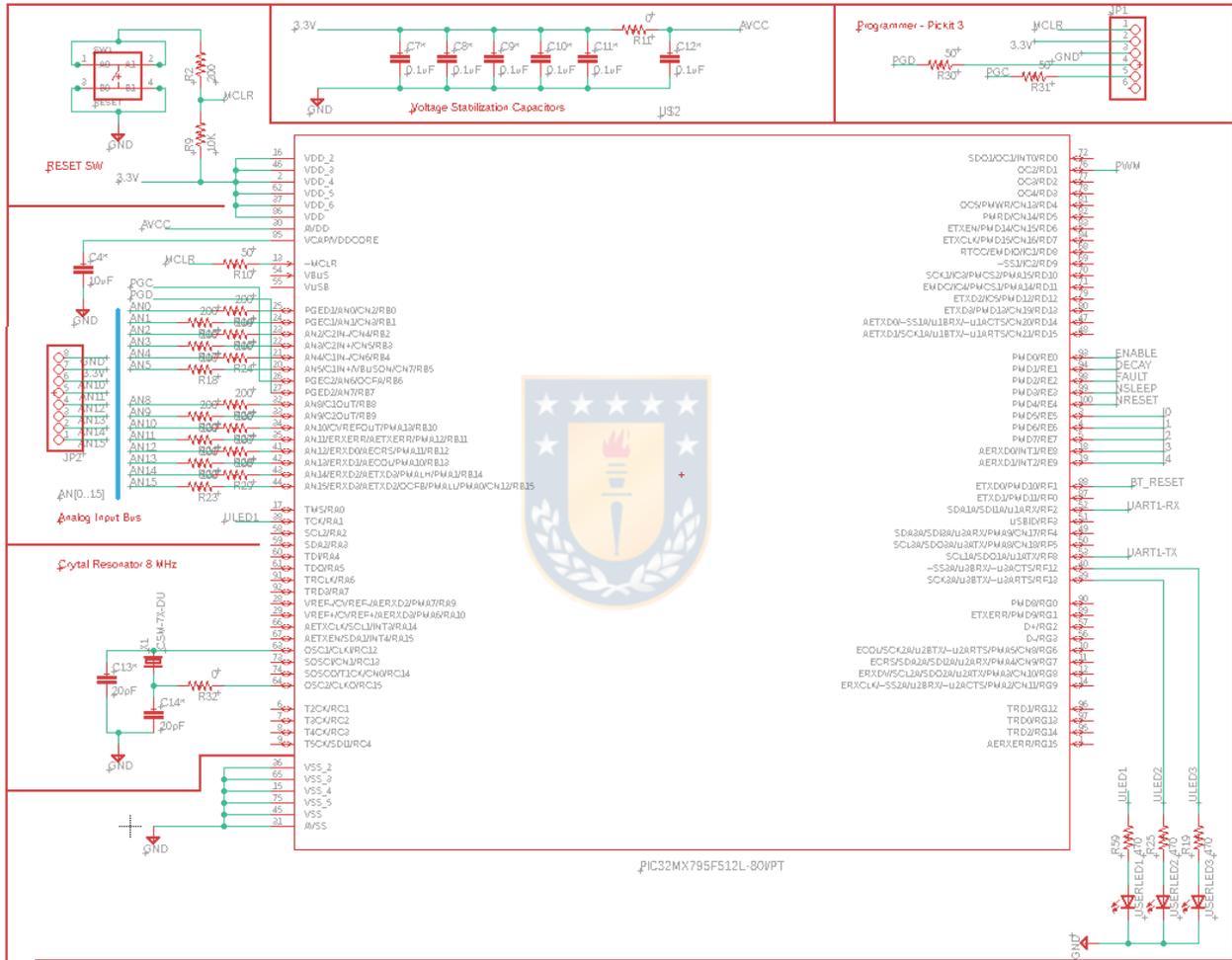
<b>ANTECEDENTES PERSONALES</b>			
NOMBRE:			
EDAD:	FONO:	CORREO:	
<b>ANTECEDENTES MÓRBIDOS</b>			
HTA	OB	TABACO	OTROS
DM	DLP	OH	
<b>ANTECEDENTES QUIRÚRGICOS</b>			
<b>ESTADO DEL MUÑÓN</b>			
CICATRIZ			
ESTADO PIEL			
SENSIBILIDAD			
FUERZA MUSCULAR			

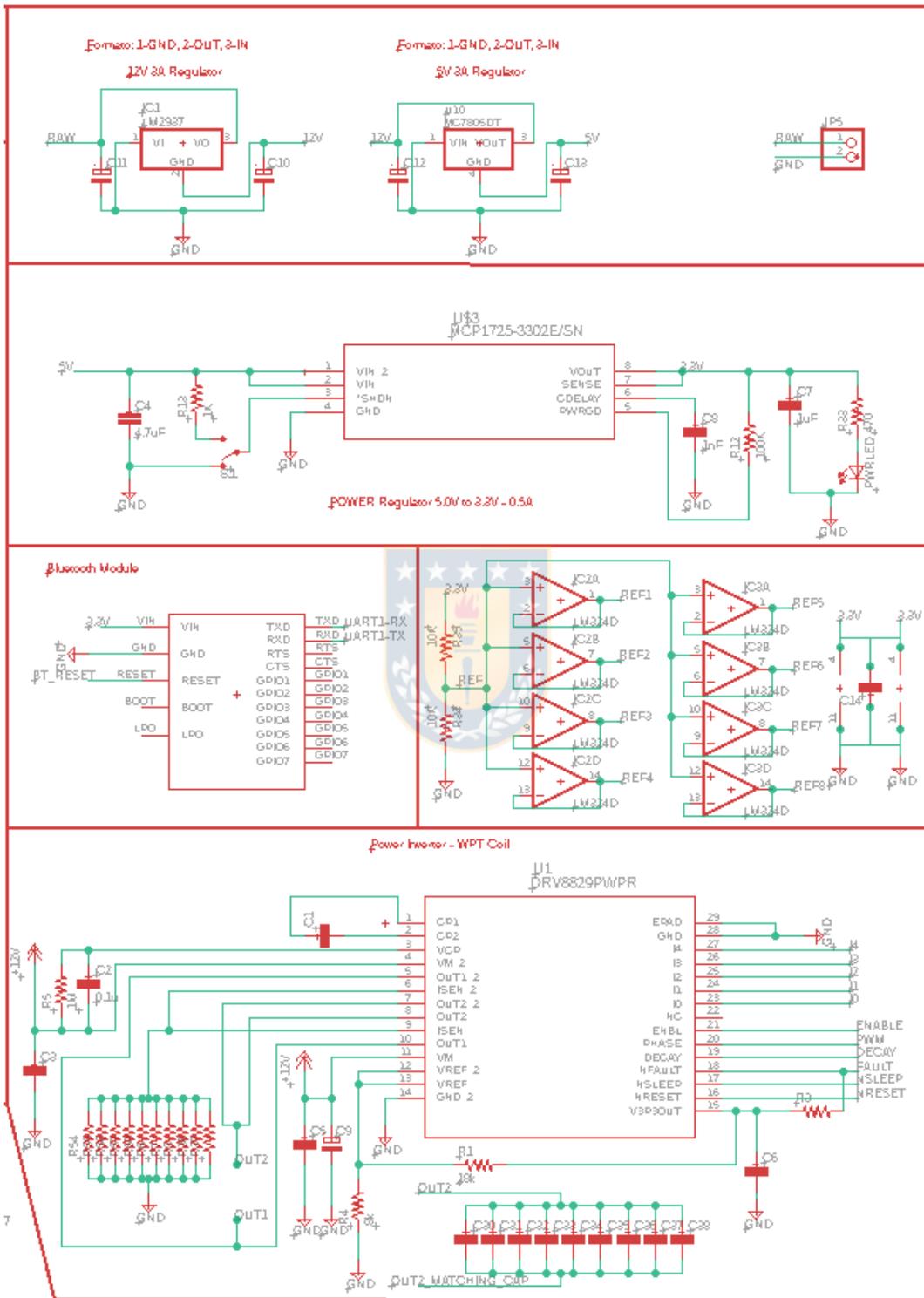


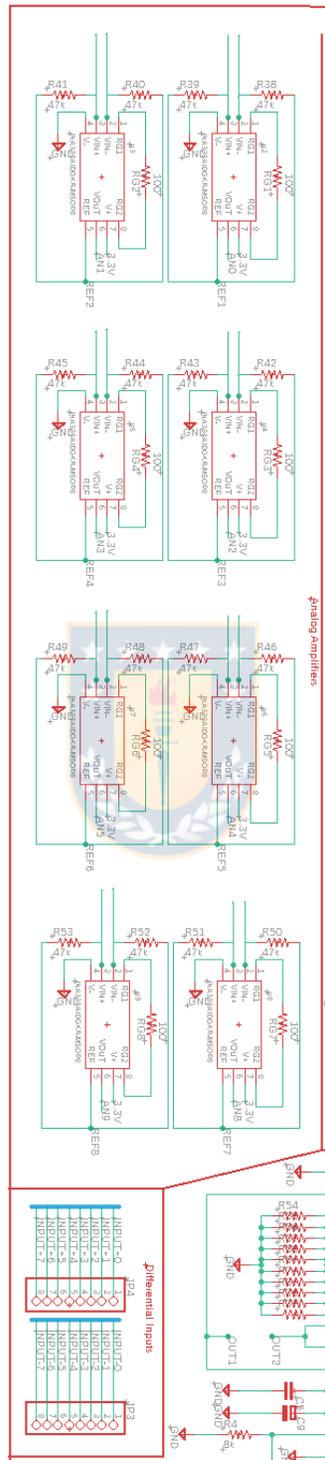



# Anexo C

Esquemáticos de electrónica de soquete:







# Esquemáticos de electrónica de Manipulador:

