



Facultad de Ingeniería
Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Tesis:

**Diseño e implementación de un dispositivo de estiramiento cutáneo
orientado a prótesis mioeléctricas transradiales que proporcione
información propioceptiva**

Emir Alonso Trujillo Trujillo

para optar el Título Profesional de Ingeniero Mecatrónico

Asesor: Kevin José Acuña Condori

Lima – Perú

Octubre, 2022

Diseño e implementación de un dispositivo de estiramiento cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas transradiales que proporcione información propioceptiva

INFORME DE ORIGINALIDAD

14%

INDICE DE SIMILITUD

13%

FUENTES DE INTERNET

6%

PUBLICACIONES

7%

TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	repositorio.utp.edu.pe Fuente de Internet	1%
2	hdl.handle.net Fuente de Internet	1%
3	iris.unige.it Fuente de Internet	1%
4	repositorio.utec.edu.pe Fuente de Internet	1%
5	research-information.bris.ac.uk Fuente de Internet	<1%
6	cybertesis.uni.edu.pe Fuente de Internet	<1%
7	www.coursehero.com Fuente de Internet	<1%
8	Hyeongdo Cha, Sion An, Seoyoung Choi, Seungun Yang, SangHyun Park, Sukho Park. "Study on Intention Recognition and Sensory	<1%

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres y hermanos, por haber estado presentes en cada una de las etapas de mi vida y por haber depositado su confianza en mí; asimismo, se lo dedico a mis familiares, quienes siempre me brindaron la motivación necesaria para alcanzar mis objetivos.

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, agradezco a mi familia por haber sido partícipes de mi formación personal y haberme apoyado constantemente. De igual forma, agradezco el apoyo de mis amigos y colegas de la universidad por su orientación constante para el desarrollo del presente trabajo de investigación. Finalmente, agradezco la colaboración de quienes formaron parte de la evaluación del dispositivo háptico expuesto.

RESUMEN

La búsqueda de la mejor estrategia y/o mecanismo para transmitir la información sensorial a usuarios de prótesis mioeléctricas es un tema de interés por parte de la comunidad científica debido a que las mismas son rechazadas por la ineficiencia o nulidad de dispositivos hápticos. Así pues, siendo la propiocepción parte de la retroalimentación sensorial perdida, el presente trabajo de investigación tiene como objetivo el diseño e implementación de un dispositivo háptico de estiramiento cutáneo longitudinal orientado a prótesis mioeléctricas transradiales que proporcione información propioceptiva.

El diseño mecánico propuesto se desarrolla considerando la norma alemana VDI 2206 y una evaluación técnico-económica basada en la norma VDI 2225. Asimismo, se evalúa la relación a establecerse entre el actuador y el sensor de flexión para evitar el “efecto de aumento”. Más aún, se realiza la evaluación de dos diferentes métodos de fijación a la piel (neopreno y cinta adhesiva de doble cara) a través de dos encuestas cuantitativas subjetivas en base al experimento de la caja de espejo.

En cuanto a los resultados con respecto al diseño mecánico, se establece la confiabilidad del mismo dados los parámetros mecánicos obtenidos tras el análisis de elementos finitos. Por otro lado, se establece el empleo del mapeo lineal para relacionar el sensor y el actuador del dispositivo al permitir la distribución correcta de los datos. Finalmente, los resultados de la evaluación del método de fijación a la piel revelan que no existen diferencias estadísticamente significativas al proporcionar información propioceptiva ($p =$

0.213); análogamente, se destaca la viabilidad de la espuma de neopreno como método de fijación.

En síntesis, el diseño planteado puede reducir el rechazo de las prótesis mioeléctricas a través del método de modalidad emparejada expuesto y, dado el diseño planteado, el empleo de la espuma de neopreno se presenta como una solución más viable dada su naturaleza no adhesiva.

INDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTO	iii
RESUMEN.....	iv
INDICE DE CONTENIDO	vi
INDICE DE FIGURAS.....	x
INDICE DE TABLAS	xiii
INTRODUCCION.....	xv
CAPÍTULO 1:.....	17
ASPECTOS GENERALES.....	17
1.1. Definición del Problema.....	17
1.1.1. Descripción del Problema	17
1.1.2. Objetivo general	19
1.1.3. Objetivos específicos.....	19
1.2. Hipótesis.....	20
1.3. Alcances y limitaciones.....	20
1.3.1. Alcances.....	20
1.3.2. Limitaciones	20
1.4. Justificación	20
1.5. Estudios de viabilidad	21
1.5.1. Viabilidad económica.....	21
1.5.2. Viabilidad técnica.....	21
CAPITULO 2.....	22

MARCO TEÓRICO	22
2.1. Antecedentes.....	22
2.1.1. Antecedentes internacionales	22
2.1.2. Antecedentes nacionales	29
2.2. Tecnologías/técnicas de sustento.....	31
2.2.1. Retroalimentación sensorial.....	31
2.2.1.1. Sentido táctil.....	31
2.2.1.2. Sentido Cinestésico.....	32
2.2.2. Amputación.....	32
2.2.2.1. Dolor de mano fantasma	33
2.2.2.2. Mapa de mano fantasma.....	33
2.2.3. Interfaz háptica	34
2.2.3.1. Método de sustitución.....	36
2.2.3.2. Modalidad emparejada	36
2.2.3.3. Somatotópicamente emparejado	36
2.2.4. Transmisiones de movimiento por ruedas dentadas	37
2.2.4.1. Principales relaciones geométricas	40
CAPITULO 3.....	44
3.1. Metodología de la investigación	44
3.1.1. Matriz de consistencia.....	44
3.1.2. Tipo de investigación	44
3.1.3. Recolección de información	45
3.1.3.1 Instrumentos de investigación	45

3.1.3.2. Unidad de estudio.....	46
3.1.3.3. Método de recolección	46
3.2. Desarrollo del proyecto.....	48
3.2.1. Diseño conceptual	49
3.2.1.1. Requerimientos del sistema	49
3.2.1.2. Estructura de funciones.....	51
3.2.2. Diseño de la solución.....	54
3.2.2.1. Matriz morfológica	54
3.2.2.2. Conceptos de solución	56
3.2.2.3. Evaluación de la solución	61
3.2.2.4. Diseño mecánico.....	64
3.2.2.5 Desarrollo electrónico.....	73
3.2.3. Implementación del proyecto	79
3.2.3.1. Impresión de la estructura en 3D.....	79
3.2.3.2. Impresión de la tarjeta electrónica	79
3.2.3.3. Desarrollo del algoritmo.....	81
3.2.4. Recolección de información	86
3.2.4.1. Evaluación de los métodos de fijación a la piel.....	86
CAPITULO 4.....	90
RESULTADOS	90
4.1. Resultados del análisis estructural	90
4.2. Resultados de la implementación del mapeo lineal	92
4.3. Resultados del análisis del método de fijación a la piel	93

4.4. Discusión.....	97
CONCLUSIONES	99
RECOMENDACIONES.....	101
BIBLIOGRAFÍAS	102
ANEXOS.....	106

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Mecanorreceptores en la piel humana.	32
Figura 2: Ejemplo de un mapa de mano fantasma.	34
Figura 3: Ejemplos de retroalimentación invasiva y no invasiva.	35
Figura 4: Engranajes rectos.	38
Figura 5: Engranaje piñón-cremallera.	38
Figura 6: Engranajes helicoidales.	39
Figura 7: Engranajes cónicos de dientes rectos.	39
Figura 8: Engranaje de tornillo sinfín.	40
Figura 9: Acción entre dientes durante el acoplamiento.	41
Figura 10: Nomenclatura de los dientes de engrane recto.	42
Figura 11: Procedimientos genéricos para el diseño de sistemas mecatrónicos.	48
Figura 12: Estructura de trabajo.	49
Figura 13: Entradas y salidas del dispositivo háptico.	52
Figura 14: Estructura de funciones del dispositivo.	53
Figura 15: Primer concepto de solución.	58
Figura 16: Segundo concepto de solución.	59
Figura 17: Tercer concepto de solución.	60
Figura 18: Diagrama de evaluación técnico-económico.	63
Figura 19: Modelo analógico de la piel ante la aplicación de tensiones.	67
Figura 20: Estiramiento de la piel en la dirección paralela y perpendicular al eje del antebrazo.	68
Figura 21: Representación de fuerzas en el dispositivo háptico.	69
Figura 22: Circuito electrónico del regulador de voltaje LM7805.	74
Figura 23: Circuito electrónico del dispositivo háptico.	78
Figura 24: Dispositivo háptico (vista isométrica).	79

Figura 25: Diseño de la placa de circuito impreso del dispositivo háptico (Capa superior).	80
Figura 26: Diseño de la placa de circuito impreso del dispositivo háptico (Capa inferior). 80	
Figura 27: (a) Mapeo lineal y (b) mapeo logarítmico que relaciona la posición medida del motor SoftHand Pro (qS_{meas}) y la posición de referencia para el dispositivo HapPro (qH_{ref}).....	81
Figura 28: Diagrama de caja de los valores de qS_{meas} , obtenidos a través de los agarres de diferentes esferas.	82
Figura 29: Diagrama de caja para valores analógicos del sensor Flex grabados durante el agarre de diferentes esferas.	83
Figura 30: Esferas de tecnopor de diferentes diámetros: 99 mm, 74 mm, 64 mm, 49 mm, 36 mm, 29 mm y 17 mm (Descritos de derecha a izquierda).	84
Figura 31: Diagrama de flujo del algoritmo del dispositivo háptico.	86
Figura 32: Métodos de fijación: (a) Espuma de neopreno y (b) cinta adhesiva de doble cara.	87
Figura 33: Evaluación de los métodos de fijación a la piel mediante el experimento de la caja de espejo.....	88
Figura 34: Dispositivo háptico de estiramiento cutáneo longitudinal.....	89
Figura 35. Implementación del mapeo lineal.	92
Figura 36: Datos estadísticos de los encuestados.	94
Figura 37: Comparación gráfica de los promedios obtenidos en las encuestas cuantitativas subjetivas.....	96
Figura 38: Plano mecánico del piñón.	115
Figura 39: Plano mecánico del tactor N°2.	116
Figura 40: Plano mecánico del tactor N°1.	117
Figura 41: Plano mecánico de la base superior.	118
Figura 42: Plano mecánico de la base inferior.	119

Figura 43: Esfuerzos de Von Mises en la base del dispositivo.	120
Figura 44. Desplazamientos en la base del dispositivo.	120
Figura 45: Factores de seguridad en la base del dispositivo.	121
Figura 46: Esfuerzos de Von Mises en el piñón.	121
Figura 47: Desplazamientos en el piñón.	122
Figura 48: Factores de seguridad en el piñón.	122
Figura 49: Esfuerzos de Von Mises en la cremallera.	123
Figura 50: Desplazamientos en la cremallera.	123
Figura 51: Factores de seguridad en la cremallera.	124

INDICE DE TABLAS

Tabla 1: Métodos de retroalimentación sensorial.	35
Tabla 2: Evaluación cuantitativa subjetiva propuesta.	45
Tabla 3: Tabla de requerimientos del sistema.	50
Tabla 4: Matriz morfológica del dispositivo háptico.	55
Tabla 5: Pesos relativos de los criterios técnicos y económicos.	61
Tabla 6: Escala de Likert para la evaluación de los conceptos de solución.	61
Tabla 7: Evaluación técnica de las soluciones.	62
Tabla 8: Evaluación económica de las soluciones.	63
Tabla 9: Valores tentativos según los módulos estandarizados.	66
Tabla 10: Sistema de dientes del dispositivo háptico.	66
Tabla 11: Características de servomotores tentativos presentes en el mercado nacional.	70
Tabla 12: Medidas antropométricas del perímetro del antebrazo.	72
Tabla 13: Comparación de características eléctricas en reguladores de voltaje.	73
Tabla 14. Características técnicas de las baterías de tipo Lipo.	75
Tabla 15. Comparación de las características técnicas de los controladores.	76
Tabla 16: Escala de Likert para la evaluación cuantitativa subjetiva.	88
Tabla 17: Resultados del análisis estructural del dispositivo háptico.	91
Tabla 18: Resultados de la encuesta cuantitativa subjetiva (Test 1) en base a la escala de Likert de 7 puntos.	94
Tabla 19: Resultados de la encuesta cuantitativa subjetiva (Test 2) en base a la escala de Likert de 7 puntos.	95
Tabla 20: Prueba t-student para las muestras emparejadas.	96
Tabla 21: Número mínimo de dientes del piñón por efecto de interferencia.	107
Tabla 22: Módulos normalizados.	108

Tabla 23: Proporciones de los dientes de engranajes cilíndricos de dientes rectos, helicoidales y bi – helicoidales.	109
Tabla 24: Matriz de consistencia del trabajo de investigación.	111

INTRODUCCION

En la actualidad, el desarrollo de diversos dispositivos para mejorar la calidad de vida de las personas se ha incrementado debido a la aparición de nuevas tecnologías y diversas aportaciones por parte de la comunidad científica. En ese sentido, han surgido soluciones innovadoras con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas, especialmente de quienes han sufrido la amputación de sus extremidades, para los cuales, la investigación de diferentes mecanismos y/o estrategias resultan imprescindibles; ya sea para recuperar en cierta medida la capacidad motora y/o la retroalimentación sensorial perdida ante la inexistencia de la extremidad. En efecto, conviene subrayar que la pérdida de la extremidad superior tiene un impacto negativo en la vida diaria de las personas ya que impide en gran medida la realización de las tareas cotidianas. En consecuencia, para suplir tal problemática, diversos investigadores han desarrollado prótesis mioeléctricas con el fin de reemplazar en cierta medida las funciones motoras perdidas; sin embargo, ante la inexistencia de la retroalimentación sensorial de manera óptima o la ineficacia de la misma, tales prótesis tienden a ser rechazadas por los usuarios. En ese sentido, como problemática principal, surge la necesidad del desarrollo de un dispositivo háptico que proporcione tal retroalimentación.

Ante lo expuesto, el presente trabajo de investigación tiene como objetivo el de diseñar e implementar el mecanismo y/o estrategia óptima para proporcionar retroalimentación

propioceptiva orientado a usuarios de prótesis mioeléctricas transradiales, permitiendo así su aceptación y disminuyendo a su vez el rechazo de las mismas, teniendo en consideración la norma alemana VDI 2206 para la realización de proyectos mecatrónicos, la evaluación técnico-económica basada en la norma VDI 2225 y la evaluación del método de fijación a la piel para tal propósito.

CAPÍTULO 1:

ASPECTOS GENERALES

1.1. Definición del Problema

1.1.1. Descripción del Problema

La pérdida de alguna extremidad del cuerpo humano tiene como consecuencia la pérdida de información sensorial y motora de la misma [1] repercutiendo negativamente en la calidad de vida del afectado [2]. En consecuencia, existe un impacto de manera personal y social en la vida de los mismos, especialmente cuando se pierde la mano o el brazo [3]. Como resultado, se busca su reemplazo mediante las prótesis, sin embargo cumplir el objetivo es complicado debido a la gran complejidad de la mano humana [4], [5].

En cuanto a los EE.UU, hay más de 1.6 millones de personas que han sufrido de la amputación de miembros superiores y que estarían buscando sustituir la funcionalidad de la mano, siendo la falta de sensibilidad, el tema principal de diseño en las prótesis desarrolladas [6]. A su vez, en [7] se menciona que, según estadísticas dadas por el Instituto Nacional de Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”, ubicado en Perú, el 21.9 % de los pacientes amputados atendidos presentan amputación del miembro superior.

Cabe mencionar que, quienes sufren la pérdida del miembro superior se ven afectados tanto psicológicamente como en el desarrollo de tareas, las cuales se hacen más complejas [5]. A causa de la pérdida del mismo, no sólo se pierde la funcionalidad sino también la retroalimentación sensorial, tema que está recibiendo el énfasis que merece ya que es uno de los factores por el que usuarios de prótesis mioeléctricas tienden a rechazar su uso ya sea por la inexistencia de un sistema de retroalimentación sensorial o uno ineficiente, siendo indispensable la retroalimentación visual, la cual provoca fatiga muscular [8], [9].

En efecto, un estudio longitudinal reciente, publicado en el 2020, indica que la tasa de rechazo es del 18%, siendo uno de los principales factores el sentido reducido de la encarnación (sensación de propiedad, auto-ubicación y agencia existente entre el cuerpo y los humanos), el cual se puede mejorar a través de la retroalimentación háptica [10]. Asimismo, trabajos anteriores mencionan que la información háptica brindada de manera longitudinal a la extremidad del usuario resulta en una mayor efectividad en la discriminación de objetos, proporcionando información cinestésica [3], [11], [12].

En ese sentido, en [11], el dispositivo Stretch-Pro 2M OD se evaluó con mayor efectividad según la evaluación cuantitativa subjetiva, obteniendo un mayor puntaje con respecto a la discriminación de objetos que el dispositivo desarrollado en [3], aunque siendo menos eficiente en tamaño y consumo de energía al emplear dos motorreductores. Más aún, el dispositivo en mención no considera sensores para la lectura del movimiento de la prótesis ni la evaluación del método de fijación a la piel.

Con lo mencionado anteriormente, se deduce que el uso de recursos innecesarios para realizar el estiramiento cutáneo longitudinal resulta en un menor tiempo de uso, mayor consumo de energía y en un tamaño

innecesario del dispositivo; además, la no consideración de sensores para la lectura del movimiento de la prótesis resulta en una menor portabilidad; asimismo, se hace imprescindible la evaluación del método de fijación a la piel más eficaz. Por ende, con el fin de fortalecer el sentido de encarnación dados los requerimientos mencionados, el presente trabajo de investigación presenta el diseño de un dispositivo háptico considerando la mejor estrategia y/o mecanismo para realizar la estimulación de estiramiento-peluzco al proporcionar información propioceptiva teniendo como inspiración a los trabajos realizados en [3], [4], [11], [13], [14].

1.1.2. Objetivo general

Diseñar e implementar un dispositivo háptico de estiramiento cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas transradiales que proporcione información propioceptiva.

1.1.3. Objetivos específicos

- Diseñar el hardware para realizar el movimiento de estiramiento-peluzco cutáneo empleando la norma VDI 2206 y la norma VDI 2225.
- Desarrollar e implementar la electrónica para accionar el actuador considerado en el diseño del hardware a través de la selección de componentes.
- Implementar el algoritmo que relacione el sensor externo, el cual brinda información de la apertura y cierre de la mano de la prótesis, y el actuador con el fin de evitar el “efecto de aumento” mediante el análisis de la distribución de los datos.
- Dimensionar el sistema de energía para un consumo eficiente del dispositivo háptico a través de la selección de componentes.

- Establecer la evaluación de los métodos de fijación a la piel para determinar la viabilidad de los mismos a través del experimento de la caja de espejo.

1.2. Hipótesis

Se puede diseñar e implementar un dispositivo háptico de estiramiento cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas transradiales que proporcione información propioceptiva.

1.3. Alcances y limitaciones

1.3.1. Alcances

El dispositivo háptico proporcionará retroalimentación propioceptiva de la apertura y cierre de la mano de la prótesis mioeléctrica.

El diseño del dispositivo háptico se realizará en base al tamaño promedio de la extremidad superior de personas adultas de entre 36 ± 16 años.

1.3.2. Limitaciones

No se evaluará la eficiencia del dispositivo por parte de un usuario de prótesis mioeléctrica en el desarrollo de tareas.

No se evaluará el error de orientación promedio ni la reducción de la demanda visual constante por parte de un usuario al emplear el dispositivo háptico.

No se determinará el mejor método de fijación a la piel, sino que se buscará esclarecer el panorama con respecto a los mismos al proporcionar información propioceptiva mediante el experimento de la caja de espejo.

1.4. Justificación

El uso de un espacio considerable para transmitir información propioceptiva resulta en una mayor dificultad con respecto a su uso por parte de usuarios de prótesis [11]. De ahí que, en [5], se menciona la necesidad de un dispositivo háptico orientado a interacciones sociales a ser portátil, cómodo y discreto.

Cabe destacar que, la falta de retroalimentación háptica resulta en un abandono de las prótesis [10] y al desarrollarlo se debe considerar su portabilidad y uso en la vida diaria. De esta manera, en [11] se realiza un mejor diseño del dispositivo háptico realizado en [3], con el fin de brindar información en una menor área del miembro superior del usuario.

A consecuencia de lo antes mencionado, en el presente trabajo de investigación se hace necesario un diseño liviano y portátil al desarrollar un dispositivo háptico orientado a prótesis mioeléctricas que brinde información propioceptiva, proporcionando retroalimentación sensorial, lo que conlleva a una mayor aceptación de la prótesis mioeléctrica por parte de los usuarios con amputación del miembro superior; asimismo, el desarrollo del dispositivo aportará también al alivio del dolor de mano fantasma, el cual es experimentado en el 60 – 80% de los casos [13].

1.5. Estudios de viabilidad

1.5.1. Viabilidad económica

Teniendo en cuenta la viabilidad económica, se considera que el trabajo de investigación es viable con respecto a ese punto debido a la no consideración de la prótesis mioeléctrica para la validación del mismo además del costo relativamente bajo de los actuadores, sensores y materiales a emplear.

1.5.2. Viabilidad técnica

El dispositivo se puede desarrollar debido a la tecnología existente para el desarrollo del diseño a realizar además de los dispositivos eléctricos y técnicas de estimulación estudiadas en diferentes investigaciones [3], [11], [13], [15] que permitirían una mayor portabilidad del sistema, proporcionado así información propioceptiva.

CAPITULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes

En este apartado, se redactan soluciones similares al trabajo de investigación presentado, teniendo en cuenta la información aportada por los mismos con el fin de lograr el objetivo propuesto.

2.1.1. Antecedentes internacionales

Colella *et al.* [11] presenta el diseño de dos dispositivos hápticos de estimulación cutánea longitudinal: el Stretch Pro 1M y el Stretch Pro 2M, con el objetivo de restaurar de manera eficaz la información propioceptiva perdida (apertura y cierre de la mano) en personas con amputación del miembro superior o en teleoperadores de robots. Como consecuencia, se hace la comparación de los dispositivos teniendo en cuenta 3 modalidades de estiramiento cutáneo: el Stretch Pro 1M, el Stretch Pro 2M SP y el Stretch Pro 2M OD, en tareas de discriminación de objetos. En efecto, en el ensayo realizado se discriminó el tamaño de 4 esferas presentadas en pares a los sujetos del experimento, quienes debían determinar cuál era más grande. Como resultado, se evidenció que la precisión promedio de discriminación fue de 89.5%, 93% y 87% en usuarios sin discapacidad y una precisión promedio de 90%, 80% y 85% en un usuario de prótesis para las tres modalidades previamente mencionadas respectivamente (estiramiento unidireccional con

un rodillo, estiramiento unidireccional con dos rodillos y estiramiento de pellizco con dos rodillos). Es preciso señalar que, para relacionar la prótesis de mano y el dispositivo háptico, se estableció un mapeo logarítmico entre la información proporcionada por el codificador del motor de la prótesis y el movimiento del Stretch Pro. Asimismo, se realizó una evaluación cuantitativa subjetiva a los participantes del experimento, relacionada a la usabilidad, intuición, comodidad, rendimiento y condiciones experimentales. Finalmente, los autores concluyeron que las modalidades presentadas restauran de manera eficaz la información propioceptiva (con una precisión promedio de discriminación aceptable en comparación a otras soluciones de última generación) en donde la estimulación de estiramiento-pellizco con el dispositivo Stretch Pro 2M se mostró más efectiva según la evaluación cuantitativa subjetiva realizada.

En definitiva, cabe resaltar la necesidad de sensores externos para evaluar el movimiento de apertura y cierre de la prótesis de mano con la intención de añadir mayor flexibilidad al dispositivo; así también se destaca el empleo de la capa de silicona como método de fijación, sin embargo al requerir de un molde para su fabricación, su uso no sería conveniente.

En cuanto a Rossi *et al.* [3], con el fin de restaurar y transmitir información propioceptiva a usuarios de prótesis mioeléctricas de manera no invasiva, desarrollan el HapPro, cuya función es brindar información sobre la apertura y cierre de una prótesis de mano (SoftHand Pro) a través del movimiento de una rueda en dirección longitudinal a la extremidad superior. De ahí que, se realizaron dos tareas para evaluar la discriminación del tamaño de objetos, en donde una de las tareas consistió en 4 esferas de diferente tamaño presentadas en pares a 5 sujetos sanos, quienes debían determinar cuál era

más grande. Como resultado, la precisión promedio alcanzada en la tarea mencionada fue de un 76.7%, en donde además, se realizó un cuestionario dirigido a los participantes del experimento para evaluar la comodidad, usabilidad, el desempeño percibido, las condiciones experimentales y el nivel de participación de los sujetos. Por último, los autores concluyeron que el dispositivo puede ser una solución viable para restaurar y transmitir información propioceptiva debido a los buenos niveles de precisión presentados en los experimentos y a los resultados positivos de la encuesta. De modo similar al anterior antecedente, se resalta que la información proporcionada de manera longitudinal a la extremidad del usuario conlleva a buenos resultados, así como el mapeo logarítmico que relaciona el movimiento de la prótesis y el desplazamiento de la rueda. No obstante, el espacio considerable que necesita la rueda para desplazarse es una desventaja debido a que le resta la portabilidad que requiere el diseño, así como la no utilización de sensores externos que evalúen la apertura y cierre de la prótesis.

Por lo que se refiere al trabajo de investigación realizado por Huang *et al.* [16], se busca reducir la carga cognitiva y mejorar la tasa de reconocimiento ante la identificación de estímulos mediante un sistema de retroalimentación sensorial multimodal no invasivo (vibrotáctil y mecanotáctil) para amputados del miembro superior, proponiendo así el empleo de sensores de presión dispuestos en los dedos, cuya información se envía inalámbricamente a una matriz multimodal (5 actuadores relacionados a cada dedo de la mano) dispuesta en el muñón del mismo. En efecto, el dispositivo de retroalimentación sensorial multimodal consta de dos servomotores que mueven un vibrador cilíndrico de masa giratoria excéntrica hacia la piel, en

dirección ortogonal, los cuales están dispuestos en una carcasa impresa en 3D. De ahí que los autores realizaron experimentos que incluyeron a 3 participantes, 1 de los cuales no tenía un mapa de mano fantasma (sensaciones perdidas de la extremidad amputada dispuesta usualmente en el muñón), con el fin de evaluar la localización y la discriminación de la intensidad de estímulos táctiles. Conviene subrayar que la primera fase del experimento trató de un entrenamiento para la adaptación de los usuarios ante las estimulaciones, mientras que la segunda fase se dividió en tres sub-experimentos que involucraban las pruebas de localización, discriminación y combinada (localización y discriminación), empleándose en éstas la modalidad mecanotáctil y multimodal. Como resultado, los sujetos debían responder rápidamente ante las estimulaciones según convenga. En definitiva, los autores concluyeron que la modalidad multimodal demostró mejorar el rendimiento promedio levemente y permitió la reducción de la carga mental, a pesar de que para dos de los sujetos (entre ellos el que no poseía mapa fantasma), el rendimiento se degradó en ciertas tareas.

En síntesis, se destaca la eficacia de la modalidad multimodal y la reducción de la carga mental al emplearla. No obstante, el no tener experiencia previa con el dispositivo háptico y no tener un mapa intuitivo podría ser un problema para una correcta diferenciación de localización y discriminación de la intensidad del estímulo en ciertas ocasiones.

Acerca del diseño propuesto por Simons *et al.* [13], con el fin de transmitir la información táctil, fuerza y ubicación de la presión de los dedos de una prótesis de mano, a un usuario con amputación, se propone el guante B:Ionic. De ahí que este dispositivo contiene un brazalete que está formado por 5 actuadores SMA, los cuales se contraen al recibir una tensión eléctrica en sus

extremos, produciendo así una estimulación de estiramiento-pellicco. En efecto, los actuadores se encuentran relacionados a almohadillas de presión, las cuales pueden ser ubicadas en los dedos de una prótesis de mano, conectados a su vez a tubos de silicona que contienen un fluido conductor iónico que interactúa con un controlador electrofluido basado en el Soft Matter Computer. Como resultado, en la prueba realizada a 20 sujetos sanos, en donde se evaluó la discriminación de la estimulación dada por la activación de las almohadillas de presión, correspondientes a su respectivos actuadores, se obtuvo un 81% de respuestas correctas. Además, la prueba de concepto realizada, que consistió en la colocación de dos almohadillas en una pinza de dos dedos para sujetar un cubo de Rubik, la cual evidenció el correcto funcionamiento del dispositivo, lo validó de manera preliminar. Finalmente, los autores concluyen que el dispositivo es capaz de transmitir diferentes fuerzas y ubicaciones de presión desde las almohadillas ubicadas en los dedos de la prótesis hacia la piel del usuario, teniendo así el potencial de ser utilizado como un dispositivo háptico para amputados de miembros superiores.

En síntesis, se resalta la portabilidad de la solución a pesar de que, para activar nuevamente el actuador SMA y recupere su estado inicial, debe pasar un tiempo mínimo de 5 segundos.

Por otra parte, el estudio realizado por Battaglia *et al.* [4] presenta el Rice Haptic Rocker con el objetivo de proporcionar información propioceptiva sobre la apertura y cierre de una prótesis mioeléctrica (Pisa/IIT SoftHand) a través del estiramiento cutáneo en una sola dirección y de manera perpendicular al eje del brazo. Dicho de otra manera, en la configuración, el servomotor se encuentra relacionado al codificador de la prótesis de mano, produciéndose la estimulación ante el movimiento del actuador, el cual a su vez posee un

balancín que contacta la piel a través de la espuma de neopreno (método de fijación). De ahí que se realizan una serie de tareas de las cuales conviene subrayar la fase de pruebas, la cual consiste en presentar 10 pares de esferas de diferente tamaño a los encuestados, con la finalidad de que los mismos las discriminen según su tamaño, una con respecto a la otra, y así medir la efectividad de la información propioceptiva percibida; cabe indicar que en la fase de pruebas, 9 de los participantes hicieron uso del dispositivo háptico (condición de RH), mientras que los 9 restantes no lo emplearon (condición de NRH). Por último, los datos se organizan en una matriz de confusión; asimismo, a través de una encuesta cuantitativa subjetiva de 18 preguntas, se evalúa la configuración experimental, el rendimiento percibido, condiciones experimentales y el nivel de participación de los encuestados en base a una escala de Likert de 7 puntos. En definitiva, los resultados revelan que la precisión promedio en la discriminación del tamaño de esferas para la condición RH fue del 73.3%, mientras que para la condición de NRH fue del 33.3%; además, la encuesta cuantitativa subjetiva revela que el dispositivo se percibe como eficaz y de gran facilidad de uso. Los autores concluyen que la solución propuesta es viable dado los resultados obtenidos y, dada la prueba de Kruskal-Wallis, se demuestra la eficacia del dispositivo al existir diferencias estadísticamente significativas ante la precisión del tamaño de esferas entre ambas condiciones ($p < .001$).

En síntesis, se destaca la portabilidad del dispositivo al emplear un solo actuador para la estimulación propuesta; sin embargo, es imprescindible la evaluación de la espuma de neopreno como método de fijación a la piel para estimar su eficacia. Por otro lado, Clark *et al.* [12] reportan que el estiramiento cutáneo en dirección longitudinal brinda mejores resultados con respecto al estiramiento cutáneo en dirección lateral.

Con relación al trabajo de investigación realizado por Wheeler *et al.* [17] se desarrolla un dispositivo háptico orientado a amputados transhumerales, siendo su objetivo el de proporcionar información propioceptiva mediante la estimulación rotacional de la piel. Dicho de otra manera, la configuración experimental consta de un motor ultrasónico, el cual realiza el estiramiento rotacional cutáneo a través de dos tactores que contactan la piel por medio de una cinta adhesiva de doble cara (Red-e Tape). A su vez, el giro del servomotor está relacionado a una prótesis virtual por medio de dos electrodos EMG dispuestos en los músculos bíceps y tríceps del brazo. Como resultado, en las pruebas realizadas, el dispositivo se colocó a un tercio del lado proximal y posterior del brazo derecho, el cual a su vez agarra un mango en el que se dispone un botón. Es necesario recalcar que las pruebas consideradas por los autores a 15 personas sin amputación buscan analizar la orientación y la demanda visual al proporcionar información propioceptiva. Así pues, los resultados revelan que el error de orientación promedio al tener retroalimentación háptica fue significativamente menor que el error de orientación promedio sin retroalimentación háptica; además, la demanda visual promedio se redujo a un 23% al emplearse la retroalimentación cutánea rotacional. Para finalizar, los autores concluyen que el dispositivo lograría reducir los errores de orientación y la demanda visual requerida ante el empleo de prótesis mioeléctricas.

En resumen, conviene destacar la portabilidad del dispositivo y el método de retroalimentación expuesto, el cual reduciría la carga cognitiva existente ante la atención visual constante; no obstante, no se ha evaluado la eficacia de la cinta adhesiva de doble cara como método de fijación considerando la naturaleza de conexión temporal que esta posee.

2.1.2. Antecedentes nacionales

Con respecto al diseño propuesto por Romero [18], dada la falta de retroalimentación sensorial en usuarios de prótesis y con el objetivo de transmitir sensaciones de tacto al amputado, se desarrolla un dispositivo háptico capaz de hacer notar la fuerza ejercida y el deslizamiento al sostener un objeto mediante el uso de una prótesis mioeléctrica. En consecuencia, con la intención de formular la mejor solución, el investigador se basa en la metodología de diseño de sistemas mecatrónicos, norma alemana VDI 2206, teniendo en cuenta los criterios técnicos y económicos. Como resultado, se propone el empleo de 3 servomotores, los cuales emplean un plunger, para presionar la piel del antebrazo de manera proporcional al valor dado por los sensores de fuerza, los cuales se encontrarían dispuestos en los dedos de la prótesis (pulgar, índice y medio). Por otra parte, un sensor de deslizamiento, que vendría dispuesto en el pulgar de la prótesis de mano, está relacionado a un actuador resonante lineal. Conviene subrayar que los actuadores mecanotáctiles y el actuador resonante lineal se distribuyen en una estructura impresa en 3D (chasis) montada en el brazo del usuario. En consecuencia, el análisis de la estructura sometida a esfuerzos se hace mediante el programa Autodesk Inventor 2015, cuya simulación asegura la no deformación del diseño planteado. Además, se realizaron pruebas en el sensor de fuerza y el actuador resonante lineal verificando el funcionamiento de ambos. Para finalizar, el autor concluye que el dispositivo es capaz de transmitir sensaciones de deslizamiento y fuerza ejercida por los dedos ante la manipulación de un objeto además de cumplir con los requerimientos planteados en el diseño.

En definitiva, se rescata la portabilidad del diseño planteado al emplear sensores externos para transmitir la información táctil. No obstante, se considera que la estructura que contiene los servomotores y el sensor de deslizamiento puede resultar incómoda debido al tamaño del mismo.

Por lo que se refiere al trabajo de investigación realizado por Huaroto [14], en vista de proporcionar retroalimentación sensorial, táctil y propioceptiva, se propone principalmente el diseño de un actuador neumático blando con el fin de que pueda integrarse en una extremidad protésica. En consecuencia, el diseño propuesto es basado en la norma de metodología de diseño VDI 2225 y en la metodología de diseño mecánico descrita en el libro “Métodos de diseño en ingeniería mecánica”. Como resultado, al realizar las evaluaciones pertinentes, se realiza el diseño de 4 actuadores con cámaras de silicona vulcanizada (silicona RTV-1520), en donde 2 de estos brindan información táctil (presionan la piel) y 2 brindan información kinestésica (producen vibración). Asimismo, el controlador Arduino y otros componentes electrónicos son empleados para la activación de las electroválvulas y por consiguiente, de los actuadores. Además, a fin de validar el diseño propuesto de manera preliminar, se realizan pruebas en personas no amputadas y una persona con amputación, obteniendo resultados positivos. De igual forma, se hace la evaluación del actuador de manera experimental evaluando el desplazamiento, fuerza y vibración. Por último, el autor concluye que la solución propuesta brinda realimentación táctil y kinestésica al usuario, además de cumplir con los requerimientos deseados del sistema.

En síntesis, se destaca la portabilidad que posee el diseño planteado y su integración dentro de la prótesis, no obstante, resulta claro el diseño de una estructura o chasis para albergar los demás componentes del prototipo.

2.2. Tecnologías/técnicas de sustento

Es precisa la descripción de algunos conceptos para un mejor entendimiento del dispositivo a desarrollar, en tal sentido, es conveniente la redacción de los tipos de retroalimentación sensorial existente, conceptos de información kinestésica o propioceptiva, entre otros conceptos y/o tecnologías.

2.2.1. Retroalimentación sensorial

De manera general, se puede describir a la retroalimentación sensorial biológica como el envío de información o estímulos hacia el cerebro para la toma de decisiones, en donde la información viaja a través del sistema nervioso periférico y llega al sistema nervioso central [19].

En efecto, la retroalimentación sensorial está relacionada con el sentido háptico, término proveniente del griego *háptō* (relativo al tacto), estando relacionada a su vez a la información que resulta de la manipulación de objetos, involucrando al sentido táctil y al sentido cinestésico o propioceptivo [20].

2.2.1.1. Sentido táctil

En cuanto al sentido táctil, se refiere a la sensación percibida por la piel frente a estímulos, ya sean de textura, presión, temperatura, rigidez, entre otras; estos son captados por mecanorreceptores enviando la información al cerebro a través de una secuencia de pulsos de voltaje. Es necesario recalcar que existen 4 mecanorreceptores en la piel sin bellos o piel glabra (dispuestos en labios, pies y manos), en donde yace una mayor respuesta frente al tacto, los cuales son denominados como: células de Merkel, corpúsculos de Pacini, corpúsculos de Meissner y terminaciones de

Ruffini [20], [21], (Nótese en la Figura 1 los 4 mecanorreceptores en la piel humana).

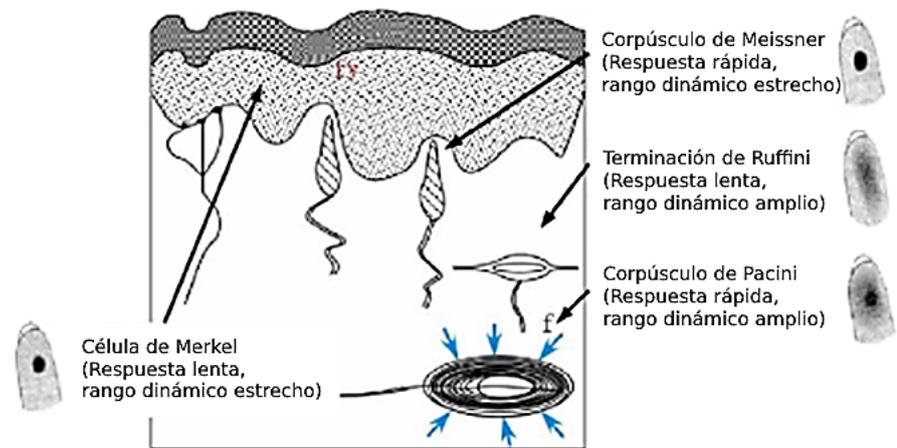


Figura 1: Mecanorreceptores en la piel humana.

Fuente: Li *et al.* [21].

2.2.1.2. Sentido Cinestésico

En relación con la palabra “cinestesia”, la misma esta relacionada a la percepción del movimiento del cuerpo, de tal manera que el sentido cinestésico, desde el punto de vista fisiológico, permite la noción de la posición y movimiento del cuerpo en el espacio a través de órganos receptores (husos musculares, órganos de Golgi y mecanorreceptores de la piel) sin la necesidad de hacer uso del sentido de la vista [11], [14], [20]. Conviene recalcar que esta percepción corporal brinda incluso, información del peso e inercia ante la interacción o manipulación de un objeto, así como las fuerzas-torques debido al contacto con el mismo [20].

2.2.2. Amputación

En cuanto a la pérdida de la mano o brazo, es sabido que se reduce la calidad de vida del amputado debido a la pérdida de información sensorial y de la capacidad de realizar movimientos diestros [5]. Cabe señalar que, la amputación o pérdida de la extremidad puede darse por diversos factores,

tales como los problemas vasculares, trauma y alteraciones congénitas; destacando además que al menos 42 – 90% de los mismos sufre del dolor de mano fantasma [22].

2.2.2.1. Dolor de mano fantasma

Para empezar, Silas Weir Mitchell, fue quien empleó el término “miembro fantasma” para referirse a la sensación experimentada por personas amputadas sobre sus miembros ausentes, ya sea dolor, calambres o la sensación de que el miembro amputado aún está presente. Es necesario recalcar que, quienes tienen menor probabilidad de tener un miembro fantasma son los niños menores de 8 años, ya que al parecer no ha habido tiempo suficiente para que se consolide la imagen corporal del miembro.

Por otra parte, se ha reportado que el síndrome puede persistir por más tiempo, incluso años, tras amputaciones traumáticas o patologías dolorosas preexistentes en el miembro antes de su pérdida. De hecho, el dolor de mano fantasma puede persistir hasta 25 años después de la amputación, en más del 70% de los casos [23].

2.2.2.2. Mapa de mano fantasma

Acerca del mapa de mano fantasma, el mismo se refiere a ciertas áreas en el muñón de un amputado que se encuentran relacionadas con la mano fantasma. Dicho de otra manera, al estimular aquellas áreas, se provocan sensaciones en el paciente. En particular, estas sensaciones pueden ser diferentes en cada amputado, desde una sensación natural de tacto, dolor, hormigueo o picazón; además, cabe señalar que el mapa de mano fantasma no se percibe en todos los individuos con amputación del miembro superior [5] (Véase la Figura 2).

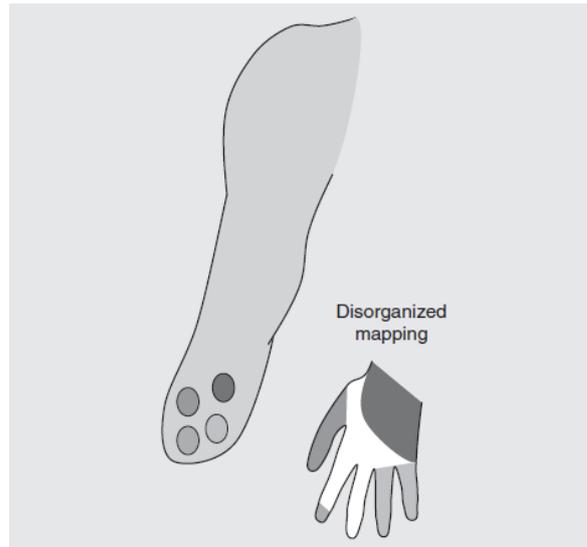


Figura 2: Ejemplo de un mapa de mano fantasma.

Fuente: Adaptado de Schofield *et al.* [5].

2.2.3. Interfaz háptica

Acerca de la interfaz háptica, es aquel dispositivo que busca recuperar o brindar retroalimentación sensorial ante la manipulación de un objeto dentro de un entorno virtual o remoto [20] a través de un dispositivo de retroalimentación háptica o tactor, transmitiendo así la información al usuario, teniendo en cuenta un determinado método (señal de retroalimentación). Conviene subrayar que la clasificación de los diferentes métodos de retroalimentación sensorial se dividen en 3 categorías, las cuales se basan en como el usuario las experimenta [5] (véase la Tabla 1).

Tabla 1: Métodos de retroalimentación sensorial.

Retroalimentación sensorial		
Somatotópicamente emparejado	Modalidad emparejada	Sustitución
Estimulación Neural	Mecanotáctil	Vibrotáctil
Mapeo fantasma	Otros métodos	Electrotáctil
Reinervación dirigida		Auditivo
Ilusión cinestésica		Otros métodos

Fuente: Adaptado de Schofield *et al.* [5].

Por otro lado, se puede clasificar a los dispositivos hápticos como invasivos y no invasivos, en donde el término invasivo está asociado a una intervención quirúrgica [24] (Nótese en la Figura 3).

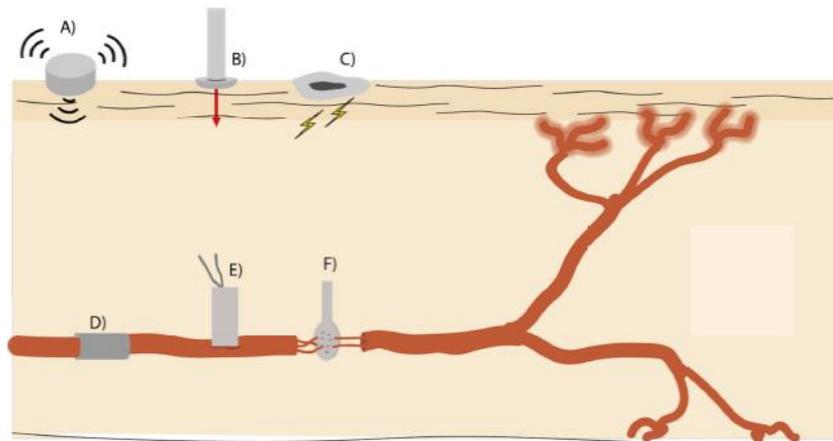


Figura 3: Ejemplos de retroalimentación invasiva y no invasiva.

No invasivo: Estimulación A) vibrotáctil, B) mecanotáctil y C) electrotáctil.

Invasivos: D) Un electrodo especial rodea el nervio, E) electrodo multicanal intrafascicular transversal y F) electrodo transversal.

Fuente: Adaptado de Svensson *et al.* [24].

2.2.3.1. Método de sustitución

En cuanto al método de sustitución, se refiere al estímulo que es brindada o percibida por el usuario, el cual no es fisiológicamente representativo a lo que se percibiría naturalmente, siendo necesaria la capacidad del usuario para asociar e interpretar la estimulación que realiza el dispositivo háptico. Cabe resaltar que, los métodos de sustitución más comunes son aquellos que emplean estimulación vibrotáctil, electrotáctil y auditiva [5].

2.2.3.2. Modalidad emparejada

Acerca de la modalidad emparejada, se refiere a la información brindada al usuario, cuyo estímulo es fisiológicamente representativo a lo que se percibiría naturalmente. Sin embargo, conviene subrayar que dicho estímulo no coincide con la ubicación natural de la sensación por lo que el usuario requiere aún de atención consciente para su correcta interpretación, sin embargo la demanda cognitiva requerida es menor si se compara con el método de sustitución [5].

En efecto, la estimulación mecanotáctil produce una sensación de modalidad emparejada cuando la presión detectada en los dedos protésicos está relacionada a la presión aplicada sobre la piel, produciendo así un fuerte sentimiento de propiedad hacia la prótesis [24].

Del mismo modo, el estiramiento de la piel para transmitir información propioceptiva se clasifica como un método de modalidad emparejada debido a que se percibe como un mecanismo natural [25].

2.2.3.3. Somatotópicamente emparejado

En relación al método de retroalimentación somatotópicamente emparejado, el mismo se refiere a la información percibida por el

usuario, la cual es entregada de tal manera que se percibe al estímulo como si este ocurriera en la ubicación natural de la extremidad amputada, de ahí que la carga cognitiva impuesta al usuario es menor en comparación con las dos modalidades de retroalimentación mencionadas con anterioridad [5].

En definitiva, la retroalimentación somatotópicamente emparejada puede darse tanto en métodos invasivos, los cuales requieren de una cirugía, como en métodos no invasivos en donde los estímulos son aplicados a mapas de mano fantasma [19].

2.2.4. Transmisiones de movimiento por ruedas dentadas

Existen 4 tipos principales de engranes mediante los cuales se realiza la transmisión de movimiento y potencia; en donde cada uno de estos engranes posee diferente relación cinemática, transmisión de fuerza y geometría: rectos, helicoidales, cónicos y sinfín [26].

- **Engranaje recto**

Por lo que se refiere al engranaje recto, es aquel engranaje que posee dientes paralelos al eje de rotación y son los más sencillos de diseñar, además son empleados para transmitir movimiento de un eje paralelo a otro (Véase la Figura 4). Asimismo, el mecanismo piñón-cremallera, el cual transforma el movimiento rotativo a movimiento lineal, el diámetro de paso de la cremallera se considera infinitamente grande, motivo por el cual posee su forma característica (Véase la Figura 5) [26].

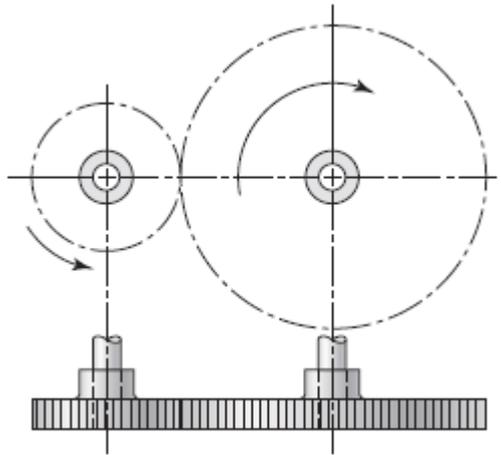


Figura 4: Engranajes rectos.

Fuente: Adaptado de Budynas y Nisbett [26].

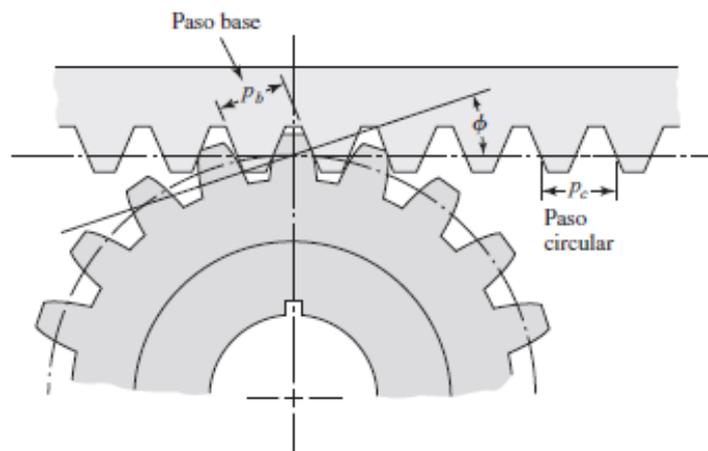


Figura 5: Engranaje piñón-cremallera.

Fuente: Adaptado de Budynas y Nisbett [26].

- **Engranaje helicoidal**

En relación con el engranaje helicoidal, es aquel engranaje que posee dientes inclinados con respecto al eje de rotación, además de un acoplamiento menos ruidoso si se comparan con los engranajes rectos (Véase la Figura 6). Cabe resaltar que son capaces de transmitir movimiento entre ejes paralelos así como entre ejes no paralelos [26].

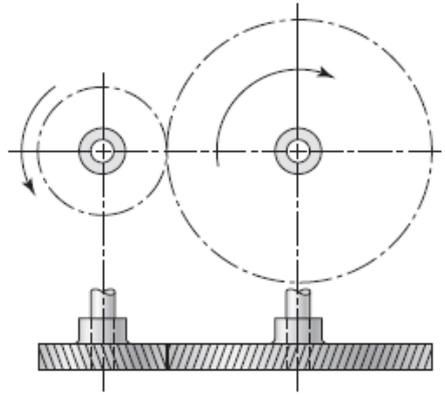


Figura 6: Engranajes helicoidales.

Fuente: Adaptado de Budynas y Nisbett [26].

- **Engranaje cónico**

Con respecto a los engranajes cónicos, son aquellos engranajes que poseen dientes en superficies cónicas con la ventaja de transmitir el movimiento entre ejes que se intersectan (engranes cónicos de dientes rectos y en espiral) (Véase la Figura 7). En efecto, entre los engranajes cónicos existen los engranes hipoides, muy parecidos a los engranajes cónicos en espiral, con la diferencia de que los ejes se encuentran desplazados y no se intersectan; se resalta además la similitud de los mismos con respecto a la forma del diente, el cual posee un arco circular [26].

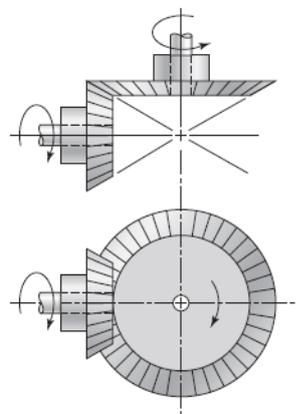


Figura 7: Engranajes cónicos de dientes rectos.

Fuente: Adaptado de Budynas y Nisbett [26].

- **Engranajes de tornillo sinfín**

Acerca de los engranajes de tornillo sinfín, los mismos son empleados principalmente para lograr relaciones de transmisión altas; asimismo, la transmisión de movimiento se da entre ejes no paralelos que no se intersectan entre sí (Véase la Figura 8) [26].

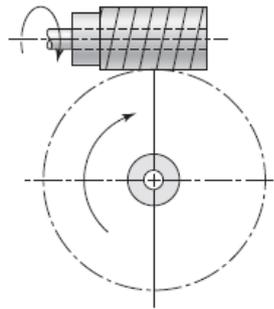


Figura 8: Engranaje de tornillo sinfín.

Fuente: Adaptado de Budynas y Nisbett [26].

2.2.4.1. Principales relaciones geométricas

En cuanto a las relaciones cinemáticas básicas mostradas a continuación, se consideran los dientes rectos debido a la sencillez de su diseño; teniéndose en cuenta que la mayoría de los cálculos se basan en el círculo de paso, siendo preciso señalar que en acoplamiento, los círculos de paso de cada engrane son tangentes entre sí (Véase la Figura 9) [26].

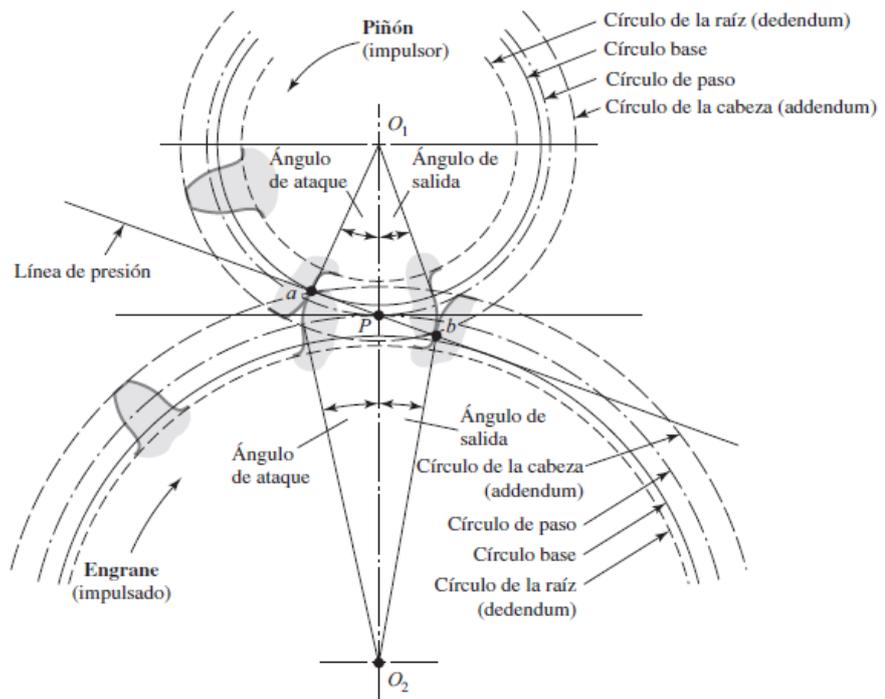


Figura 9: Acción entre dientes durante el acoplamiento.

Fuente: Adaptado de Budynas y Nisbett [26].

Nótese en la Figura 9 la línea de presión, la cual pasa por el punto P (punto de paso), formando un ángulo ϕ (ángulo de presión) respecto a la tangente común a ambos círculos de paso; siendo los valores de 20° o 25° los que usualmente se asignan a dicho ángulo [26].

Por otro lado, en la Figura 10 se aprecia la nomenclatura de los dientes de engranaje recto para una mejor comprensión de las relaciones que se mostrarán posteriormente.

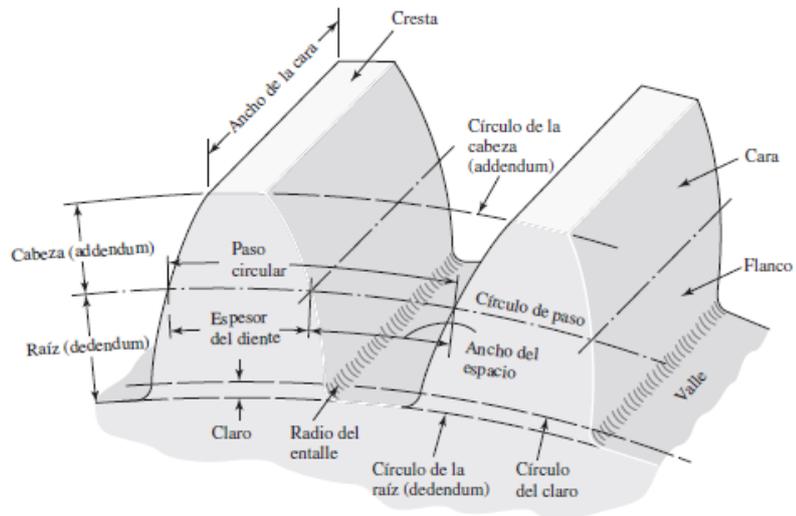


Figura 10: Nomenclatura de los dientes de engrane recto.

Fuente: Adaptado de R. Budynas y K. J. Nisbett [26].

Conviene subrayar que para un correcto diseño, se debe tener en cuenta la Tabla 22 (Véase el Anexo B) en la que se encuentran los valores estandarizados del módulo. Consecuentemente, cabe resaltar que en acoplamiento, los engranes involucrados deben tener el mismo módulo (m), el cual se expresa por la relación definida en (1).

$$m = \frac{D}{Z} \quad (1)$$

Es preciso señalar que D es el diámetro del círculo de paso y Z es el número de dientes del engrane. A su vez, para el cálculo del paso circular (P_c) (Nótese en la Figura 10) se emplean las relaciones dadas en (2).

$$P_c = \frac{\pi \cdot D}{Z} = \pi \cdot m \quad (2)$$

Por otro lado, la distancia radial existente entre el círculo de cabeza y el círculo de paso es denominado “addendum”; de forma semejante, la distancia radial entre el círculo de raíz y el círculo de paso se denomina “dedendum”. De ahí que, la suma de ambos da lugar a la altura del

diente h_t . Tales valores se obtienen mediante la Tabla 23 (Nótese en el Anexo C) para diferentes ángulos de presión (ϕ).

Hay que resaltar que, el espesor del diente (t) es equivalente a la mitad del paso circular, tal y como se observa en (3).

$$t = \frac{P_c}{2} \quad (3)$$

Por otra parte, para el desarrollo de la geometría de los dientes de la cremallera, se debe tener en cuenta que los lados de los dientes del mismo, son paralelos entre sí y que forman un ángulo (ángulo de presión) con respecto a la línea entre centros; siendo el paso base (P_b) (Nótese en la Figura 5) la distancia dada entre los lados paralelos del diente, el cual se expresa mediante la ecuación dada en (4) [26].

$$P_b = P_c \cdot \cos \phi \quad (4)$$

CAPITULO 3

3.1. Metodología de la investigación

3.1.1. Matriz de consistencia

Para un mejor entendimiento del trabajo de investigación planteado, se emplea una matriz de consistencia (véase en el Anexo D) en la que presenta la pregunta general, objetivos, hipótesis, variables, dimensiones, instrumentos y metodología.

3.1.2. Tipo de investigación

La investigación planteada se define, según su propósito, como una investigación de tipo aplicada debido a la búsqueda de la mejor estrategia y/o mecanismo deseado para proporcionar información propioceptiva; asimismo es de tipo descriptiva, según su profundidad, ya que se buscó la descripción del comportamiento de la variable en un grupo de personas; además, según la naturaleza de los datos, es cuantitativa ya que los mismos fueron obtenidos a través de una encuesta cuantitativa subjetiva realizada en el experimento; y según la manipulación de la variable, es de tipo experimental ya que se evaluó cómo el dispositivo háptico afectó a la información propioceptiva.

3.1.3. Recolección de información

3.1.3.1 Instrumentos de investigación

A fin de evaluar la información propioceptiva que proporciona el dispositivo, se empleó una encuesta cuantitativa subjetiva (Véase la Tabla 2) con base a la escala de Likert de 7 puntos con valores que van desde el 1 (“Totalmente en desacuerdo”) al 7 (“Totalmente de acuerdo”), evaluando el desempeño de la prueba y la sensación propioceptiva percibida por los sujetos en el experimento, considerando además las condiciones experimentales y el nivel de participación de los encuestados. La encuesta planteada se basó en diferentes trabajos de investigación, tales como [3], [4], [11], [14], las cuales hacen uso del mismo instrumento para la evaluación pertinente. Para el análisis de los datos, se empleó el “t – student” debido a que el mismo es desarrollado en [14]. Cabe señalar que la validación del instrumento se expone debido a que uno similar es realizado por Huaroto *et al.* [27], efectuándose los cambios pertinentes para el enfoque respectivo dado el presente trabajo de investigación.

Tabla 2: Evaluación cuantitativa subjetiva propuesta.

P_i	Preguntas
P_1	¿El reflejo observado se percibió como si fuese la mano faltante o la que se encuentra detrás del espejo?
P_2	¿Relacionó el nivel de apertura de la mano y el estiramiento cutáneo durante el experimento?
P_3	¿Se sintió aislado de ruidos externos?
P_4	¿Le hubiese gustado seguir con el experimento por más tiempo?
P_5	¿Se sintió exhausto al término del experimento?

Fuente: Elaboración propia.

3.1.3.2. Unidad de estudio

Teniendo en cuenta que el dispositivo háptico busca proporcionar información propioceptiva a usuarios con amputación transradial, la unidad de estudio serían sujetos con amputación a nivel del antebrazo (transradial). No obstante, para efectos de una evaluación preliminar, se realizaron pruebas en 10 personas (36 ± 16 años, 4 hombres y 6 mujeres), sin amputaciones y con un índice de masa corporal (IMC) de entre 31.626 y 20 kg/m^2 (entiéndase por IMC como la división entre el peso y la estatura en metros cuadrados, según la OMS).

Es necesario resaltar que los voluntarios declararon no sufrir de deterioro cognitivo alguno ni de patologías que pudieran afectar a la recolección de la variable de investigación, la cual es la información cinestésica o información propioceptiva percibida por los mismos.

3.1.3.3. Método de recolección

El presente estudio cuenta con dos variables: (i) la información propioceptiva (variable dependiente) y (ii) el número de participantes y el material de contacto con la piel (variable independiente). La variable dependiente cuenta con una dimensión: la sensación de propiocepción, cuya medición se realiza a través de una encuesta cuantitativa subjetiva (Véase la Tabla 2).

El método de recolección se plantea teniendo en cuenta el trabajo de investigación realizado por Huaroto [14]; de ahí que las evaluaciones del presente estudio se realizan basándose en el experimento de la caja espejo, cuyos participantes hacen uso de un audífono (Panasonic RP-HF100) en el cual se reproduce ruido rosa, con el fin de evitar perturbaciones sonoras (Nótese la Figura 33). En efecto, el protocolo planteado se llevó a cabo en dos diferentes etapas, evaluándose (i) la

relación de la espuma de neopreno y la variable dependiente en la primera etapa y (ii) la relación de la cinta adhesiva de doble cara (Red-e Tape) y la variable dependiente en la segunda etapa (Véanse los métodos de fijación expuestos en la Figura 32).

Ambas etapas consideraron una fase de entrenamiento con una duración de 3 minutos en donde cada participante se encontró sentado frente a una mesa (ángulo del brazo-antebrazo de aproximadamente 90°) portando el dispositivo háptico a un tercio proximal del lado ventral del antebrazo izquierdo y el sensor de flexión en la mano derecha (se ubicó en el dedo medio a través de un guante), posicionando a su vez un espejo entre sus antebrazos. Dentro de ese periodo de tiempo, los participantes tuvieron que abrir y cerrar ambas manos, manteniendo la vista en la mano derecha reflejada en el espejo.

En la segunda fase de cada etapa, se activa el dispositivo de manera que la mano izquierda se mantiene en reposo mientras que el sensor de flexión, colocado en la mano derecha, envía información sobre la apertura y cierre de la extremidad hacia el controlador, realizando así la estimulación cutánea. Es preciso señalar que, al igual que en la primera fase, el participante mantuvo la mirada en el reflejo del espejo durante el desarrollo de esta segunda fase del experimento, la cual tiene un tiempo de duración de 3 minutos.

Conviene subrayar que la recolección de datos se realiza al término de ambas etapas mediante la encuesta cuantitativa subjetiva para su posterior análisis (Test 1 para la primera etapa y Test 2 para la segunda etapa) (Nótese el instrumento de recolección en la Tabla 2).

3.2. Desarrollo del proyecto

Para el desarrollo del presente capítulo se tiene en cuenta la metodología de diseño de sistemas mecatrónicos VDI 2206 [28], norma alemana que propone 7 etapas de trabajo: (1) requerimientos, (2) diseño de sistemas, (3) dominio específico del diseño, (4) integración de sistemas, (5) verificación/validación, (6) modelado y análisis del modelo y (7) producto; las cuales a su vez son mostradas en un modelo en V (Véase la Figura 11).

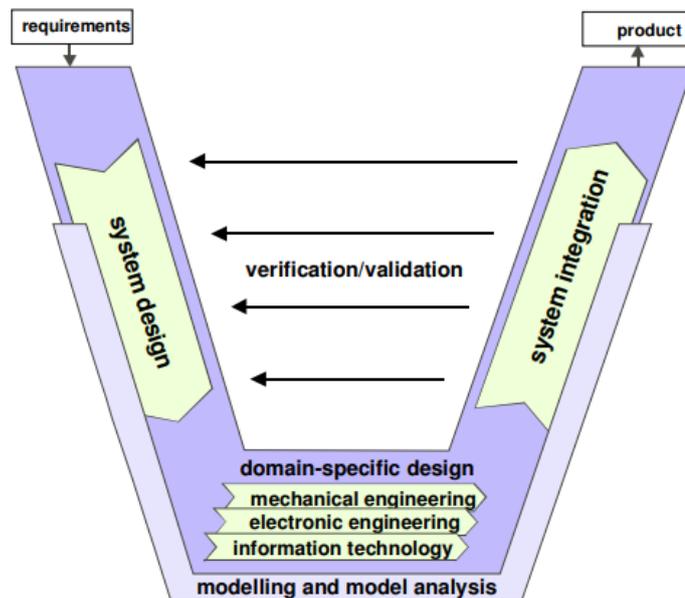


Figura 11: Procedimientos genéricos para el diseño de sistemas mecatrónicos.

Fuente: Adaptado de Gausemeier *et al.* [28].

La estructura de trabajo planteada (Véase la Figura 12) se basa en la guía de fundamentos para la realización de proyectos (PMBOK) con el fin de tener una visión más clara del desarrollo del trabajo de investigación.

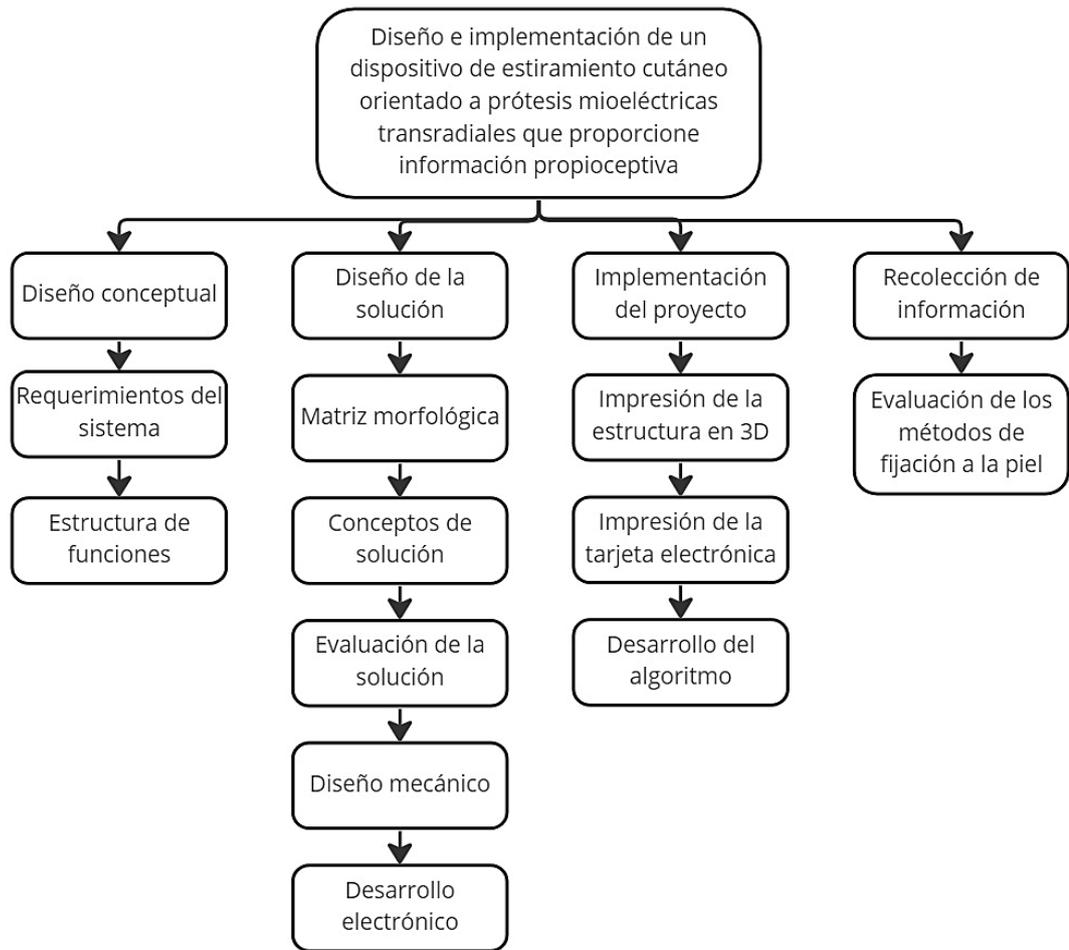


Figura 12: Estructura de trabajo.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.1. Diseño conceptual

Para una mejor visión con respecto al desarrollo del sistema propuesto, se elaboró una tabla de requerimientos y una estructura de funciones con el objetivo de plantear posteriormente las soluciones en una matriz morfológica.

3.2.1.1. Requerimientos del sistema

Los requerimientos del sistema se desarrollaron teniendo en cuenta los deseos y exigencias para su fabricación en base a la problemática planteada y a la elaboración de la misma en antecedentes anteriores [14], [18].

Tabla 3: Tabla de requerimientos del sistema.

Característica	Detalle
Geométrico	Ser del menor tamaño posible teniendo en cuenta la medida del antebrazo de una persona adulta de tamaño promedio. Baja complejidad en el diseño.
Cinemática	Sin movimiento relativo con respecto al antebrazo. Realizar movimiento de pellizco en dirección longitudinal del eje del brazo.
Fuerza	La fuerza de la estimulación aplicada en el antebrazo no debe dañar la piel.
Energía	Funcionamiento con baterías recargables. Emplear baterías externas a la prótesis mioeléctrica.
Material	Materiales que no dañen la piel. Materiales livianos y resistentes.
Señales	Señales que indiquen que el sistema está encendido o funcionando. Señales que indiquen una falla en el sistema. Disponer de botones para iniciar, apagar y resetear el sistema.
Ergonomía	Ofrecer comodidad al usuario. De preferencia, ser usado debajo de una prenda de vestir. Fácil empleo del dispositivo por parte del usuario.
Fabricación	Materiales y dispositivos, de preferencia, disponibles en el mercado nacional. Manufacturado en talleres, dentro del país, si fuese necesario.
Montaje	Fácil montaje y desmontaje del sistema.

	Montado en el antebrazo.
Control	El controlador debe disponer de entradas y salidas tanto digitales como analógicas. El controlador debe ser del menor tamaño posible. Monitoreo en el movimiento del actuador dentro de un determinado rango. Un controlador de fácil uso y baja complejidad.
Uso	Conexión y colocación simple del dispositivo. El usuario es ajeno a las configuraciones internas del dispositivo.
Mantenimiento	Disponer de piezas para el cambio. Facilidad en el montaje y desmontaje.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.1.2. Estructura de funciones

Para lograr el desarrollo de la estructura de funciones, es necesaria una visualización correcta de las entradas y salidas del sistema; por tal motivo, en la Figura 13 se desarrolla la caja negra del dispositivo háptico considerando la información, energía y material, tanto de entrada como de salida.

Las funciones del sistema se dividen en 3 grupos para luego ser representadas en la estructura de funciones: Dominio mecánico, dominio electrónico y dominio de control.

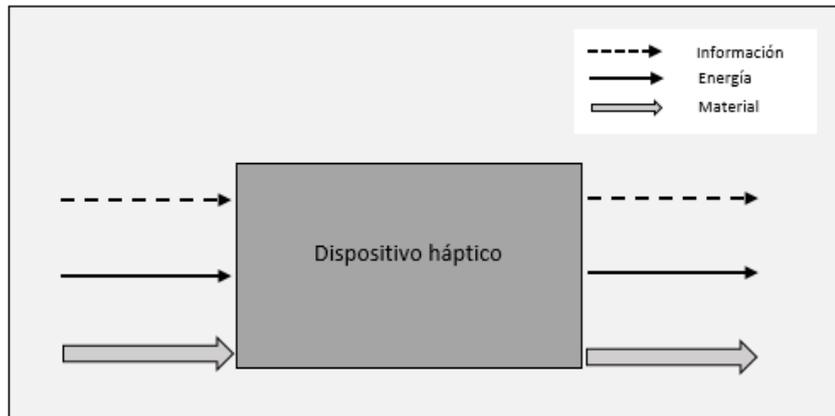


Figura 13: Entradas y salidas del dispositivo háptico.

Fuente: Elaboración propia.

Entradas

- Información: Señal de activación.
- Energía: Fuente de alimentación.
- Material: Mano del brazo protésico, piel del antebrazo sin estirar.

Salidas

- Información: Señal del estado del proceso (visual).
- Energía: Movimiento, vibración, ruido y calor.
- Material: Estimulación cutánea del antebrazo.

Mecánico:

- Material que contacta con la piel.
- Activación del mecanismo.
- Movimiento del actuador.

Electrónico:

- Energizar.
- Energizar controlador.
- Energizar actuador.
- Energizar sensor.
- Detectar nivel de apertura.

- Activar actuador.

Control:

- Verificar funcionamiento de componentes.
- Registrar nivel de apertura.
- Control de la señal.

Se desarrolla la estructura de funciones (Nótese en la Figura 14) considerando su división en 3 grupos: Inicialización, sensado y actuación. Cabe señalar que, al igual que el desarrollo de la caja negra del sistema, se dispone de entradas y salidas con respecto a la información, energía y material.

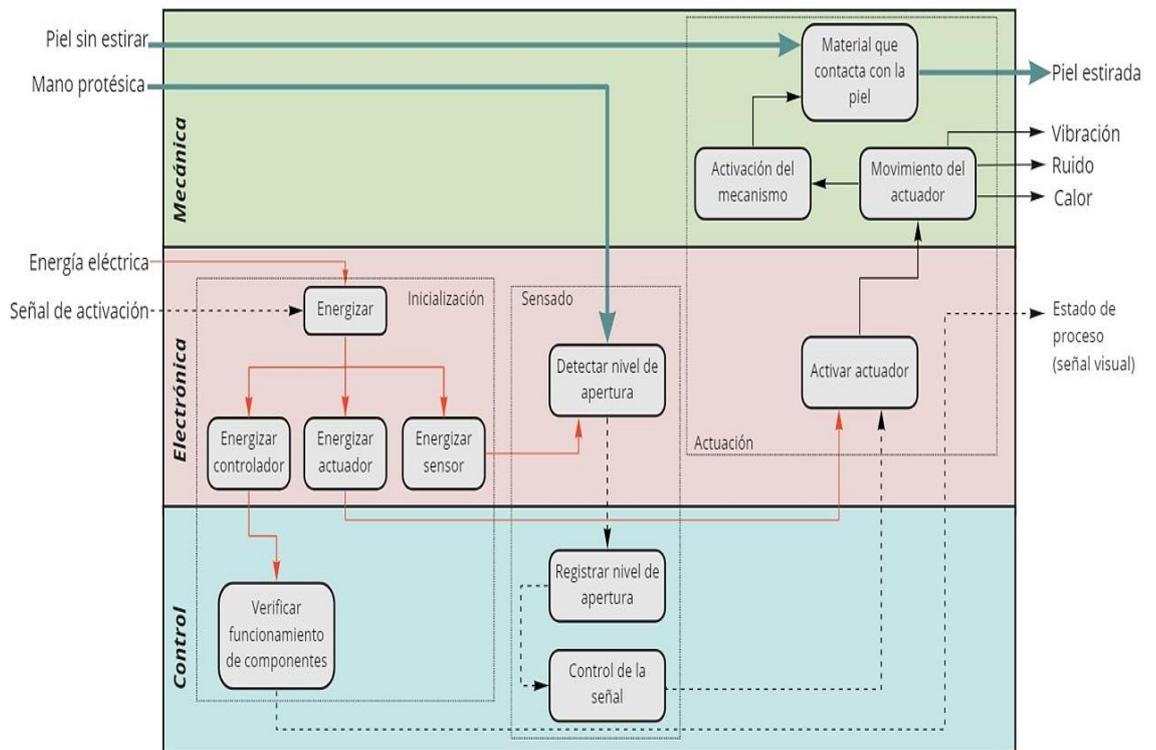


Figura 14: Estructura de funciones del dispositivo.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.2. Diseño de la solución

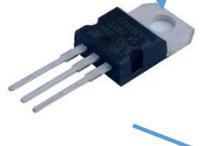
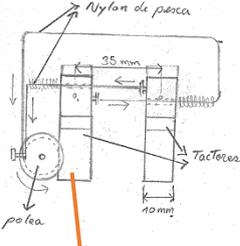
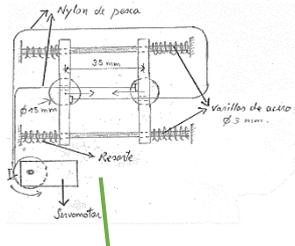
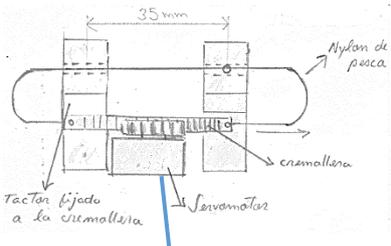
3.2.2.1. Matriz morfológica

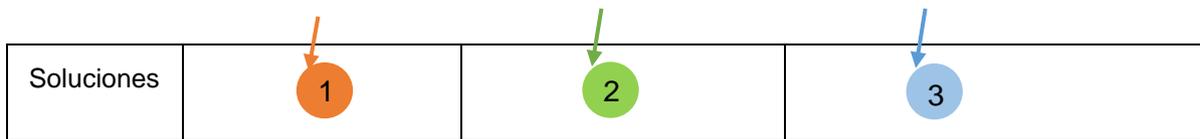
Se proponen soluciones para cada función descrita en la matriz morfológica de Zwicky (Ver Tabla 4), teniendo en cuenta la estructura de funciones, con el fin de obtener 3 posibles soluciones del problema planteado.

Es preciso señalar que los parámetros mecánicos (dimensiones mecánicas en el dispositivo y el máximo estiramiento de la piel) establecidos para el diseño de los 3 mecanismos propuestos se desarrollan considerando la distancia de separación de 26 cm entre los tactores (dispositivos que contactan con la piel para realizar la estimulación cutánea), cuyo valor es propuesto por Wheeler *et al.* [17] para una adecuada estimulación al realizar el estiramiento cutáneo; asimismo, se toma en cuenta el estiramiento longitudinal máximo en el tercio proximal del lado ventral del antebrazo de magnitud equivalente a 4.5 mm, cuyo valor es expuesto en el estudio realizado por Colella *et al.* [11] para la caracterización del estiramiento de la piel en dicha parte del cuerpo; y finalmente, se considera ocupar menos de 90 cm de manera longitudinal en el lado ventral del tercio proximal del antebrazo ya que superar dicho valor resulta en una mayor dificultad e incomodidad por parte de usuarios de prótesis mioeléctricas según el trabajo expuesto por Rossi *et al.* [3].

En síntesis, realizando la sumatoria del valor expuesto por Wheeler *et al.* [17] y el valor expuesto por Colella *et al.* [11] (considerando que cada tactor debe realizar el estiramiento de la piel en el antebrazo), resulta una distancia de 35 cm como máximo entre los tactores para la adecuada estimulación de la piel.

Tabla 4: Matriz morfológica del dispositivo háptico.

Funciones	Soluciones propuestas		
	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Energizar	Batería de litio 	Batería NI-MH 	
Energizar controlador, actuador y sensor	LM7805 	ASM1117-5.0 	LM317 
Detectar nivel de apertura	Myo Armband 	Sensor Flex 4.5" 	
Controlador	Arduino Nano 	Arduino Pro Mini 	PIC12F683 
Actuador	Servomotor 	Motor DC 	
Mecanismo	Mecanismo 1 	Mecanismo 2 	Mecanismo 3 



Fuente: Elaboración propia.

3.2.2.2. Conceptos de solución

En el presente apartado se describieron y realizaron los bosquejos de los conceptos de solución propuestos teniendo en cuenta la matriz morfológica previa. Es preciso señalar que los métodos de fijación a la piel (espuma de neopreno y cinta adhesiva de doble cara) serán evaluados en el método de recolección propuesto. A su vez, es necesario recalcar que los mecanismos expuestos en la matriz morfológica son propuestas de solución y no se han realizado anteriormente en dispositivos hápticos. Dicho de otra manera, lo rescatado es el método de retroalimentación a través del estiramiento-pellicco expuesto por Colella *et al.* [11] y los parámetros mecánicos mencionados en el párrafo anterior.

- **Primer concepto de solución**

Por lo que se refiere al primer concepto de solución, el mismo consta de un motor DC cuyo eje se encuentra de manera perpendicular a la base del dispositivo, el cual a través de un sistema de engranajes rectos, transmite movimiento mediante un hilo de pescar de nylon, moviendo así los factores y realizando el movimiento de pellicco. Seguidamente, para regresar a la posición inicial, se dispone de resortes los cuales se ubican tal y como se detalla en la Figura 15. Cabe mencionar que el movimiento del servomotor está relacionado al sensor de flexión dispuesto en la prótesis mioeléctrica.

- **Segundo concepto de solución**

El segundo concepto de solución consiste en 2 factores dispuestos en dos varillas, los cuales se mueven a través de las mismas para realizar el movimiento de pellizco debido a la acción de un servomotor que transmite el movimiento a través de un hilo de pescar de nylon (Nótese en la Figura 16). Asimismo, para regresar a la posición inicial de los factores, se consideran 4 resortes, los cuales se ubican en las varillas. La información sobre la apertura y cierre de la prótesis, relacionada al movimiento del servomotor, se obtiene mediante el Myo Armband dispuesto en el brazo residual del usuario.

- **Tercer concepto de solución**

En lo que respecta al tercer concepto de solución, el mismo consta de un servomotor que trasmite el movimiento a través del mecanismo piñón-cremallera a los factores mediante un hilo de pescar de nylon (Véase la Figura 17). En efecto, los factores se mueven de manera opuesta, uno con respecto a otro, para realizar el movimiento de pellizco y regresar a la posición inicial según el movimiento del servomotor, el cual a su vez está relacionado a un sensor de flexión ubicado en el dedo de la prótesis mioeléctrica, obteniendo así información sobre la apertura y cierre de la misma.

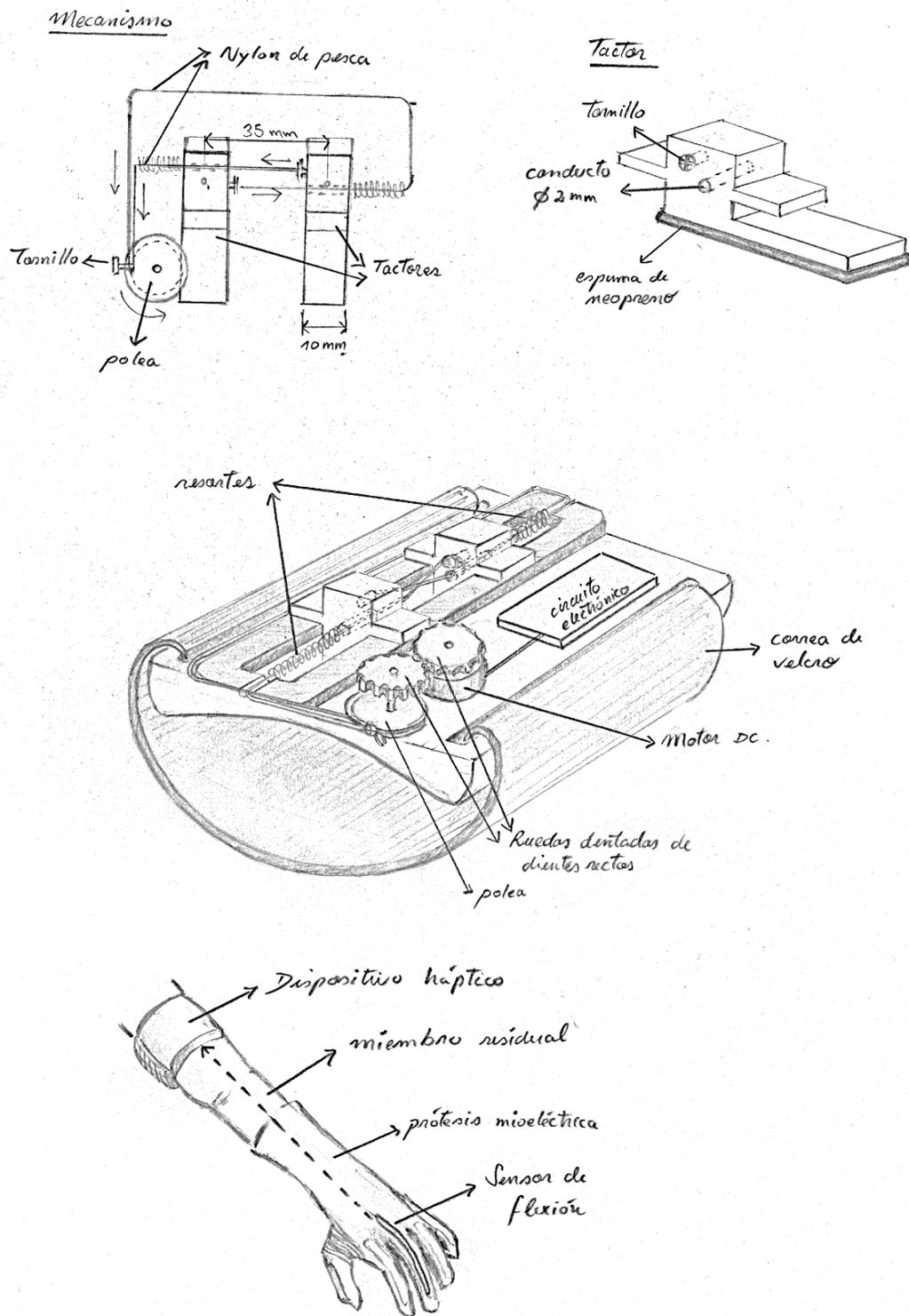


Figura 15: Primer concepto de solución.

Fuente: Elaboración propia.

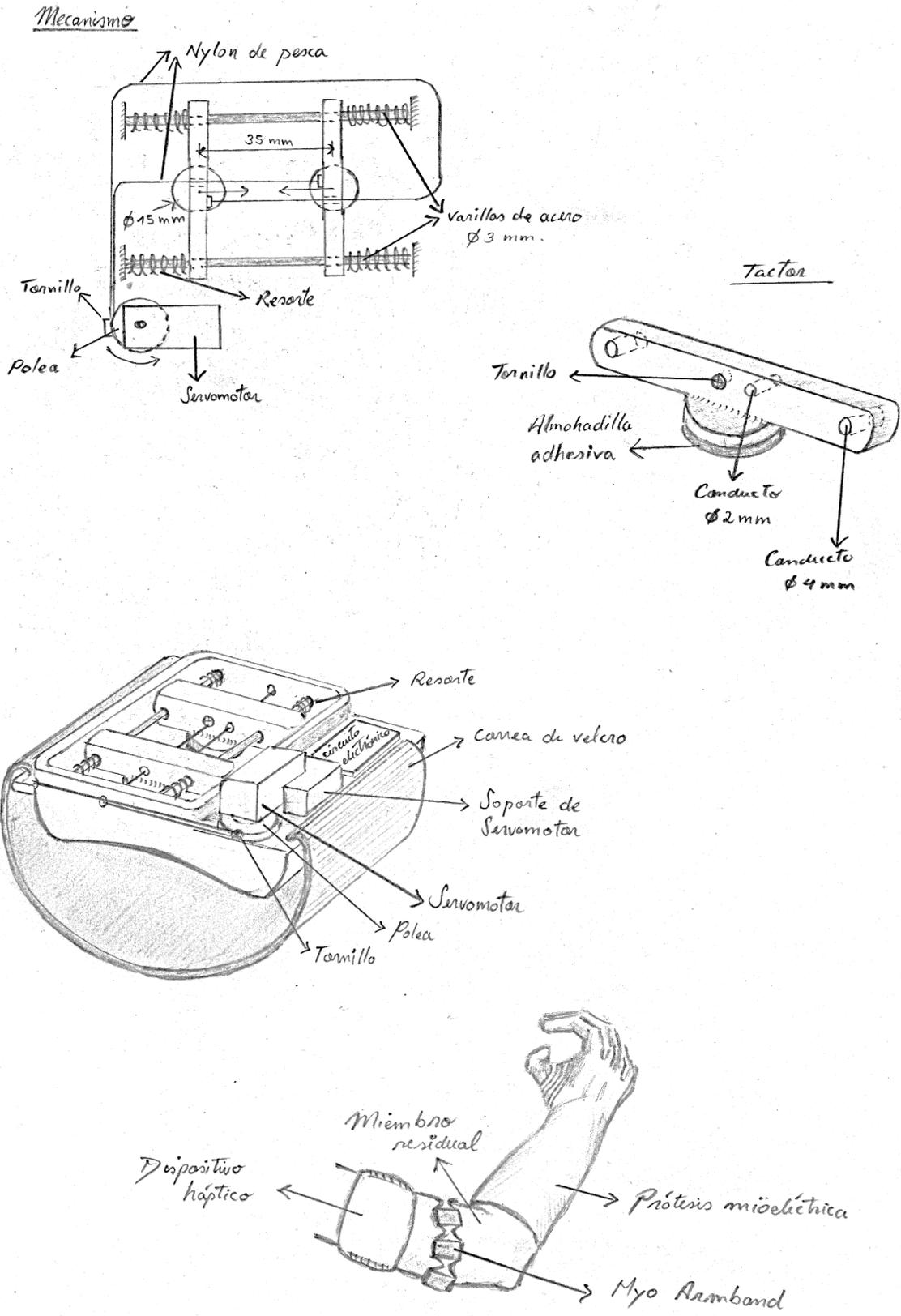
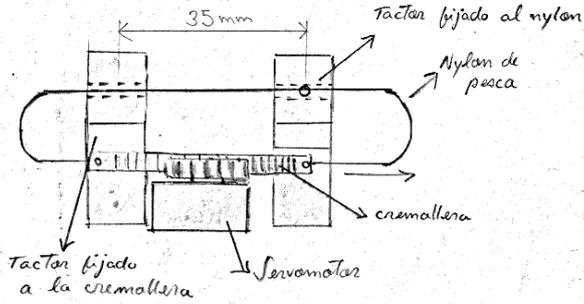


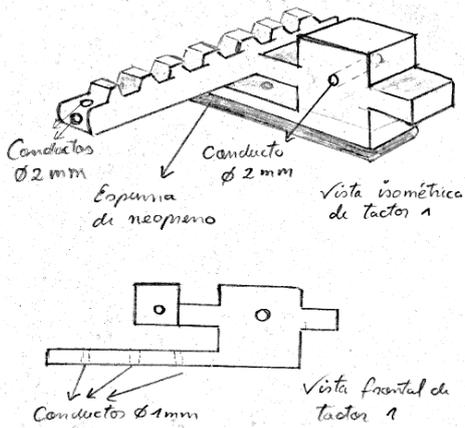
Figura 16: Segundo concepto de solución.

Fuente: Elaboración propia.

Mecanismo



Tactor 1



Tactor 2

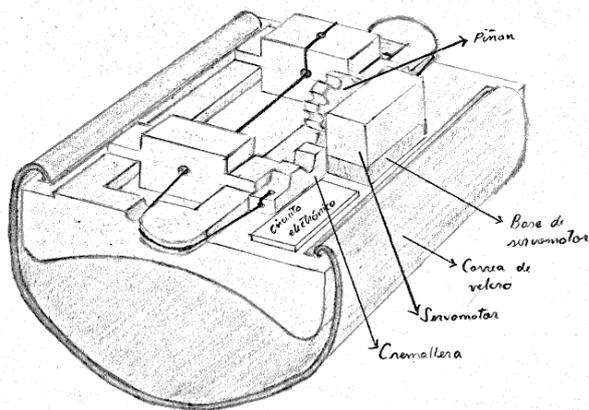
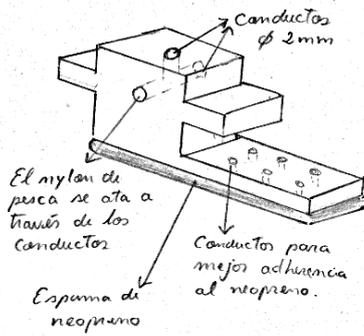


Figura 17: Tercer concepto de solución.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.2.3. Evaluación de la solución

La evaluación de los conceptos de solución se realizó en función de los criterios técnicos y económicos, según la recomendación de la norma VDI 2225, los cuales se les asigna un peso relativo con el fin de establecer la importancia de aquellos criterios (Nótese la Tabla 5). Del mismo modo, se tuvo en cuenta la escala de Likert para evaluar el grado de cumplimiento del concepto de solución en los criterios correspondientes (Véase la Tabla 6).

Tabla 5: Pesos relativos de los criterios técnicos y económicos.

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

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 6: Escala de Likert para la evaluación de los conceptos de solución.

Valor	Significado
1	No satisface
2	Satisface poco
3	Satisface moderadamente
4	Satisface
5	Satisface totalmente

Fuente: Elaboración propia.

En ese mismo contexto, se elaboró en la Tabla 8 el análisis económico y en la Tabla 7 el análisis técnico, en donde los puntajes totales de cada concepto

de solución fueron multiplicados por 100% y divididos entre el puntaje total ideal.

Tabla 7: Evaluación técnica de las soluciones.

Criterios	Peso Relativo (PR_n)	Soluciones (S_i)			
		S_1	S_2	S_3	Ideal (S_4)
Geométrico	4	3	3	5	5
Cinemática	4	3	3	4	5
Fuerza	4	5	5	5	5
Energía	3	5	5	5	5
Material	4	4	4	4	5
Señales	3	4	4	4	5
Ergonomía	2	3	3	4	5
Fabricación	2	5	3	5	5
Montaje	3	4	4	5	5
Control	2	4	3	4	5
Uso	3	3	4	4	5
Mantenimiento	2	4	3	5	5
$Puntaje = P = \sum PR_n * S_i$		140	135	162	180
$Coef. \text{ t\acute{e}c. (\%)} = \frac{P * 100}{S_4}$		77.78	75	90	100

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 8: Evaluación económica de las soluciones.

Criterios	Peso Relativo (PR_n)	Soluciones (S_i)			
		S_1	S_2	S_3	Ideal (S_4)
Mantenimiento	2	4	2	5	5
Material	4	3	2	4	5
Costo de uso	3	4	3	4	5
Fabricación	2	3	2	4	5
$Puntaje = P = \sum PR_n * S_i$		38	25	46	55
$Coef. econ. (\%) = \frac{P * 100}{S_4}$		69.09	45.45	83.64	100

Fuente: Elaboración propia.

Los resultados fueron dispuestos en un diagrama técnico-económico (Nótese la Figura 18) con el objetivo de un mejor análisis del resultado. De ahí que, la solución óptima dadas las evaluaciones previas es la solución número 3 (S_3) debido a que se aproximó más a la coordenada que representa el concepto de solución ideal (100%,100%).

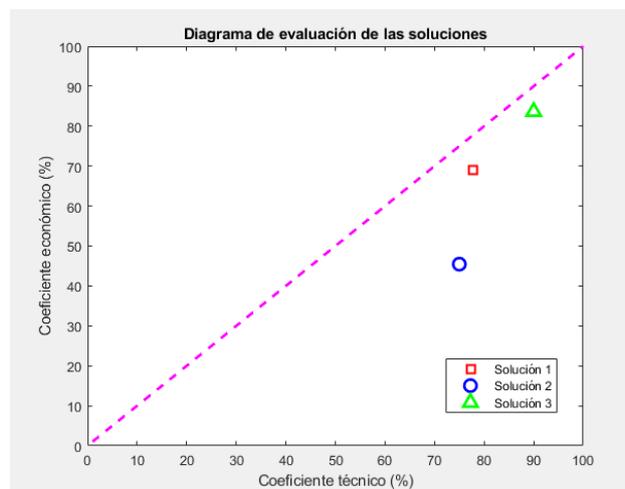


Figura 18: Diagrama de evaluación técnico-económico

Fuente: Elaboración propia.

3.2.2.4. Diseño mecánico

En cuanto al presente apartado, considerando la solución número 3 resultante de la evaluación técnica – económica basada en la norma VDI 2225, se realiza el diseño del mecanismo piñón – cremallera, la selección del servomotor, el diseño ergonómico y la descripción del análisis estructural del dispositivo, cuyos resultados se exponen en el siguiente capítulo.

- **Parámetros iniciales**

En cuanto a los parámetros iniciales de la estructura del mecanismo propuesto, es necesario considerar la distancia máxima entre los factores (piezas mecánicas que se encuentran en contacto directo con la piel para realizar la estimulación) y la distancia longitudinal aproximada que ocuparía el dispositivo háptico para realizar la estimulación a nivel del antebrazo.

En primer lugar, por lo que se refiere a la distancia máxima existente entre los factores (D_{total}), se considera la sumatoria del estiramiento máximo longitudinal permitido en el lado ventral de la piel del antebrazo (D_{piel}) y la distancia que hay entre los factores en estado de reposo en dicha área del cuerpo ($D_{mín}$). En efecto, al realizar el estiramiento de la piel de manera bidireccional, en la ecuación (5) se expresa como sigue:

$$D_{total} = 2 * D_{piel} + D_{mín} \quad (5)$$

Así pues, siendo D_{piel} de magnitud equivalente a 4.5 mm según el estudio realizado por Colella *et al.* [11] y $D_{mín}$ de magnitud igual a 26 mm, cuyo valor es propuesto por Wheeler *et al.* [17]; D_{total} resulta equivalente a 35 mm según lo expuesto en la ecuación (5).

Por otro lado, la distancia longitudinal que ocupa el dispositivo háptico en el tercio proximal del lado ventral del antebrazo se considera menor a 90 cm debido a lo expuesto en la investigación realizada por Rossi *et al.* [3]. Como resultado, se evita el rechazo del dispositivo por parte de los usuarios de prótesis mioeléctricas a causa de que dicha longitud tiene repercusiones negativas en el empleo del mismo (incomodidad y mayor dificultad al realizar movimientos).

- **Diseño del mecanismo piñón-cremallera**

Para el diseño del mecanismo deseado, el máximo valor para el diámetro del círculo de paso del piñón ($D_{pmáx}$) se asume igual a 24 mm; además, se opta por un ángulo de presión igual a 20° debido a que es un valor usado regularmente. Seguidamente, siendo la relación de transmisión entre el piñón y la cremallera igual a 1, debido a que se desea que la velocidad en ambos engranes sea la misma, se verifica en la Tabla 21 el número mínimo de dientes que el piñón puede disponer ($Z_{pmín} = 13$). Consecuentemente, teniendo en cuenta la ecuación (1), se fórmula como sigue:

$$m_{máx} = \frac{D_{pmáx}}{Z_{pmín}} = \frac{24}{13}$$

$$m_{pmáx} = 1.8462 \text{ mm} \quad (6)$$

Por consiguiente, teniendo en cuenta la Tabla 22, se exponen en la Tabla 9 los valores tentativos de acuerdo a los módulos estandarizados.

Tabla 9: Valores tentativos según los módulos estandarizados.

m	$D_p = m \cdot Z_p$
1.5	19.5
1.75	22.75
2	26

Fuente: Elaboración propia.

Se escoge el módulo estandarizado de valor equivalente a 1.75 mm, resultando así un valor para el diámetro primitivo del piñón igual a 22.75 mm. Seguidamente, según la Tabla 23, se definen los valores de addendum y dedendum de acuerdo al ángulo de presión elegido (Véase la Tabla 10).

Tabla 10: Sistema de dientes del dispositivo háptico.

Sistema de dientes	$\phi = 20^\circ$
Addendum	1.75
Dedendum	2.1875

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, considerando lo expuesto en [26], el perfil propuesto para los dientes del piñón es el *perfil de involuta*, con el fin de transmitir movimiento rotatorio uniforme; consecuentemente, resultan *flancos rectos* (Véase la Figura 5) para los perfiles de los dientes de la cremallera.

Por último, siendo el paso circular el mismo para ambos engranes, se calcula el valor del paso base de la cremallera (P_b) tal y como se expresa en la ecuación (7), considerando la ecuación (4):

$$P_b = 5.4978 * \cos(20^\circ)$$

$$P_b = 5.1662 \text{ mm} \quad (7)$$

- **Selección del servomotor**

Para la elaboración del modelo propuesto, es necesaria la correcta selección del servomotor para el desarrollo del prototipo (Véase la Figura 17); por tal motivo, es preciso conocer el comportamiento mecánico de la piel frente a fuerzas de compresión y tracción, las cuales son proporcionadas en el estudio realizado por Gahagnon *et al.* [29] y Khatyr *et al.* [30].

Al aplicársele cierta tensión a la piel con respecto al tiempo, el comportamiento viscoelástico puede ser clasificado en i) deformación puramente elástica (ϵ_e), ii) la fase viscoelástica (ϵ_{ve}) y iii) la fase de fluencia constante (ϵ_s); consecuentemente, según el modelo analógico propuesto por los autores, la primera fase puede ser representada por un resorte, la segunda parte por un resorte junto a un amortiguador y la tercera fase se considera como un conjunto de resortes y amortiguadores (véase la Figura 19) [30]. De ahí que, las fuerzas de tracción y compresión, en cierto periodo de tiempo, pueden considerarse como equivalentes al realizar el estiramiento cutáneo.

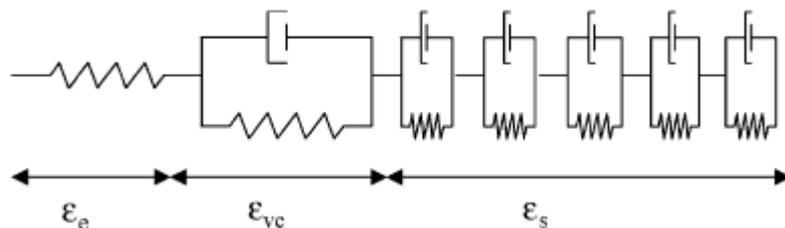


Figura 19: Modelo analógico de la piel ante la aplicación de tensiones.

Fuente: Adaptado de Khatyr *et al.* [30].

Asimismo, al considerarse la piel como un tejido blando, las propiedades asociadas para describir su comportamiento mecánico

son las de anisotropía, propiedades viscoelásticas y no lineales de tensión-deformación [29]; de ahí que, Gahagnon *et al.* [29] evalúan la anisotropía (propiedad mecánica que se refiere a la variación de los valores de la elasticidad dependiendo de la dirección en la que es aplicada la fuerza) en la dirección perpendicular y longitudinal al eje del antebrazo en dos diferentes ángulos del brazo- antebrazo (90° y 180°). En dicho estudio participaron 8 sujetos sanos de edades de entre 23 y 45 años, cuyos resultados con respecto a la aplicación de las fuerzas máximas de tracción en la piel de manera longitudinal al eje del antebrazo para alcanzar el 20% del estiramiento cutáneo (4 mm) fueron: i) 0.32 N con el brazo doblado y ii) 1.32 N de fuerza para el brazo extendido (Véase la Figura 20).

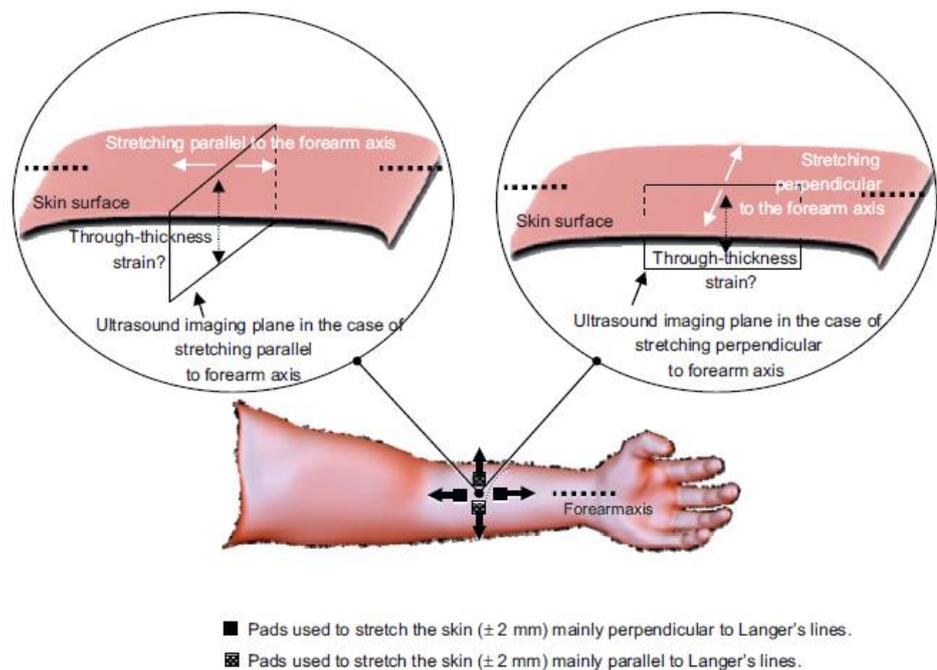


Figura 20: Estiramiento de la piel en la dirección paralela y perpendicular al eje del antebrazo.

Fuente: Adaptado de Gahagnon *et al.* [29].

En ese sentido, la fuerza máxima necesaria que debe ejercer el servomotor para realizar el movimiento requerido en la piel (pellizco)

es de 1.32 N , siendo el torque ($N.mm$), el resultado del producto de aquella fuerza (F_1) y la longitud medida desde el eje del servomotor al hilo de pescar de nylon (l_p) tal y como se aprecia en la ecuación (8).

$$\tau_1 = F_1 * l_p \quad (8)$$

Por ende, en base al diseño mecánico propuesto en párrafos anteriores sobre dicha longitud ($l_p = 20\text{ mm}$), el valor que corresponde al torque (τ_1) resulta 26.4 N.mm . Sin embargo, al considerar las fuerzas de reacción presentes al hacer el contacto con la piel (debido a que el dispositivo se coloca mediante una correa de velcro que rodea el brazo), el torque necesario por el servomotor es mayor (Ver Figura 21).

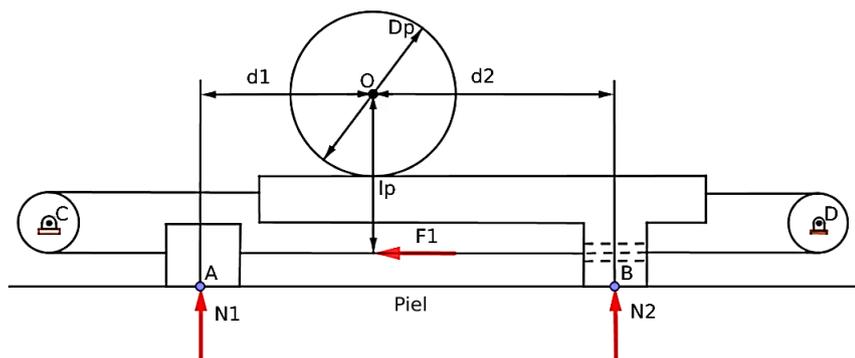


Figura 21: Representación de fuerzas en el dispositivo háptico.

Fuente: Elaboración propia.

En el diagrama realizado se observan las fuerzas que ejercen un torque en el servomotor (considere que los ejes c y d se encuentran de manera paralela a la longitud l_p); siendo las fuerzas máximas sobre el brazo (N_1 y N_2), producidas por el apriete de la correa de velcro alrededor del mismo, igual a 6 N debido a que tal valor es considerado de entre los dos niveles de fuerza en el estudio realizado por Bianchi *et al.* [31] para caracterizar los estímulos “similares a caricias” en la piel del antebrazo (cabe indicar que el valor de 2 N fue considerado como

agradable según del estudio). Así, la ecuación (9) en la cual se realiza la sumatoria de momentos con respecto al punto “o” ($\sum M_o$) se formula de la siguiente manera:

$$\sum M_o = \tau_1 + N_2(d_2) - N_1(d_1) \quad (9)$$

Seguidamente, en función del diseño mecánico propuesto ($d_2 = 24 \text{ mm}$ y $d_1 = 15 \text{ mm}$), se reemplazan los valores de manera que la sumatoria de momentos es equivalente a 158.4 N.mm ; tal valor es multiplicado por un coeficiente de seguridad ($S = 1.5$), expresándose en la ecuación (10) el torque necesario para que el actuador realice el movimiento.

$$\tau_{servo} = \sum M_o * S = 237.6 \text{ N.mm} \quad (10)$$

Así pues, los servomotores tentativos que cumplen dicho requerimiento son los mostrados en la Tabla 11.

Tabla 11: Características de servomotores tentativos presentes en el mercado nacional.

Servomotor	Medidas (mm)	Peso (g)	Torque (N.mm)
Micro servo SG90	22 x 11.5 x 27	9	156.9
Tower Pro SG5010	40 x 20 x 38	39	539.37
Tower Pro MG995	40.7 x 19.7 x 43	55	921.8

Fuente: Elaboración propia.

En consecuencia, debido a su disponibilidad en el mercado nacional y habiéndose expresado el torque necesario, el servomotor escogido es el Tower Pro SG5010; asimismo, cabe resaltar que el actuador del dispositivo Haptic Rocker (el cual realiza un estiramiento lateral de la piel localizada en la extremidad superior) empleado en el estudio

realizado por Dunkelberger *et al.* [32], posee un torque similar (375 *Nmm*) al cálculo expuesto anteriormente.

- **Diseño ergonómico**

Requiriéndose un adecuado diseño ergonómico, es necesaria la medida promedio del tercio proximal del antebrazo dado que el dispositivo se colocará en aquel lugar, a causa de una mayor área del miembro residual para realizar la estimulación cutánea y considerando que, en trabajos futuros, el dispositivo háptico podría integrarse dentro de un sistema protésico; asimismo, se prefiere dicha área de la extremidad debido a que mientras más cerca se está de la mano fantasma, la coincidencia somatotópica podría ser más fuerte, reduciendo así el esfuerzo cognitivo [3].

De ahí que, teniendo en cuenta las medidas antropométricas de una muestra de 2100 trabajadores colombianos de edades de entre 20 y 59 años publicadas por R. Avila Chaurand *et al.* [33], se consideran los valores promedios obtenidos sobre el tercio proximal del perímetro del antebrazo (véase la Tabla 12), eligiéndose así el valor más alto: 268 *mm*; en consecuencia, dado que el perímetro de una circunferencia equivale al producto de la longitud del diámetro de la misma y el número pi ($L = D * \pi$), el valor designado para la curvatura de la base en la geometría del dispositivo es 85.3 *mm* (Véase la Figura 24).

Tabla 12: Medidas antropométricas del perímetro del antebrazo.

	20 – 59 años	
Población	Media (cm)	Desviación estándar (cm)
Hombre ($n_1=1315$)	26.8	1.77
Mujer ($n_2=785$)	23.5	1.83

Fuente: Adaptado de Avila *et al.* [33].

- **Análisis estructural**

Con respecto a la validación estructural del diseño mecánico, la misma se desarrolló en el software Autodesk Inventor Professional 2019 mediante el análisis de elementos finitos teniendo en cuenta una malla tetraédrica.

Conviene subrayar que los materiales que usualmente se emplean en los diseños impresos en 3D son el PLA y el ABS, cuyas resistencias a la tracción son de hasta 47.5 MPa y 45 MPa respectivamente. Dicho de otra manera, siendo similar tal propiedad mecánica en ambos materiales, el prototipo se desarrolla en base al material de impresión denominado “PLA” (ácido poliláctico) debido a una mayor accesibilidad del mismo en el mercado nacional.

Así pues, en el análisis estructural se consideran los elementos que estarían más expuestos a sufrir un mayor esfuerzo mecánico: la base del dispositivo, la cremallera y el piñón. Cabe indicar que en aquellas estructuras, impresas en 3D con el material PLA, se analizó el máximo esfuerzo de Von Mises, la deformación de las estructuras y el factor de seguridad, teniendo en cuenta que todas las fuerzas de pretensión se suponen iguales a 7 N, la fuerza de gravedad se considera equivalente a 9.8 m/s^2 y las fuerzas internas en las caras de la base inferior del

dispositivo se expresan iguales a 9 N dada la disposición del actuador en el mismo. Es necesario recalcar que tales valores se exponen considerando el trabajo de investigación expuesto por Romero [18].

En efecto, conviene mencionar que los resultados del análisis estructural se exponen en el capítulo de resultados.

3.2.2.5 Desarrollo electrónico

Con respecto al desarrollo electrónico para su posterior implementación, en el presente apartado se expone la selección de dispositivos y los criterios tomados en cuenta para la toma de decisiones.

Consecuentemente, al seleccionar el regulador a emplear para energizar con 5 V el circuito electrónico, se consideran 3 reguladores (Véase la Tabla 13) de los cuales se valora la corriente de salida (I_o) y la capacidad de los mismos para rechazar el ruido eléctrico (*Ripple Rejection*).

Tabla 13: Comparación de características eléctricas en reguladores de voltaje.

	V_{in} (V)	V_{on} (V)	I_o	Ripple Rejection (Db)
AMS1117	6.5 – 12	4.9 – 5.1	5 mA – 1 A	60 – 68
LM7805	7 – 20	4.8 – 5.3	5 mA – 1 A	62 – 73
LM317	4.3 – 77	1.3 – 37	10 mA – 1.5 A	65 – 67

Fuente: Elaboración propia.

Así pues, ante expuesto en la Tabla 13, siendo la corriente requerida para el funcionamiento del dispositivo de aproximadamente 280 mA (valor obtenido a través del amperímetro), la corriente de salida máxima permitida por el regulador deberá ser de un valor cercano al consumido. De ahí que los dos primeros reguladores cumplan con dicha característica (1 A).

Con respecto al valor del *Ripple Rejection*, el mismo debe ser el más alto posible teniendo en cuenta que se emplea un servomotor, el cual induce un ruido eléctrico; así pues el regulador *LM7805* posee una mayor capacidad para rechazar el ruido eléctrico en comparación con los reguladores expuestos en la Tabla 13.

Consecuentemente, al emplear al regulador *LM7805*, dados los requerimientos técnicos expuestos, se considera la correcta conexión del dispositivo electrónico, la cual es proporcionada por su hoja de datos (Ver Figura 22).

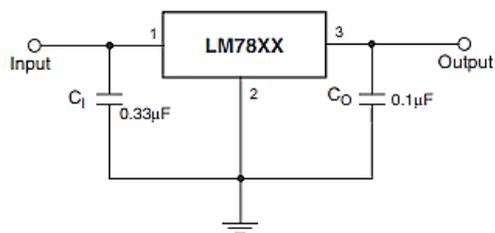


Figura 22: Circuito electrónico del regulador de voltaje *LM7805*.

Fuente: Adaptado de [34].

Por lo que se refiere al dimensionamiento del sistema de energía del dispositivo háptico, de acuerdo al concepto de solución y dados los requerimientos del sistema, se emplea una batería de tipo Lipo para energizar al dispositivo, enfatizando además un mejor comportamiento de la misma en comparación a la del tipo Ni-MH (Niquel – metal hidruro) debido al “efecto memoria” que presenta ésta última. Cabe

indicar que tal fenómeno es consecuencia de una carga incompleta de la misma, lo que provoca a su vez una vida útil más corta.

Asimismo, cabe enfatizar que para evitar el empleo de un disipador de calor, el regulador debe ser capaz de disipar por sí sólo la potencia que no consume, tal y como se expresa en la ecuación (11). Dicho de otro modo, la potencia disipada debe ser la menor posible y no debe exceder a la potencia que es capaz de disipar el regulador *LM7805* (2W) [34].

$$P_d = (V_i - V_o) * I_l \quad (11)$$

Además, siendo aproximadamente 6 horas el tiempo que se desea que el dispositivo esté encendido (cuyo valor de referencia viene dado por el tiempo de duración del dispositivo háptico presentado por Romero [18]), será necesaria una capacidad de almacenamiento de 1680 mAh (como mínimo).

Así pues, en relación a lo expuesto líneas previas, en la Tabla 14 se disponen 3 tipos de baterías y la respectiva potencia disipada por el regulador empleado, entendiéndose que el amperaje consumido es de 280 mA y el voltaje de salida es de 5 V.

Tabla 14. Características técnicas de las baterías de tipo Lipo

Baterías de tipo Lipo	Voltaje	Capacidad de almacenamiento	Potencia disipada
Power 1500 mAh 35C	14.8 V	1500 mAh	2.74 W
Tattu 2300 mAh 45C	11.1 V	2300 mAh	1.7 W
TCR 18650	7.4 V	2200 mAh	0.672 W

Fuente: Elaboración propia.

Consecuentemente, ante lo expuesto en la Tabla 14 se selecciona la batería de tipo Lipo TCR 18650, dadas las características técnicas presentadas, brindando al dispositivo una autonomía equivalente a 7.8 horas.

Por otro lado, en cuanto a la selección del controlador, se tiene en consideración los siguientes criterios: voltaje de operación, comunicación serial, memoria del programa, el número de pines analógicos y la modulación por ancho de pulso para el accionamiento del servomotor (Véase la Tabla 15).

Tabla 15. Comparación de las características técnicas de los controladores.

	Voltaje de operación	Comunicación serial	Flash memory	Clock speed	Pines analógicos	PWM
Arduino Nano	5 V	I2C, SPI, UART, USB	32KB	16MHz	6	6 PWM (490Hz)
Arduino Pro Mini	3.3 y 5 V	I2C, SPI, UART	32KB	8 y 16 MHz	6	7 PWM (490Hz)
PIC 12F683	2 y 5 V	-	2KB	20MHz - 31KHz	4	1 CPP1

Fuente: Elaboración propia.

Como resultado de lo expuesto en la Tabla 15, se descarta el empleo del microcontrolador PIC12F683 debido a que no tiene implementado la comunicación serial UART, la misma que se requiere para la visualización de los datos al evaluar la relación entre el sensor Flex y el actuador. Asimismo, al comparar el Arduino Nano y el Arduino Pro

Mini, se observa la similitud de los mismos en cuanto a las características técnicas que poseen debido a que emplean el mismo microcontrolador (Atmega328p), con la notable diferencia de que el Arduino NANO tiene implementado en su hardware un puerto para la comunicación USB (característica técnica deseada ya que facilita la evaluación de la relación que se establece entre el servomotor y el sensor Flex).

Como resultado de lo expuesto anteriormente, se selecciona el Arduino Nano considerando además la baja complejidad del controlador, verificándose que el mismo posee pines analógicos para la lectura de la señal analógica del sensor Flex, así como pines que permiten la modulación por ancho de pulso (PWM) y considerando además que la velocidad de procesamiento debe ser menor a 50 *ms* (tiempo requerido para el envío información captada por mecanorreceptores hacia el cerebro según Romero [18]).

Por otra parte, con el fin de evitar una polarización inversa del voltaje de alimentación se coloca un diodo a la entrada del regulador, protegiendo así a los componentes electrónicos (Ver Figura 23). Asimismo, cabe señalar que en el cable de alimentación, está dispuesto un fusible de 1 A para el propósito mencionado previamente.

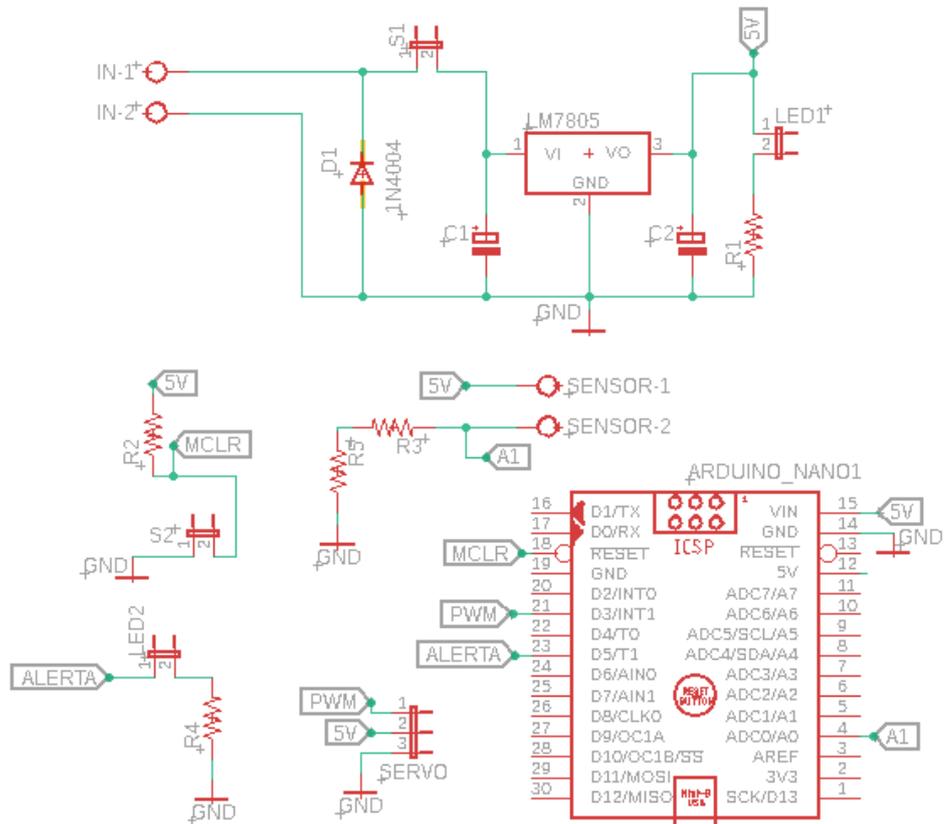


Figura 23: Circuito electrónico del dispositivo háptico.

Fuente: Elaboración propia.

Conviene subrayar que para la conexión de las salidas y entradas declaradas en el circuito electrónico, se tuvo en cuenta el datasheet del Arduino Nano (Véase [35] para mayor detalle) de manera que el pin 21 proporciona la señal PWM (Pulse Width Modulation) y el pin 4 es una entrada analógica.

Por lo que se refiere al circuito del sensor Flex 4.5”, se contemplaron las recomendaciones de la hoja técnica [36], empleando el circuito básico del sensor pero sin considerar el amplificador operacional; asimismo, los valores medidos de la resistencia al abrir y cerrar la mano (ubicándose el sensor en el dedo medio) fueron $18.22\text{ k}\Omega$ y $62.67\text{ k}\Omega$ respectivamente.

3.2.3. Implementación del proyecto

3.2.3.1. Impresión de la estructura en 3D

Por lo que se refiere a la información expuesta en líneas anteriores, se realiza el desarrollo mecánico del dispositivo háptico en el software Autodesk Inventor Professional 2019 (Véase la Figura 24) para la posterior impresión en 3D con el material PLA (Véase el Anexo E para mayor detalle).

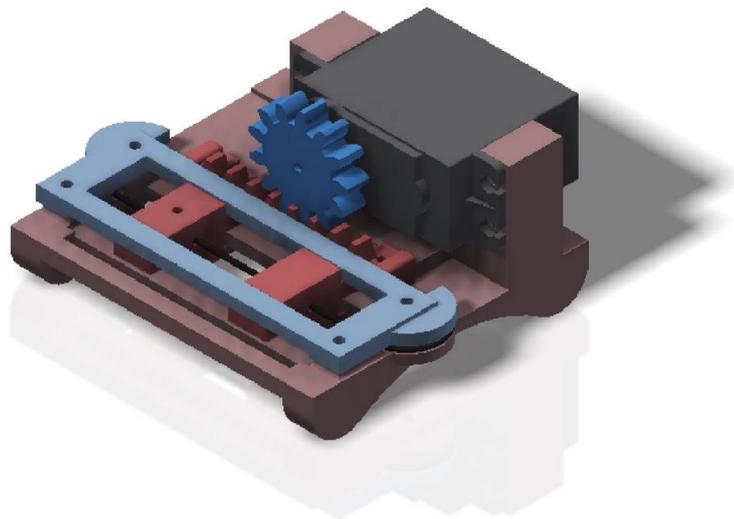


Figura 24: Dispositivo háptico (vista isométrica).

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente se destaca el empleo 4 tornillos de cabeza plana $M2.5 \times 15$ y 4 tornillos autorroscantes de cabeza plana $M2.5 \times 10$ para el ensamblaje de las piezas.

3.2.3.2. Impresión de la tarjeta electrónica

En cuanto a la elaboración del circuito de placa impresa para las pruebas correspondientes, la misma se desarrolla en el software Eagle. Es así que, en las Figura 25 y Figura 26 se incluyen las conexiones correspondientes al controlador y se considera el circuito

3.2.3.3. Desarrollo del algoritmo

Por lo que se refiere a la relación que se establece entre la apertura y cierre de una prótesis de mano y el dispositivo háptico, se considera el procedimiento desarrollado en el trabajo de investigación expuesto por Rossi *et al.* [3] con el fin de lograr la relación más conveniente entre el servomotor y el sensor de flexión. En dicho estudio se evalúa un mejor desempeño del dispositivo háptico al emplear el mapeo logarítmico (Nótese el gráfico derecho en la Figura 27), relacionando la posición del motor activo ubicado en el dispositivo háptico (qH_{ref}) y el valor registrado por el codificador del motor ubicado en la prótesis SoftHand Pro (qS_{meas}) logrando una mejor discriminación con respecto al tamaño de las esferas en comparación al mapeo lineal (Nótese el gráfico izquierdo en la Figura 27); es decir, se verificó que en este último los datos solían agruparse en el tercio superior del rango (Nótese la incorrecta distribución de los datos en la Figura 28 al implementar el mapeo lineal), provocando así una mala discriminación de tamaños con respecto a las esferas (efecto de “aumento”).

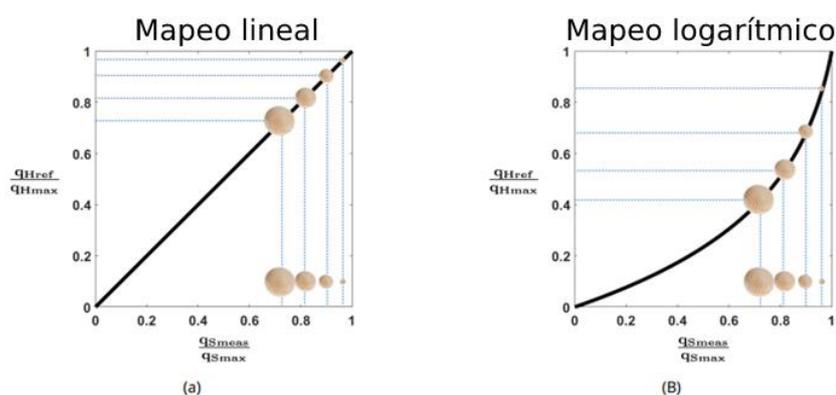


Figura 27: (a) Mapeo lineal y (b) mapeo logarítmico que relaciona la posición medida del motor SoftHand Pro (qS_{meas}) y la posición de referencia para el dispositivo HapPro (qH_{ref}).

Fuente: Adaptado de Rossi *et al.* [3].

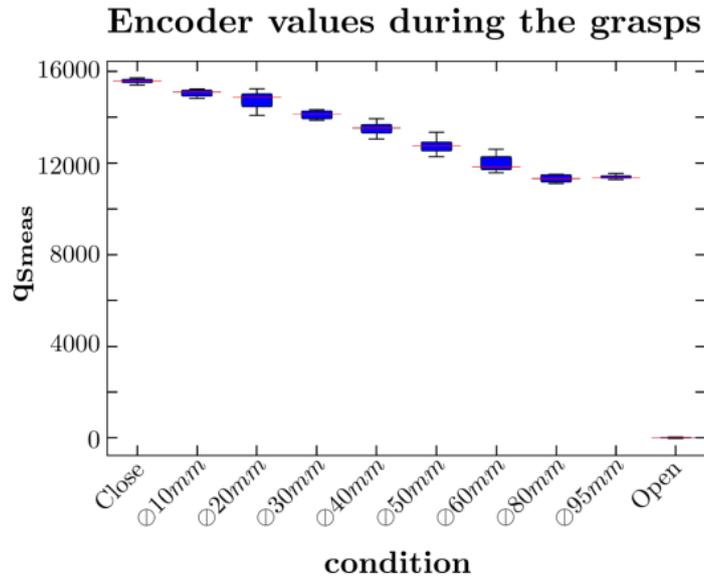


Figura 28: Diagrama de caja de los valores de qS_{meas} , obtenidos a través de los agarres de diferentes esferas.

Fuente: Adaptado de Rossi *et al.* [3].

Se debe agregar que en el estudio realizado por Rossi *et al.* [3], no sólo hubieron resultados cuantitativos con respecto a la distribución correcta de los datos en todo el rango de trabajo del sensor dispuesto en la prótesis de mano facilitando así pistas propioceptivas sobre la misma; sino que también hubieron resultados cualitativos sobre dicho procedimiento al ser calificado como más intuitivo y permitir la reducción de la demanda visual constante requerida en la realización de tareas.

Bajo esa premisa, la lógica dada para el desarrollo del presente algoritmo considera necesaria la representación gráfica (diagrama de caja) que relacione el tamaño de esferas y los valores analógicos registrados a través del sensor de flexión (qS_{meas}) con el fin de la correcta visualización del rango de trabajo de éste último.

Para tal propósito, el sensor se dispuso en el dedo medio de la mano a través de un guante con el objetivo de agarrar cada una de las

esferas para el registro de los datos correspondientes; cada fase de agarre se repitió 10 veces para un mismo diámetro de esfera. Así pues, se obtuvieron los valores analógicos a través del puerto serial del Arduino, los cuales se normalizaron entre 0 y 100 (procesamiento estándar que se realiza para la correcta diferenciación de los datos), y el diámetro de cada esfera para la representación gráfica (Nótese Figura 29). Es preciso señalar, que se seleccionaron 7 esferas de tecnopor de diferentes diámetros para dicho procedimiento (Véase la Figura 30).

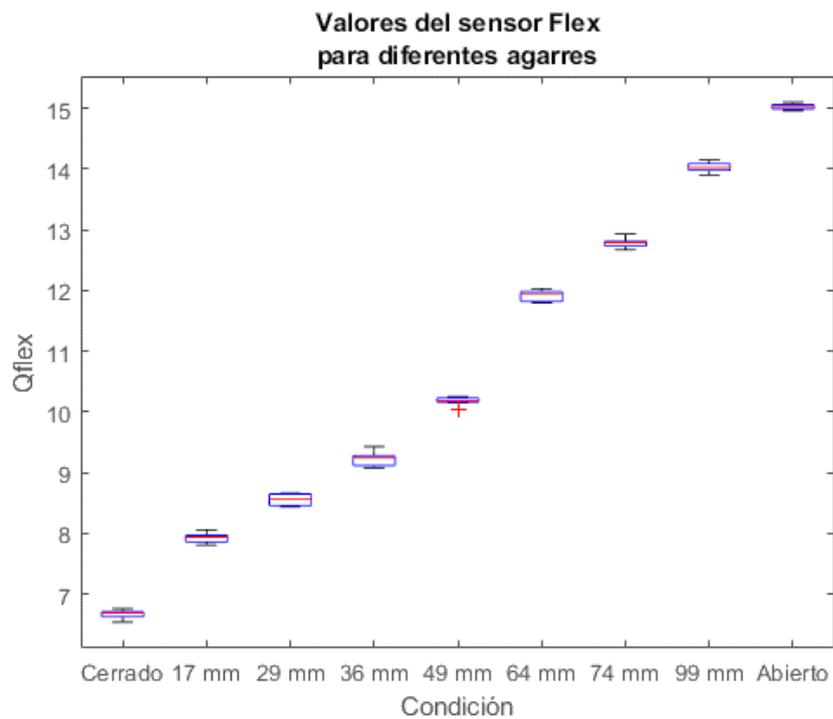


Figura 29: Diagrama de caja para valores analógicos del sensor Flex grabados durante el agarre de diferentes esferas.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 30: Esferas de tecnopor de diferentes diámetros: 99 mm, 74 mm, 64 mm, 49 mm, 36 mm, 29 mm y 17 mm (Descritos de derecha a izquierda).

Fuente: Elaboración propia.

Conviene subrayar que el monitoreo y registro de datos se realiza a través del puerto serial del Arduino y se procesa la información en el software Matlab, el cual permitió una mejor visualización de los datos obtenidos.

Ante lo expuesto, en el presente trabajo de investigación se opta por el mapeo lineal, nótese la ecuación expuesta en (12), debido a la distribución correcta de los datos en todo el rango de trabajo del sensor Flex, estableciendo así la relación entre los ángulos máximos y mínimos del servomotor ($\theta_{m\acute{a}x}$ y $\theta_{m\acute{i}n}$) y los valores máximos y mínimos del sensor resistivo Flex 4.5" ($Qflex_{m\acute{a}x}$ y $Qflex_{m\acute{i}n}$):

$$\theta_{out} = \left(\frac{\theta_{m\acute{a}x} - \theta_{m\acute{i}n}}{Qflex_{m\acute{a}x} - Qflex_{m\acute{i}n}} \right) (Qflex - Qflex_{m\acute{i}n}) + \theta_{m\acute{i}n} \quad (12)$$

Consecuentemente, considerando lo expuesto en la Figura 29, se escogen los valores centrales analógicos del sensor Flex, normalizados entre 0 y 100, al abrir y cerrar la mano: $Qflex_{m\acute{a}x} = 15.025$ y $Qflex_{m\acute{i}n} = 6.69$ respectivamente.

Por otro lado, para el cálculo del ángulo máximo del actuador, se considera la relación geométrica existente entre tal valor, el radio

primitivo del piñón y el estiramiento máximo de la piel, tal y como se expresa en la ecuación (13). Cabe señalar que se opta por un estiramiento cutáneo equivalente a 4.5 mm (L_{piel}) dado que tal valor fue determinado en un estudio previo para la caracterización del estiramiento de la piel en el lado dorsal y ventral del antebrazo [11].

$$L_{piel} = \left(\frac{2\pi}{360^\circ} \right) r_p * \theta_{m\acute{a}x} \quad (13)$$

Por último, considerando los valores expuestos previamente, se calcula un ángulo máximo igual a 22.67° ; sin embargo, debido al comportamiento complejo de la piel y al diseño mecánico del dispositivo háptico, experimentalmente se determinó un valor equivalente a 26° (se asume que el valor del ángulo mínimo del servomotor es igual a 0°).

En ese sentido, se desarrolla el diagrama de flujo del algoritmo del dispositivo háptico (Nótese la Figura 31), el cual a su vez contempla la lectura promedio de la señal analógica para evitar vibraciones en el servomotor; análogamente, se considera el envío de información a través del puerto serial sobre el ángulo y la lectura analógica del sensor Flex (Véase el Anexo E para mayor detalle)

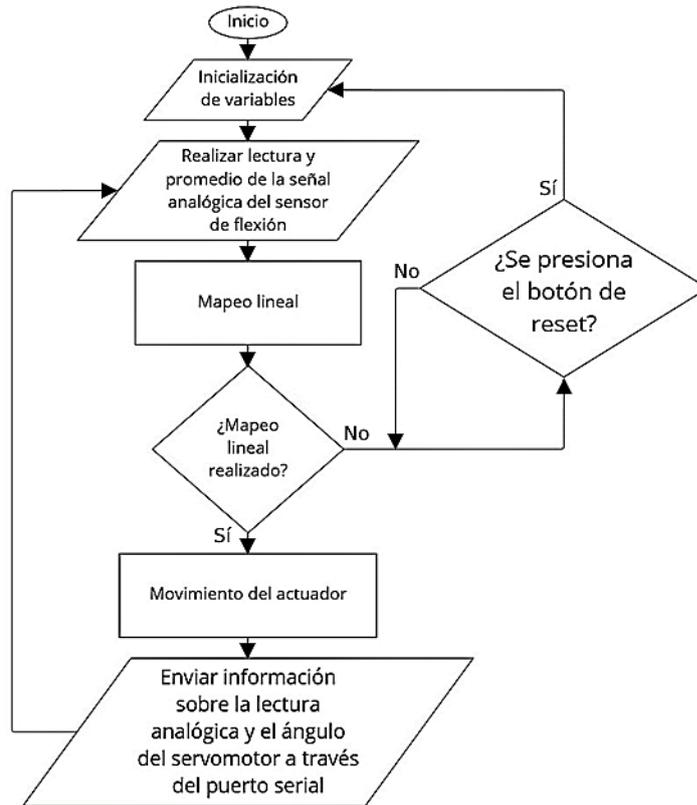


Figura 31: Diagrama de flujo del algoritmo del dispositivo háptico.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.4. Recolección de información

3.2.4.1. Evaluación de los métodos de fijación a la piel

La evaluación de los métodos de fijación a la piel se desarrolla con el objetivo de determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre la información propioceptiva percibida ante el método de modalidad emparejada propuesto (estiramiento cutáneo en dirección longitudinal) y dos diferentes métodos de fijación a la piel (Véase la Figura 32 para mayor detalle).

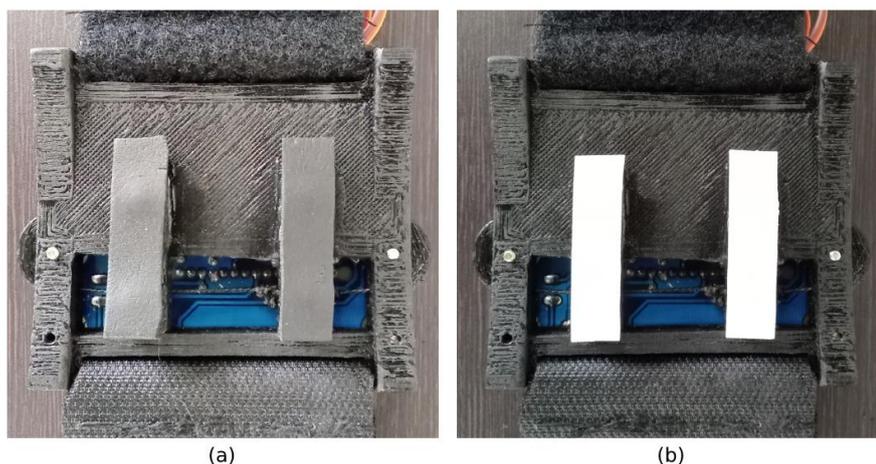


Figura 32: Métodos de fijación: (a) Espuma de neopreno y (b) cinta adhesiva de doble cara.

Fuente: Elaboración propia.

Conviene subrayar que para dicha evaluación el dispositivo háptico se colocó en el lado ventral del tercio proximal del antebrazo dado que se evidenció en un estudio realizado por Rossi *et al.* [3] una mayor sensibilidad del lado ventral de la extremidad con respecto al lado dorsal del mismo.

De igual modo, cabe señalar que los 10 voluntarios, quienes firmaron un acta de consentimiento informado, participaron en la evaluación siguiendo el protocolo mencionado previamente en el método de recolección; asimismo, se les mencionó la capacidad de determinar la frecuencia de apertura y cierre de sus manos para evitar la fatiga muscular (Nótese la evaluación del dispositivo en la Figura 33).

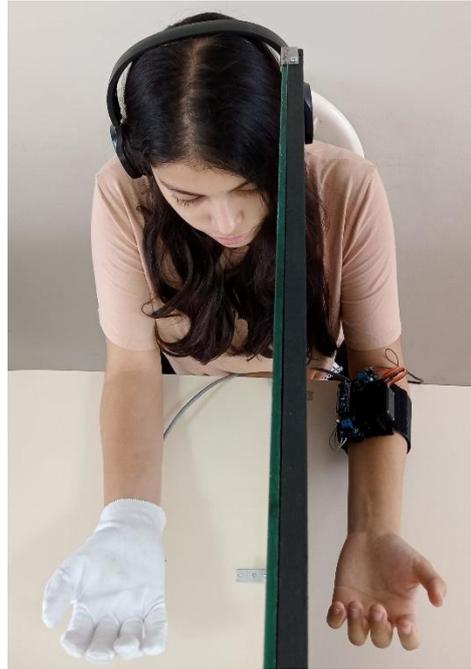


Figura 33: Evaluación de los métodos de fijación a la piel mediante el experimento de la caja de espejo.

Fuente: Elaboración propia.

Eventualmente, al término de ambas etapas de la evaluación, los participantes completaron las encuestas cuantitativas subjetivas teniendo en cuenta la escala Likert de 7 puntos (Véase la Tabla 16).

Tabla 16: Escala de Likert para la evaluación cuantitativa subjetiva.

Valor	Significado
1	Totalmente en desacuerdo
2	En desacuerdo
3	Moderadamente en desacuerdo
4	Ligeramente de acuerdo
5	Moderadamente de acuerdo
6	De acuerdo
7	Totalmente de acuerdo

Fuente: Elaboración propia.

La recolección de datos se llevó a cabo en dos días, en un ambiente controlado y con un tiempo de aproximadamente 12 minutos para cada participante (Nótese el dispositivo háptico en la Figura 34).



Figura 34: Dispositivo háptico de estiramiento cutáneo longitudinal.

Fuente: Elaboración propia.

CAPITULO 4

RESULTADOS

En el presente capítulo se exponen los resultados del análisis estructural, la implementación del mapeo lineal y la evaluación de los métodos de fijación a la piel mediante la estimulación del estiramiento pellizco-cutáneo longitudinal para proporcionar información propioceptiva.

4.1. Resultados del análisis estructural

El análisis estructural mediante elementos finitos se realiza considerando el software Inventor Professional 2019 al exponerse a las fuerzas de pretensión, las fuerzas de reacción y las fuerzas en las caras internas de los dispositivos.

En la simulación de la base del dispositivo se colocan dos restricciones fijas debido al contacto con el antebrazo y las fuerzas previamente mencionadas en el capítulo anterior. Consecuentemente el máximo desplazamiento obtenido resulta igual a 0.01921 mm , la máxima resistencia a la fluencia es de 2.475 MPa y el mínimo factor de seguridad a la fluencia equivalente a 15 (Véase el Anexo G).

Con respecto al piñón, para el desarrollo del análisis se dispone una restricción de pasador en el eje y se simula una fuerza dirigida de manera perpendicular entre la cara y el flanco del diente del engranaje. Tal fuerza resultante se determina igual a 12.07 N , nótese la ecuación expuesta en (14), teniendo en cuenta la sumatoria de las dos fuerzas de reacción presentes en el dispositivo (Véase la Figura 21) y la fuerza máxima necesaria expuesta por Gahagnon *et al.* [29] para realizar el estiramiento longitudinal

de la piel en el tercio proximal del lado ventral del antebrazo (1.32 N). Consecuentemente, el máximo desplazamiento obtenido resulta igual a 0.01029 mm, la máxima resistencia a la fluencia es de 5.453 MPa y el mínimo factor de seguridad a la fluencia igual a 10.09 (Véase el Anexo G).

$$Fr = \sqrt{1.32^2 + 12^2} = 12.07 N \quad (14)$$

Seguidamente, en el análisis estructural de la cremallera se coloca una restricción fija en la base de la misma, la fuerza resultante previamente calculada dispuesta de manera perpendicular en la cara del diente del engrane (Fr) y la fuerza de reacción en donde se ubica el material de fijación a la piel (6 N). Por consiguiente, el máximo desplazamiento obtenido resulta igual a 0.273 mm, la máxima resistencia a la fluencia equivalente a 8.611 MPa y el mínimo factor de seguridad a la fluencia se expresa con un valor de 6.39 (Véase el Anexo G).

En resumen, los valores obtenidos con respecto a la tensión de Von Mises en las estructuras son menores a la resistencia de fluencia del material PLA (47.2 MPa). Asimismo, los valores de desplazamiento se encuentran en el orden de las décimas y centésimas de milímetro; y a su vez, los factores de seguridad resultan mayores a 1.5 (Véase la Tabla 17).

Tabla 17: Resultados del análisis estructural del dispositivo háptico.

	Base del dispositivo	Cremallera	Piñón
Esfuerzo de Von Mises (MPa)	2.475	8.611	5.453
Deformación máxima (mm)	0.01921	0.273	0.01029
Mínimo factor de seguridad	15	6.39	10.09

Fuente: Elaboración propia.

4.2. Resultados de la implementación del mapeo lineal

Siendo el objetivo la correcta distribución de los datos, es decir los valores analógicos del sensor Flex en el rango de trabajo establecido, con el fin de tener un impacto positivo en la entrega de la información propioceptiva según Rossi et al. [3] y evitar así el “efecto de aumento”, se graficó mediante el software Matlab la relación entre el ángulo del servomotor y los valores analógicos del sensor Flex (Véase la Figura 35), cuyo mapeo lineal se expresa mediante la ecuación (5), la misma que fue calculada previamente en el capítulo anterior.

$$\theta_{out} = \left(\frac{26}{9}\right)(Qflex - 6) \quad (15)$$

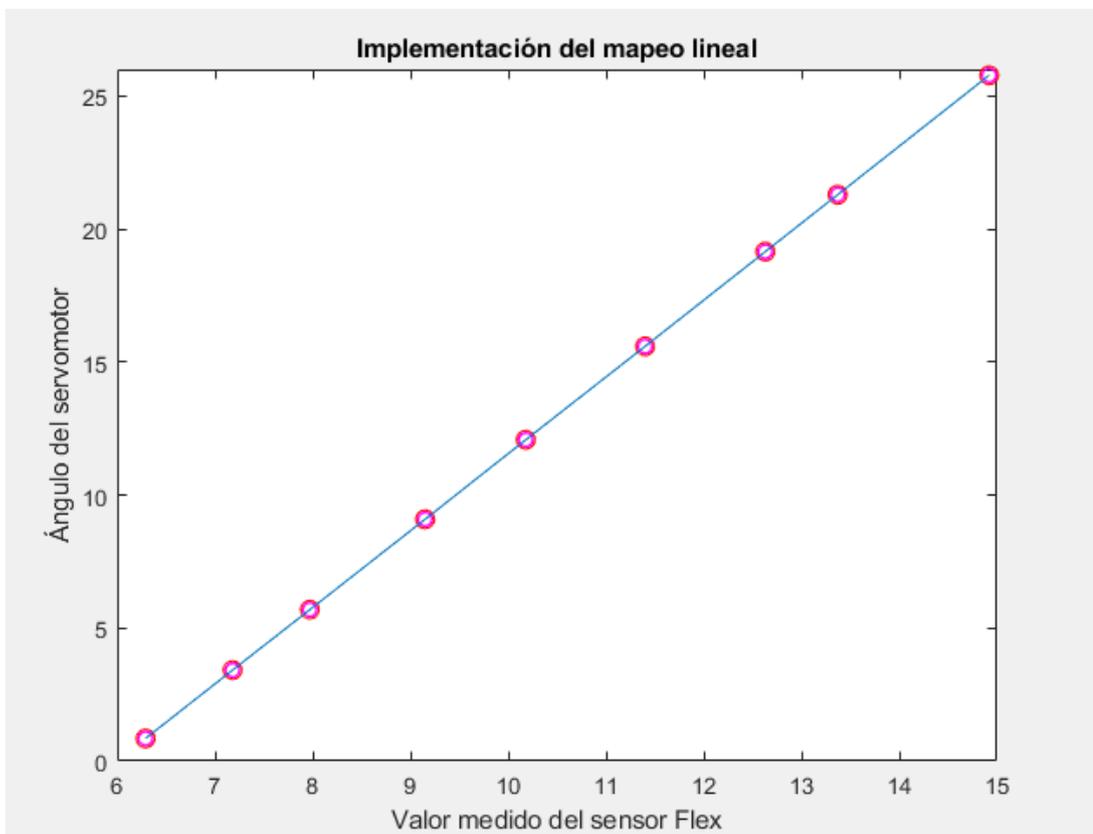


Figura 35. Implementación del mapeo lineal.

Fuente: Elaboración propia.

4.3. Resultados del análisis del método de fijación a la piel

Con el fin de esclarecer el panorama a futuras investigaciones que buscan proporcionar información propioceptiva al no haber una conclusión clara entre los métodos de fijación, se realiza la evaluación a 10 personas sin amputación (además del cálculo estadístico de sus edades e IMC) a través del método de recolección descrito en el capítulo anterior, mediante dos encuestas cuantitativas subjetivas, con el fin de analizar (i) la relación entre la información propioceptiva y la espuma de neopreno (Test 1) y (ii) la relación entre la información propioceptiva y la cinta adhesiva de doble cara (Test 2) a partir del experimento de la caja de espejo, cuyo empleo es respaldado en diferentes trabajos de estudio médico tales como el de Huaroto [14] para analizar la información propioceptiva ante la creación de una imagen virtual del antebrazo dispuesto detrás del espejo.

- **Descripción estadística**

Por lo que se refiere a la evaluados, son partícipes 9 personas de nacionalidad peruana y una de nacionalidad venezolana (4 hombres y 6 mujeres) de edades de entre 20 y 52 años e índice de masa corporal promedio igual a $26.148 \text{ Kg}/\text{m}^2$ (Nótese en la Figura 36 la representación gráfica mediante el diagrama de caja de los IMC y las edades de los encuestados).

Datos estadísticos

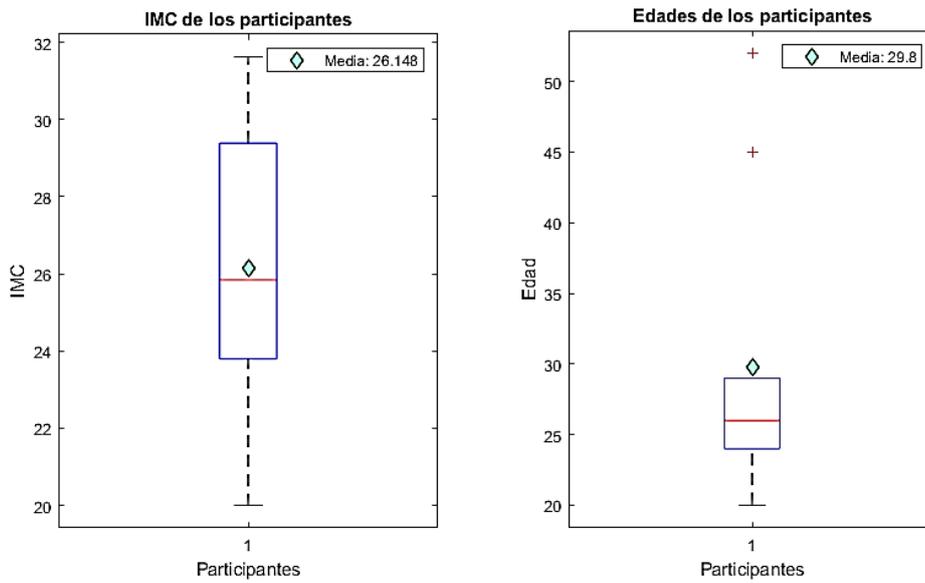


Figura 36: Datos estadísticos de los encuestados.

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, los resultados del test 1 y 2 en base a la escala de Likert de 7 puntos son mostrados en la Tabla 18 y en la Tabla 19 respectivamente. Conviene subrayar que de las tablas mencionadas, se destacan los valores promedios (M) y las desviaciones estándar (SD) obtenidas en cada pregunta.

Tabla 18: Resultados de la encuesta cuantitativa subjetiva (Test 1) en base a la escala de Likert de 7 puntos.

Sujetos (S_i)	Test 1				
	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5
S_1	5	6	6	5	2
S_2	6	6	4	3	3
S_3	7	7	6	6	4
S_4	7	7	6	7	1
S_5	6	6	6	6	4
S_6	7	6	7	6	2

S_7	6	6	5	4	4
S_8	5	7	6	7	4
S_9	7	7	7	7	2
S_{10}	6	6	7	7	1
Promedios	6.20	6.40	6.00	5.80	2.70
S.D.	0.789	0.516	0.943	1.398	1.252

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 19: Resultados de la encuesta cuantitativa subjetiva (Test 2) en base a la escala de Likert de 7 puntos.

Sujetos (S_i)	Test 2				
	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5
S_1	6	6	6	3	3
S_2	5	5	4	3	4
S_3	6	7	7	7	4
S_4	4	4	5	3	3
S_5	6	5	6	6	2
S_6	7	7	7	7	5
S_7	6	5	5	4	4
S_8	7	7	7	7	4
S_9	7	6	7	7	1
S_{10}	7	7	7	7	1
Promedios	6.10	5.90	6.10	5.40	3.10
S.D.	0.994	1.101	1.101	1.897	1.370

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, asumiendo que existe una distribución normal de los datos obtenidos a través de las encuestas (Nótese la Tabla 2) y siendo estos datos provenientes de muestras emparejadas, se aplica el análisis estadístico “*t-student*” con un intervalo de confianza del 95% y 9 grados de libertad, en donde la hipótesis nula es la no diferencia estadísticamente significativa de los datos, la cual se aceptará en caso el *valor p* resulte mayor al nivel de significancia ($p > 0.05$) (Véanse los resultados en la Tabla 20 y la Figura 37). Asimismo, es necesario señalar que el análisis estadístico de los datos se realiza empleando el software *IBM SPSS Statistics*.

Tabla 20: Prueba *t-student* para las muestras emparejadas.

	Test 1	Test 2	t	p
	M(DE)	M(DE)		
Pregunta 1	6.20(0.789)	6.10(0.994)	0.231	0.823
Pregunta 2	6.40(0.516)	5.90(1.101)	1.342	0.213
Pregunta 3	6.00(0.943)	6.10(1.101)	-0.557	0.591
Pregunta 4	5.80(1.398)	5.40(1.897)	0.840	0.423
Pregunta 5	2.70(1.252)	3.10(1.370)	-0.885	0.399

Fuente: Elaboración propia.

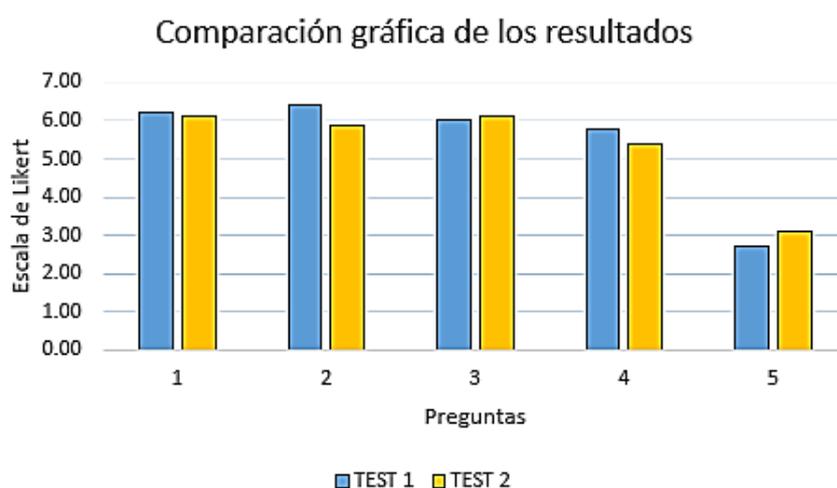


Figura 37: Comparación gráfica de los promedios obtenidos en las encuestas cuantitativas subjetivas.

Fuente: Elaboración propia.

4.4. Discusión

En el análisis estructural, considerando que el esfuerzo de Von Mises del material PLA (47.6 MPa) es mayor a los valores expresados en la Tabla 17, se asegura la confiabilidad de la misma y la no deformación plástica del material ante las condiciones experimentales expuestas. Asimismo, la deformación máxima se encuentra en el orden de las centésimas y milésimas de milímetro, mientras que los factores mínimos de seguridad resultan mayores a 1.5.

En lo que respecta a la gráfica mostrada en la Figura 35, se observa la correcta distribución de la relación establecida entre el ángulo del servomotor y los valores analógicos del sensor Flex en todo el rango de trabajo propuesto, existiendo una relación lineal entre los valores expuestos. Así pues, la correcta relación existente puede reducir la demanda visual constante al proporcionar mayores pistas propioceptivas sobre la apertura y cierre de la mano dada la estimulación longitudinal del estiramiento – pellizco cutáneo [3].

Por lo que se refiere a la evaluación de los métodos de fijación a la piel, el análisis reveló que no existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la sensación propioceptiva percibida (Pregunta 2) entre ambos métodos de fijación ($t(9) = 1.34, p = 0.213 > 0.05$) a pesar de que las puntuaciones del primer test ($M = 6.40, SD = 0.516$) son mayores que las del segundo test ($M = 5.90, SD = 1.101$). No obstante, ante la tendencia hacia el primer método de fijación, la conexión temporal que posee el segundo método [3] y debido a que algunos participantes la calificaron como “más natural” e incluso mencionaron sentir un “tendón imaginario” (término bajo el cual se planteó el estudio realizado en [3]), es válido calificarlo como una solución viable.

En cuanto a la sensación de adherencia con respecto al reflejo observado en el espejo, no hay diferencias estadísticamente significativas ($t(9) = 0.23, p = 0.823 > 0.05$) aunque se resalta el alto puntaje bajo los cuales son calificados ($M = 6.20, SD = 0.789$

para el primer test y $M = 6.10, SD = 0.994$ para el segundo test). Asimismo, los resultados evidencian que los participantes se sintieron aislados de ruidos (Pregunta 3), no sentirse exhaustos (Pregunta 5) y se mostraron interesados a continuar con el experimento (Pregunta 4); cabe señalar que tampoco existen diferencias estadísticamente significativas de tales resultados (Véase la Tabla 20).

Por otro lado, los comentarios con respecto al empleo de la espuma de neopreno bajo el método de modalidad emparejada expuesto concuerdan con lo manifestado en [25], quienes exponen que el estiramiento de la piel podría percibirse como un mecanismo natural; por contraparte, pudo haber existido un mayor esfuerzo cognitivo ante un mayor estiramiento de la piel al no calificarse de la misma forma al empleo de la cinta adhesiva de doble cara como método de fijación.

Finalmente, conviene subrayar el poco espacio empleado para realizar la estimulación cutánea y el tamaño del dispositivo, considerando que en [11] el Stretch Pro 2M OD emplea 2 motorreductores para realizar el mismo estímulo, pudiendo repercutir positivamente en la aceptación de las prótesis dado que los dispositivos hápticos se requieren livianos y portátiles [13].

CONCLUSIONES

- La norma VDI 2206 y la norma VDI 2225 permitieron la selección, diseño e implementación de un dispositivo háptico, el cual considera un método de retroalimentación emparejado (estiramiento-pellizco cutáneo) para proporcionar información propioceptiva relacionada a la apertura y cierre de la mano, más eficaz y portable.
- El desarrollo e implementación de la electrónica permitió relacionar el sensor Flex y el servomotor, permitiendo así el accionamiento del mismo.
- La implementación del mapeo lineal permitió establecer la relación entre el servomotor y el sensor de flexión evitando el “efecto de aumento” al considerar la correcta distribución de los datos en todo el rango de trabajo establecido en el sensor Flex.
- El dimensionamiento del sistema de energía permitió una autonomía del dispositivo de aproximadamente 7.8 horas, considerando una disipación de potencia eficiente al energizar el regulador de voltaje.
- La evaluación de los métodos de fijación a la piel evidenció que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la espuma de neopreno y la cinta adhesiva de doble cara como método de fijación al proporcionar información propioceptiva sobre la apertura y cierre de la mano ($p = 0.213$). Asimismo, se

concluye que el dispositivo háptico y la espuma de neopreno como método de fijación a la piel es una solución más viable dada su naturaleza práctica y la sensación natural percibida por el estiramiento cutáneo al proporcionar información propioceptiva, lo cual reduce a su vez la carga cognitiva.

RECOMENDACIONES

En futuros estudios, sería válido evaluar la usabilidad, la comodidad y el nivel de agrado del dispositivo háptico en personas con amputación a nivel del antebrazo, considerando además el uso de prótesis mioeléctricas para las pruebas. Del mismo modo, la evaluación de la efectividad del dispositivo ante la discriminación del tamaño de objetos aportaría a la comunidad científica.

Se sugiere realizar estudios del dispositivo háptico planteado en diferentes áreas tales como juegos de realidad virtual, operación de máquinas a larga distancia, entre otros; con el fin de evaluar su efectividad en cuanto a la transmisión de sensaciones propioceptivas.

BIBLIOGRAFÍAS

- [1] P. G. Sagastegui Alva, S. Muceli, S. F. Atashzar, L. William, and D. Farina, "Wearable multichannel haptic device for encoding proprioception in the upper limb," *J. Neural Eng.*, vol. 17, no. 5, pp. 1–11, 2020, doi: 10.1088/1741-2552/aba6da.
- [2] K. R. Schoepp, M. R. Dawson, J. S. Schofield, J. P. Carey, and J. S. Hebert, "Design and integration of an inexpensive wearable mechanotactile feedback system for myoelectric prostheses," *IEEE J. Transl. Eng. Heal. Med.*, vol. 6, no. 0, pp. 1–11, 2018, doi: 10.1109/JTEHM.2018.2866105.
- [3] M. Rossi, M. Bianchi, E. Battaglia, M. G. Catalano, and A. Bicchi, "HapPro: A Wearable Haptic Device for Proprioceptive Feedback," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 66, no. 1, pp. 138–149, 2019, doi: 10.1109/TBME.2018.2836672.
- [4] E. Battaglia, J. P. Clark, M. Bianchi, M. G. Catalano, A. Bicchi, and M. K. O'Malley, "The Rice Haptic Rocker: Skin stretch haptic feedback with the Pisa/IIT SoftHand," *2017 IEEE World Haptics Conf. WHC 2017*, vol. 0, no. 0, pp. 7–12, 2017, doi: 10.1109/WHC.2017.7989848.
- [5] J. S. Schofield, K. R. Evans, J. P. Carey, and J. S. Hebert, "Applications of sensory feedback in motorized upper extremity prosthesis: A review," *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 11, no. 5, pp. 499–511, 2014, doi: 10.1586/17434440.2014.929496.
- [6] M. N. Nemah, O. H. Aldulaymi, C. Y. Low, N. A. Che Zakaria, and S. Mohamaddan, "A hybrid haptic feedback stimulation device to recover the missing sensation of the upper limb amputees," *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 834, no. 1, 2020, doi: 10.1088/1757-899X/834/1/012013.
- [7] L. Farro, R. Tapia, L. Bautista, R. Montalvo, and H. Iriarte, "Características clínicas y demográficas del paciente amputado," *Rev. Médica Hered.*, vol. 23, no. 4, pp. 240–243, 2012, doi: 10.20453/rmh.v23i4.845.
- [8] S. Fani, K. Di Blasio, M. Bianchi, M. G. Catalano, G. Grioli, and A. Bicchi, "Relaying the High-Frequency Contents of Tactile Feedback to Robotic Prosthesis Users: Design, Filtering, Implementation, and Validation," *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, no. 2, pp. 926–933, 2019, doi: 10.1109/LRA.2019.2894380.
- [9] N. Thomas, G. Ung, C. McGarvey, and J. D. Brown, "Comparison of vibrotactile and joint-torque feedback in a myoelectric upper-limb prosthesis," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 16, no. 1, pp. 1–18, 2019, doi: 10.1186/s12984-019-0545-5.
- [10] C. H. Moore, S. F. Corbin, R. Mayr, K. Shockley, P. L. Silva, and T. Lorenz, "Grasping

- Embodiment: Haptic Feedback for Artificial Limbs,” *Front. Neurobot.*, vol. 15, no. 0, pp. 1–10, 2021, doi: 10.3389/fnbot.2021.662397.
- [11] N. Colella, M. Bianchi, G. Grioli, A. Bicchi, and M. G. Catalano, “A novel skin-stretch haptic device for intuitive control of robotic prostheses and avatars,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, no. 2, pp. 1572–1579, 2019, doi: 10.1109/LRA.2019.2896484.
- [12] J. P. Clark, S. Y. Kim, and M. K. O’Malley, “The Rice Haptic Rocker: Comparing Longitudinal and Lateral Upper-Limb Skin Stretch Perception,” *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 10894 LNCS, pp. 125–134, 2018, doi: 10.1007/978-3-319-93399-3_12.
- [13] M. F. Simons *et al.*, “B:Ionic Glove: A soft smart wearable sensory feedback device for upper limb robotic prostheses,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 6, no. 2, pp. 3311–3316, 2021, doi: 10.1109/LRA.2021.3064269.
- [14] J. J. J. Huaroto Sevilla, “Diseño de un generador de estímulos mecánicos como interfaz blanda entre prótesis y miembro residual a nivel transradial con capacidad nominal de estimulación entre 0 y 8.5 N a 70 Hz,” Universidad Nacional de Ingeniería, 2019.
- [15] M. F. Simons, A. C. Haynes, Y. Gao, Y. Zhu, and J. Rossiter, “In contact: Pinching, squeezing and twisting for mediated social touch,” *Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - Proc.*, vol. 0, no. 0, pp. 1–9, 2020, doi: 10.1145/3334480.3382798.
- [16] H. Huang *et al.*, “Multi-modal sensory feedback system for upper limb amputees,” *Proc. - 2017 1st New Gener. CAS, NGCAS 2017*, pp. 193–196, 2017, doi: 10.1109/NGCAS.2017.62.
- [17] J. Wheeler, K. Bark, J. Savall, and M. Cutkosky, “Investigation of rotational skin stretch for proprioceptive feedback with application to myoelectric systems,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 1, pp. 58–66, 2010, doi: 10.1109/TNSRE.2009.2039602.
- [18] E. F. Romero Muñiz, “Diseño de un sistema de retroalimentación háptico para una prótesis mioeléctrica transradial de miembro superior,” Pontificia Universidad Católica Del Perú, 2018.
- [19] B. Stephens-Fripp, G. Alici, and R. Mutlu, “A review of non-invasive sensory feedback methods for transradial prosthetic hands,” *IEEE Access*, vol. 6, no. c, pp. 6878–6899, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2791583.
- [20] V. Z. Pérez Ariza and M. Santís-chaves, “INTERFACES HÁPTICAS : SISTEMAS CINESTÉSICOS VS . SISTEMAS TÁCTILES,” *Rev. EIA*, vol. 13, no. 26, pp. 13–29, 2016, [Online]. Available: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=149250081001>.
- [21] K. Li, Y. Fang, Y. Zhou, and H. Liu, “Non-invasive Stimulation based Tactile Sensation for Upper-extremity Prosthesis: A Review,” *IEEE Sens. J.*, vol. 17, no. 9, pp. 2625–2635, 2017, doi: 10.1109/JSEN.2017.2674965.
- [22] K. Cárdenas and M. Aranda, “Uso de psicoterapias como tratamiento del dolor de miembro fantasma,” *Rev. Colomb. Psiquiatr.*, vol. 46, no. 3, pp. 178–186, 2017, doi: 10.1016/j.rcp.2016.08.003.
- [23] V. S. Ramachandran and W. Hirstein, “The perception of phantom limbs: The D. O. Hebb lecture,” *Brain A J. Neurol.*, vol. 121, no. 9, pp. 1603–1630, 1998, doi: 10.1093/brain/121.9.1603.
- [24] P. Svensson, U. Wijk, A. Björkman, and C. Antfolk, “A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses,” *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 14, no. 6, pp. 439–447, 2017, doi: 10.1080/17434440.2017.1332989.
- [25] E. Battaglia, J. P. Clark, M. Bianchi, M. G. Catalano, A. Bicchi, and M. K. O’Malley, “Skin stretch haptic feedback to convey closure information in anthropomorphic, under-actuated upper limb soft prostheses,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 12, no. 4, pp. 508–520, 2019, doi: 10.1109/TOH.2019.2915075.
- [26] R. Budynas and K. J. Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, 9na ed. México: McGraw-Hill, 2012.
- [27] J. J. Huaroto, E. Suarez, H. I. Krebs, P. D. Marasco, and E. A. Vela, “A Soft

- Pneumatic Actuator as a Haptic Wearable Device for Upper Limb Amputees: Toward a Soft Robotic Liner,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, no. 1, pp. 17–24, 2019, doi: 10.1109/LRA.2018.2874379.
- [28] J. Gausemeier and S. Moehringer, “New Guideline VDI 2206 – A Flexible Procedure Model for the Design of Mechatronic Systems,” *Proceedings of the 14th International Conference on Engineering Design (ICED)*, Stockholm, 2003.
- [29] S. Gahagnon, Y. Mofid, G. Josse, and F. Ossant, “Skin anisotropy in vivo and initial natural stress effect: A quantitative study using high-frequency static elastography,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 16, pp. 2860–2865, 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.032.
- [30] F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, and J. Lagarde, “Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy,” *Ski. Res. Technol.*, vol. 10, no. 2, pp. 96–103, 2004, doi: 10.1111/j.1600-0846.2004.00057.x.
- [31] M. Bianchi *et al.*, “On the Role of Affective Properties in Hedonic and Discriminant Haptic Systems,” *Int. J. Soc. Robot.*, vol. 9, no. 1, pp. 87–95, 2017, doi: 10.1007/s12369-016-0371-x.
- [32] N. Dunkelberger *et al.*, “Improving Perception Accuracy with Multi-sensory Haptic Cue Delivery,” *EuroHaptics 2018*, vol. 10894, pp. 289–301, 2018, doi: 10.1007/978-3-319-93399-3_26.
- [33] R. Avila Chaurand, L. R. Prado León, and E. L. González Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. 2007.
- [34] Mouser, “LM78XX, LM78XXA - 3-Terminal 1 A Positive Voltage Regulator,” *mouser.com*. <https://www.mouser.com/datasheet/2/149/LM7805-1010961.pdf> (accessed Jun. 21, 2022).
- [35] Arduino, “Arduino Nano,” *store.arduino.cc*. <https://store.arduino.cc/products/arduino-nano> (accessed Jun. 21, 2022).
- [36] Sparkfun, “Flex Sensor,” *cdn.sparkfun.com*. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLEXSENSORREVA1.pdf> (accessed Jun. 21, 2022).
- [37] J. J. Hori Asano, *Diseño de elementos de máquinas*. Lima, Perú: Universidad Nacional de Ingeniería, 2014.

ANEXOS

Anexo A: Número mínimo de dientes del piñón por efecto de interferencia

Tabla 21: Número mínimo de dientes del piñón por efecto de interferencia.

RELACIÓN DE TRANSMISIÓN	ÁNGULO DE PRESIÓN, EN GRADOS			
	14.5°	20°	20° SD	25°
1.000 – 1.062	23	13	10	9
1.063 – 1.136	23	13	11	9
1.137 – 1.265	24	13	11	9
1.266 – 1.350	24	14	11	9
1.351 – 1.481	25	14	11	9
1.482 – 1.626	25	14	11	10
1.627 – 1.682	26	14	11	10
1.683 – 1.866	26	14	12	10

Fuente: Adaptado de Hori [37].

Anexo B: Módulos normalizados

Tabla 22: Módulos normalizados.

MÓDULO NORMALIZADO	EQUIVALENCIA EN PASO DIAMETRAL
1	25.4
1.125	22.57778
1.25	20.32
1.375	18.47273
1.5	16.93333
1.75	14.51429
2	12.7
2.25	11.28889
2.5	10.16
2.75	9.2263
3	8.46667
3.5	7.25714
4	6.35
4.5	5.64444
5	5.08
5.5	4.61818

Fuente: Adaptado de Hori [37].

Anexo C: Proporciones de los dientes de engranajes

Tabla 23: Proporciones de los dientes de engranajes cilíndricos de dientes rectos, helicoidales y bi – helicoidales.

DENOMINACIÓN	SÍMBOLO	SISTEMA DE DIENTES		
		“OBSOLETO” 14.5°, 20°	RECORTADO 20° SD	ACTUAL 20°, 25°
Addendum	a	m	$0.8 m$	m
Dedendum	b	$1.157 m$	m	$1.25 m$
Altura del diente	h_t	$2.157 m$	$1.8 m$	$2.25 m$
Altura de trabajo	h_k	$2 m$	$1.6 m$	$2 m$

Fuente: Fuente: Adaptado de Hori [37].

Anexo D: Matriz de consistencia del trabajo de investigación

Tabla 24: Matriz de consistencia del trabajo de investigación.

Pregunta general	Objetivo general	Hipótesis general	Variables	Dimensiones	Instrumentos	Índices	Metodología
¿Cómo realizar un diseño de un dispositivo háptico de estiramiento cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas que proporcione información propioceptiva?	Diseñar e implementar un dispositivo háptico de estiramiento cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas que proporcione información propioceptiva	Se puede diseñar e implementar un dispositivo háptico de estiramiento cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas que proporcione información propioceptiva	Información propioceptiva	Sensación propioceptiva	Encuesta Cuantitativa subjetiva	Escala de Likert de 7 puntos	Enfoque: Cuantitativo Alcance: Descriptivo Diseño: Pre experimental
	Objetivos específicos						
	Diseñar el hardware para realizar el movimiento de estiramiento-pelizco cutáneo empleando la norma VDI 2206 y la norma VDI 2225.						
	Desarrollar e implementar la electrónica para accionar el actuador considerado en el diseño del hardware a través de la selección de componentes.						

<p>Implementar el algoritmo que relacione el sensor externo, el cual brinda información de la apertura y cierre de la mano de la prótesis, y el actuador con el fin de evitar el “efecto de aumento” mediante el análisis de la distribución de los datos.</p>						
<p>Dimensionar el sistema de energía para un consumo eficiente del dispositivo háptico a través de la selección de componentes.</p>						
<p>Establecer la evaluación de los métodos de fijación a la piel para determinar la viabilidad de los mismos a través del experimento de la caja de espejo.</p>						

Fuente: Elaboración propia.

Anexo E: Código de programación del dispositivo háptico desarrollado en Arduino.

```
#include <Servo.h>

Servo servo_1;

#define Servomotor // Pin al que se ha conectado el servomotor.

int sensor_flex = A0; // Pin al que se ha conectado el sensor

float data_analog; // Almacenar el valor del sensor

float Normx;

float Scalex;

float angulo;

float lectura_data=0;

float promedio=0;

unsigned short i=0;

void setup() {

  Serial.begin(9200);

  servo_1.attach(3,1500,2400);

  pinMode(23, INPUT);

}

void loop() {

  int in_min = 6;

  int in_max = 15;

  int out_max = 26;

  int out_min = 0;

  int cambio = 1;
```

```

for(i=0;i<100;i++)
{
  lectura_data = analogRead(sensor_flex);//lee el pin A0
  promedio = promedio + lectura_data;
}

promedio = promedio/100;

//Normalizando

Normx = promedio/(1023-0);
Scalex = (0+Normx*(100-0));

//FUNCION LINEAL

if(Scalex>=in_max){//in_max
  angulo = out_max;
}
else if(Scalex<in_max && Scalex>in_min){ //
  angulo = (((Scalex-in_min)*(out_max-out_min))/(in_max-in_min)) + out_min;
}
else{ //Si Scalex es menor o igual a in_min
  angulo = out_min;
}

servo_1.write(angulo);

Serial.print(" data_analog: ");
Serial.print(promedio);
Serial.print(" scalex: ");
Serial.print(Scalex);
Serial.print(" angulo: ");
Serial.print(angulo);
Serial.println("");
}

```

Anexo F: Planos mecánicos del prototipo

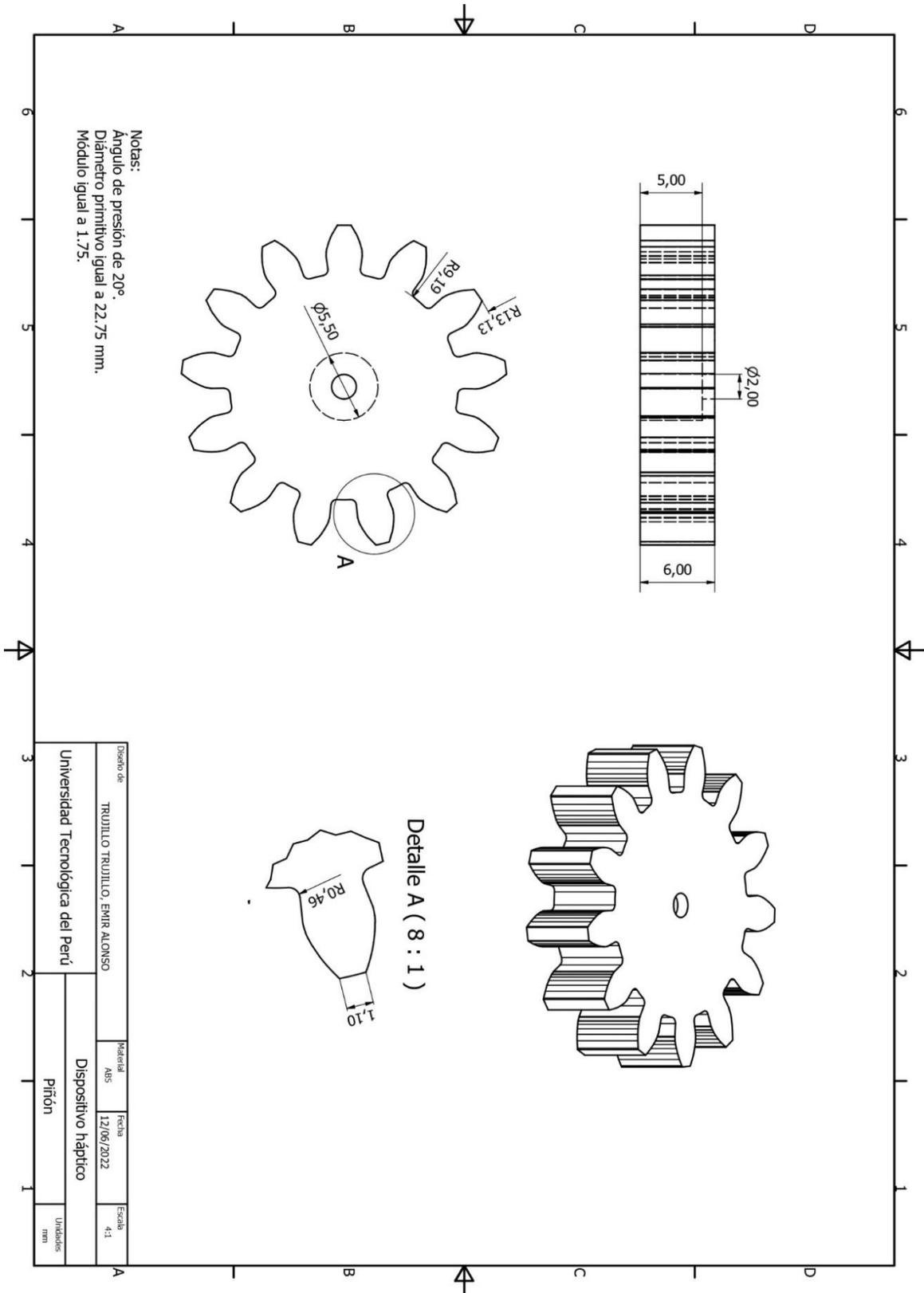


Figura 38: Plano mecánico del piñón.

Fuente: Elaboración propia.

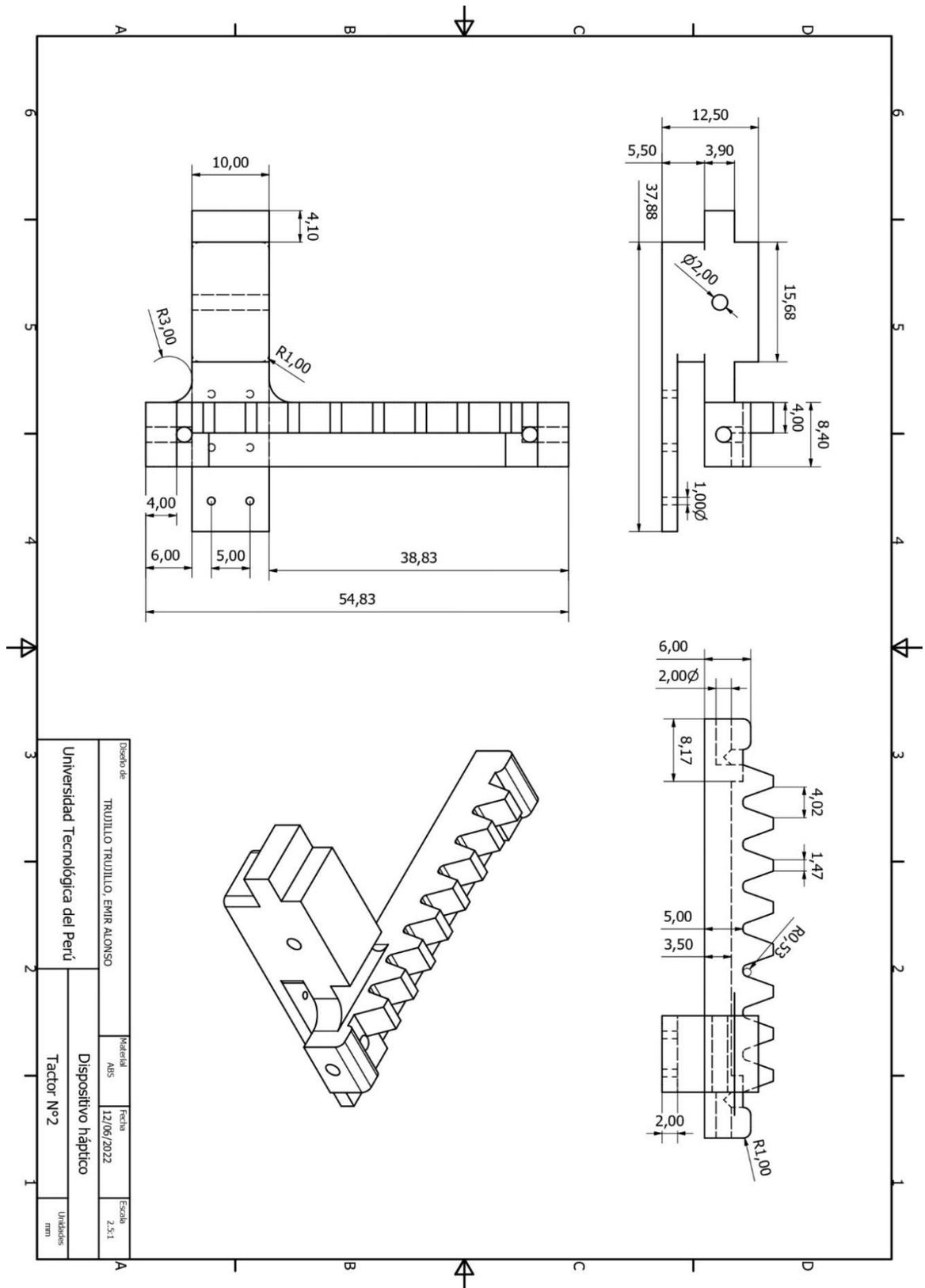


Figura 39: Plano mecánico del tactor N°2.

Fuente: Elaboración propia.

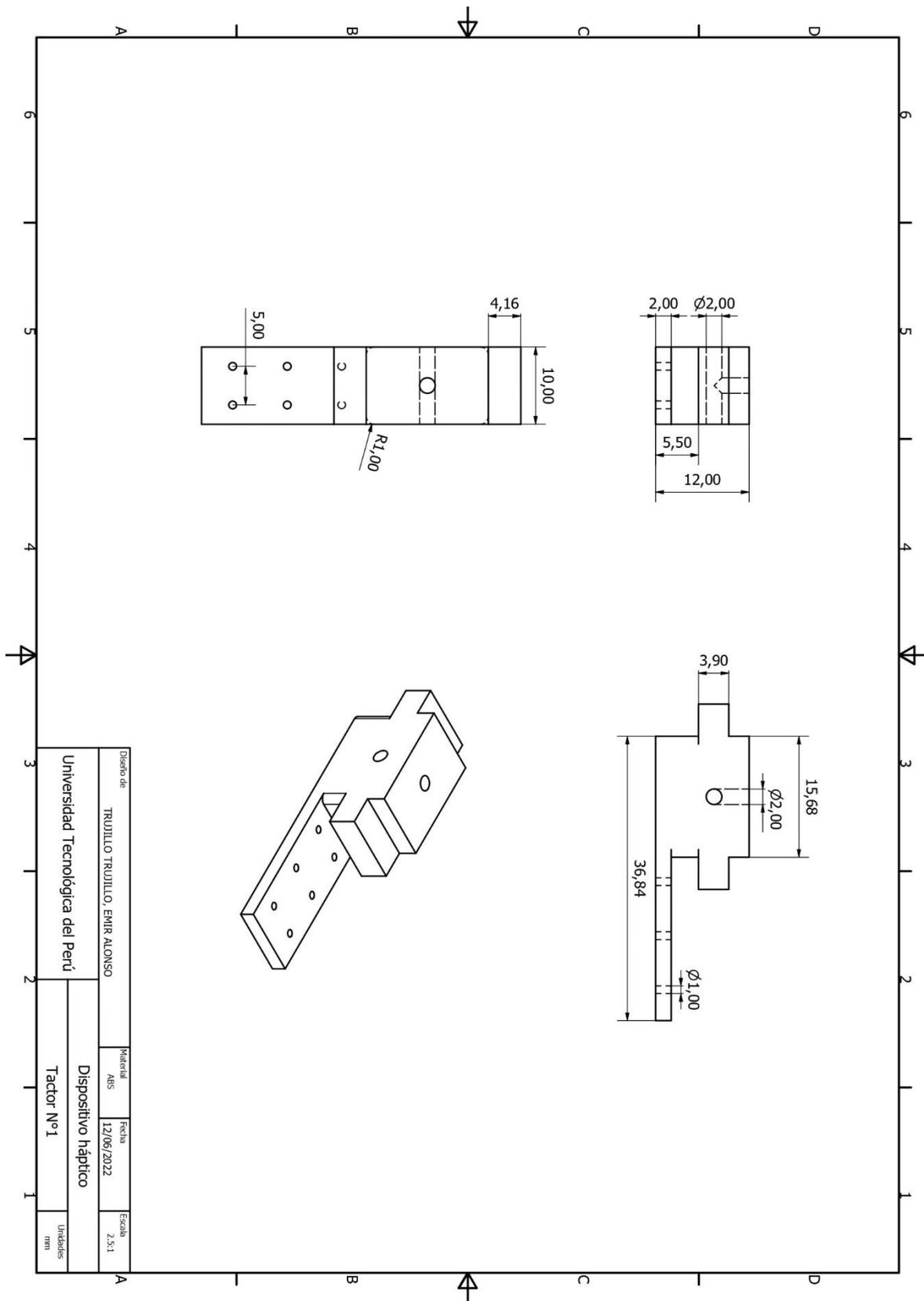


Figura 40: Plano mecánico del factor N°1.

Fuente: Elaboración propia.

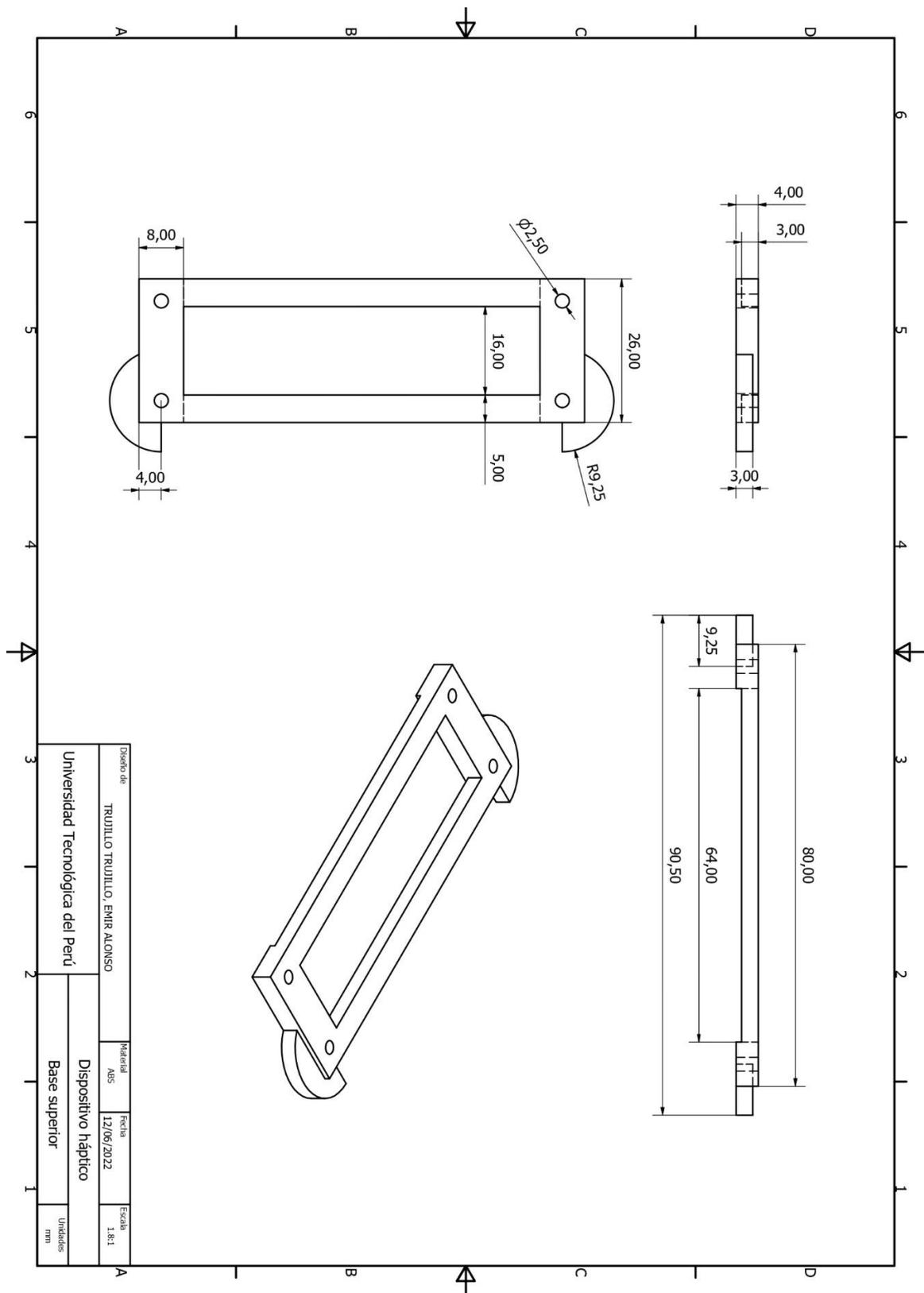


Figura 41: Plano mecánico de la base superior.

Fuente: Elaboración propia.

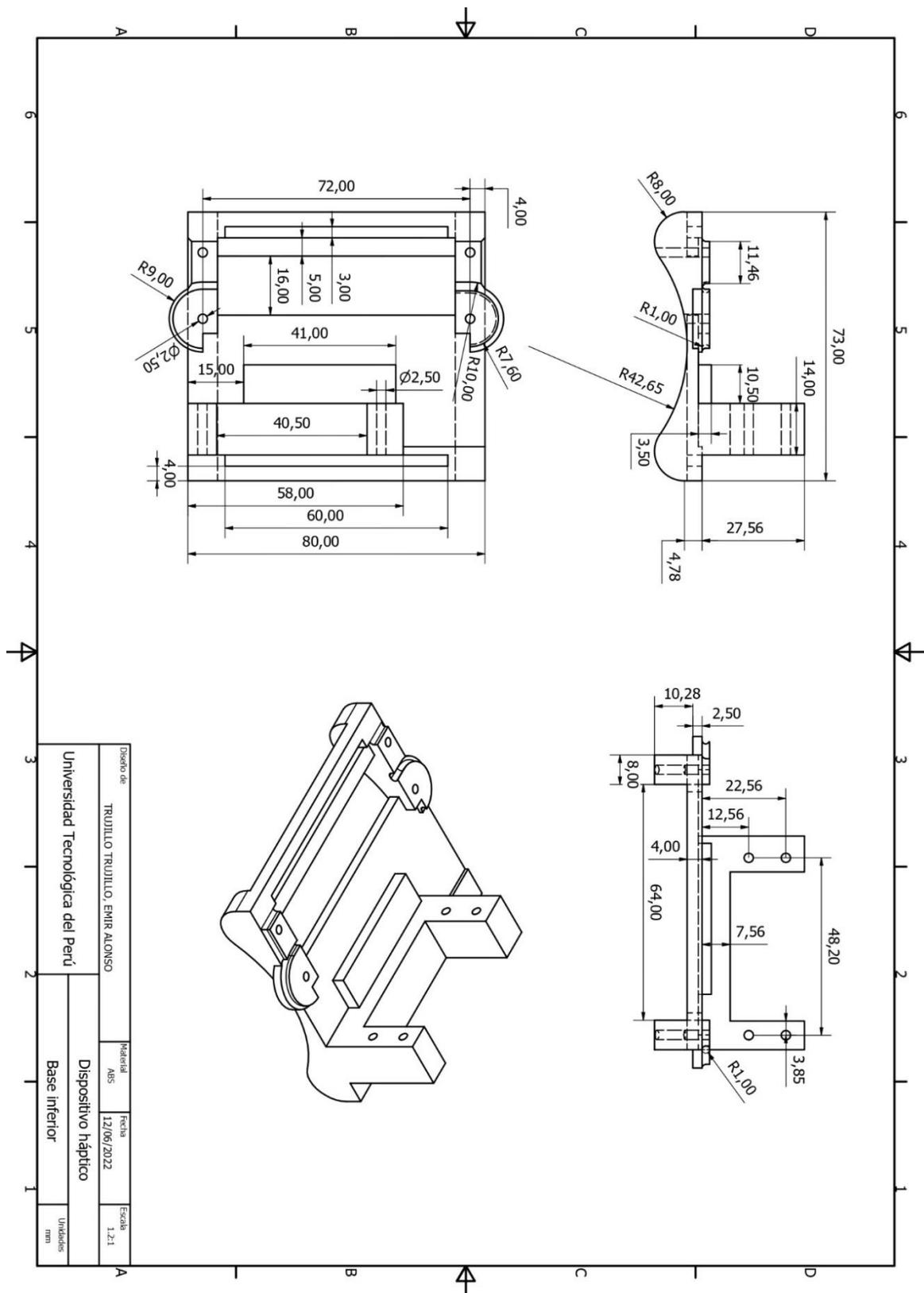


Figura 42: Plano mecánico de la base inferior.

Fuente: Elaboración propia.

Anexo G: Análisis estructural del dispositivo háptico.

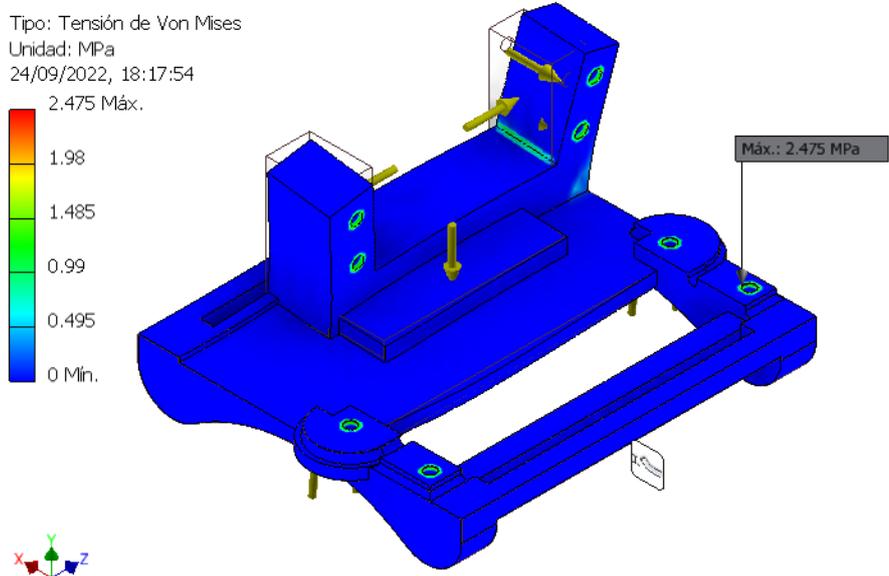


Figura 43: Esfuerzos de Von Mises en la base del dispositivo.

Fuente: Elaboración propia.

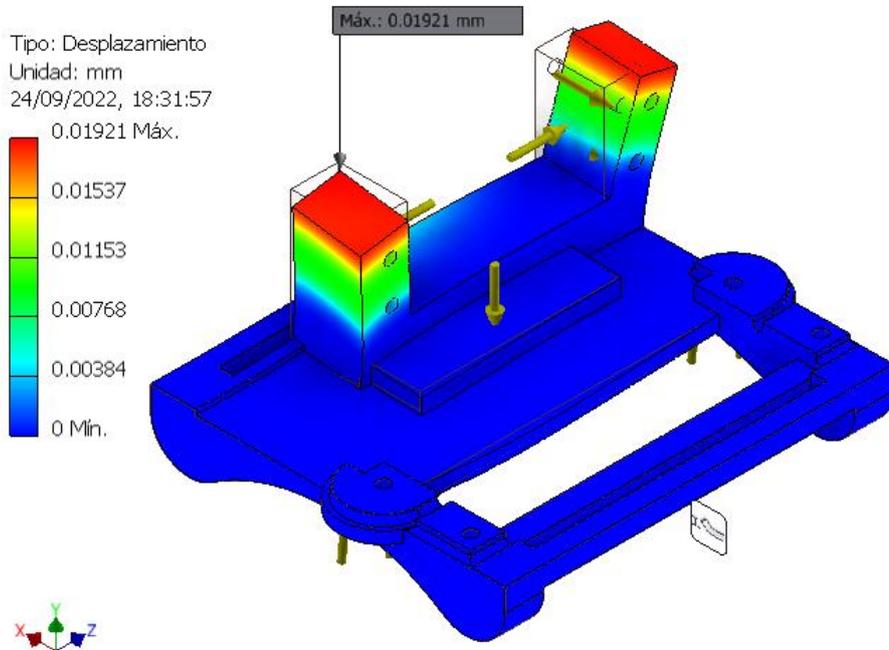


Figura 44. Desplazamientos en la base del dispositivo.

Fuente: Elaboración propia.

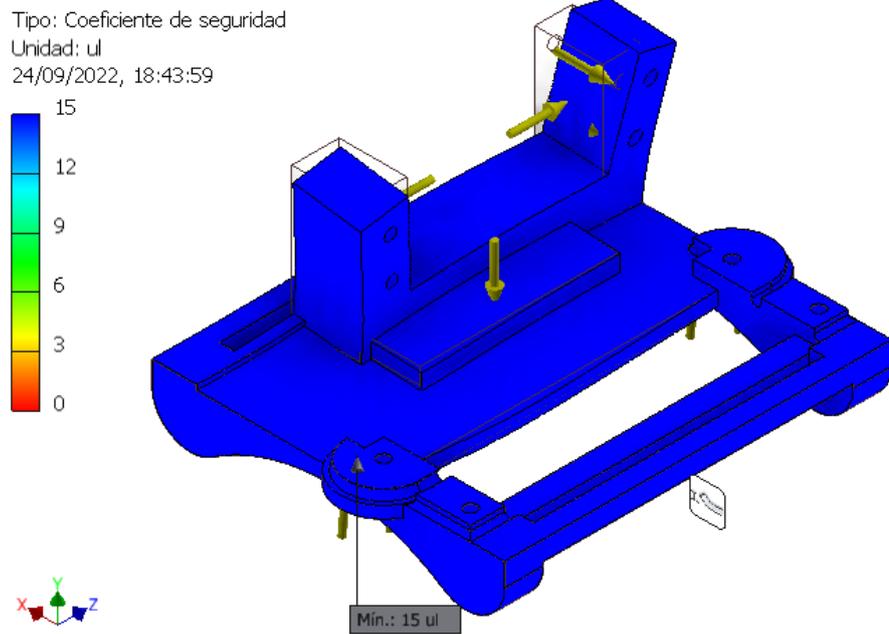


Figura 45: Factores de seguridad en la base del dispositivo.

Fuente: Elaboración propia.

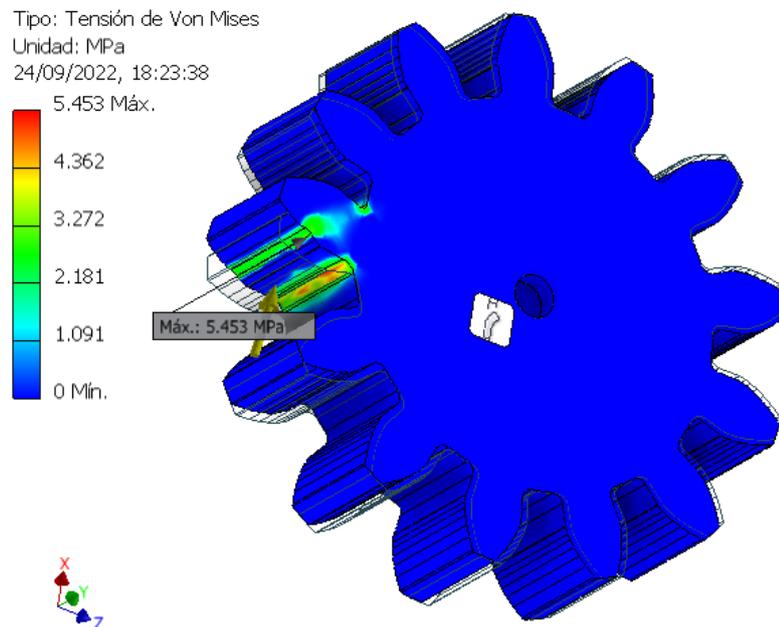


Figura 46: Esfuerzos de Von Mises en el piñón.

Fuente: Elaboración propia.

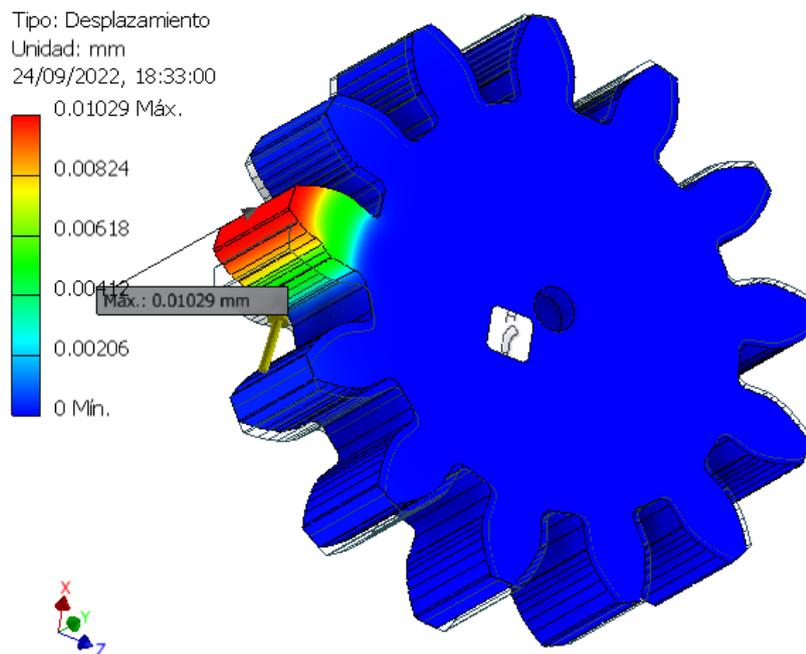


Figura 47: Desplazamientos en el piñón.

Fuente: Elaboración propia.

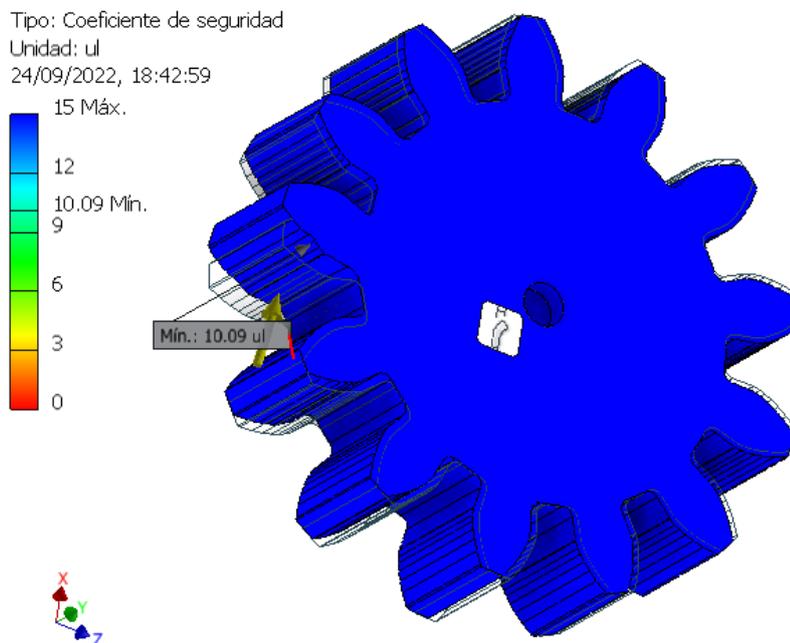


Figura 48: Factores de seguridad en el piñón.

Fuente: Elaboración propia.

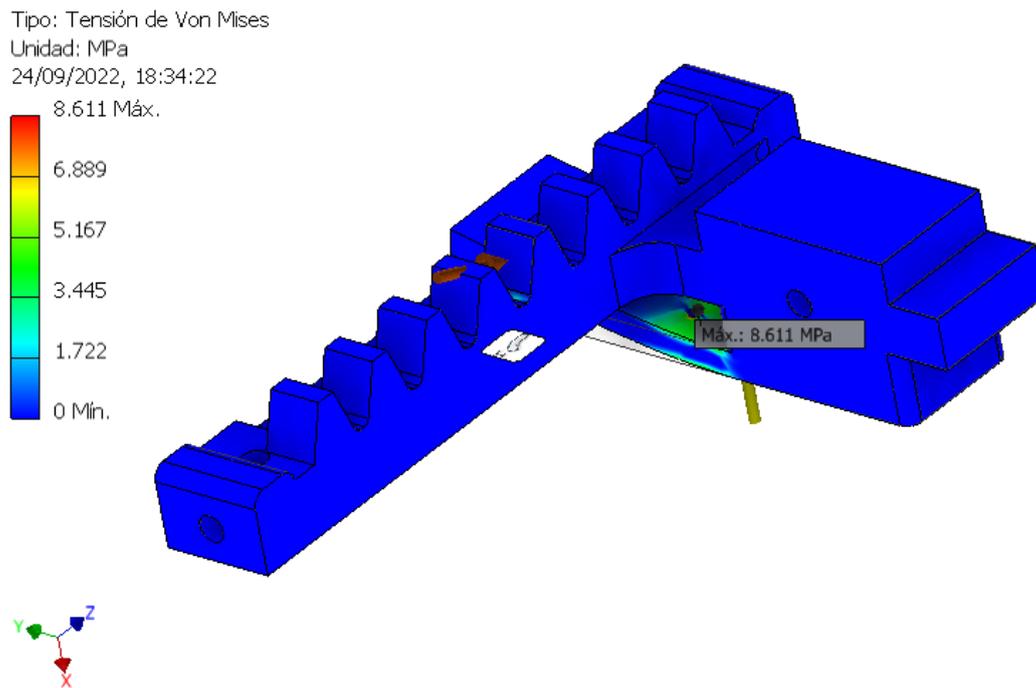


Figura 49: Esfuerzos de Von Mises en la cremallera.

Fuente: Elaboración propia.

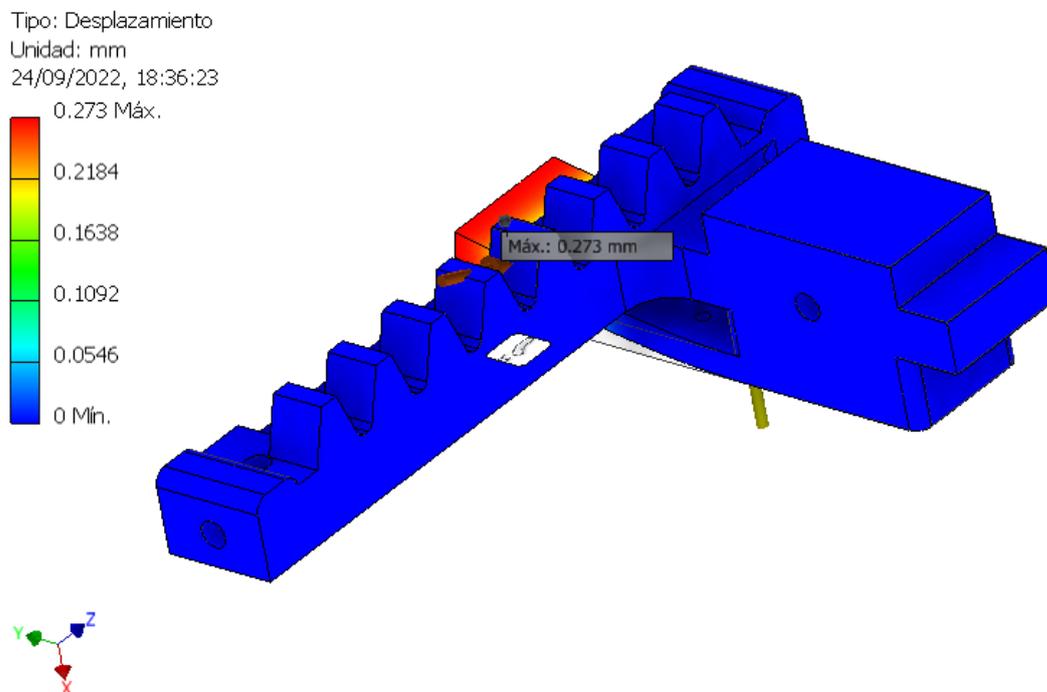


Figura 50: Desplazamientos en la cremallera.

Fuente: Elaboración propia.

Tipo: Coeficiente de seguridad
Unidad: ul
24/09/2022, 18:37:03

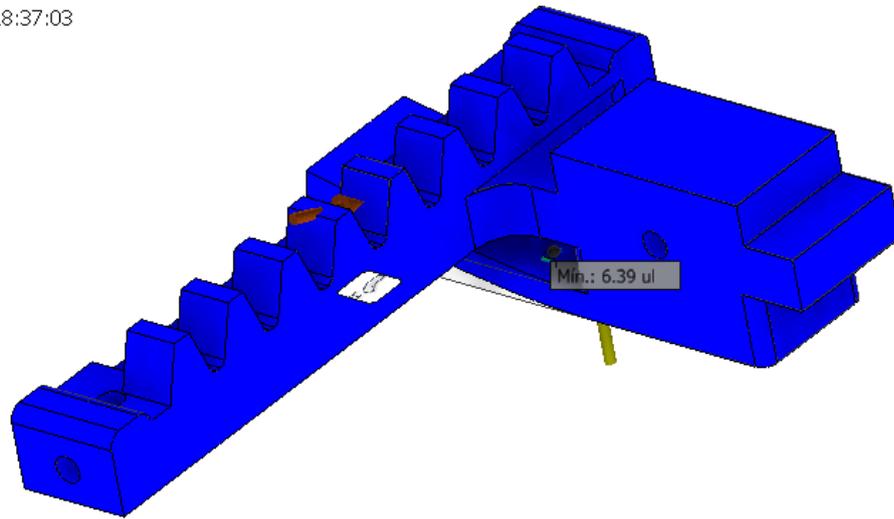
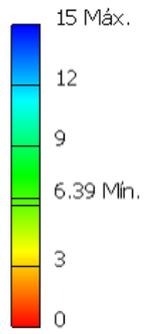


Figura 51: Factores de seguridad en la cremallera.

Fuente: Elaboracion propia.

Anexo H: Declaración de Autenticidad y No Plagio.

Anexo 13

Declaración de Autenticidad y No Plagio (Título Profesional)

Por el presente documento, yo Emir Alonso Trujillo Trujillo,
identificado/a con DNI N° 72930842, bachiller de la carrera de
Ingeniería Mecatrónica,

informo que he elaborado la Tesis / Trabajo de Suficiencia Profesional denominado
" Diseño e implementación de un dispositivo de estiramiento
cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas transradiales
que proporcione información propioceptiva
",

para optar el Título Profesional de
Ingeniero Mecatrónico.

Declaro que este trabajo ha sido desarrollado íntegramente por el/los autor(es) que lo suscribe(n) y afirmo que no existe plagio de ninguna naturaleza. Así mismo, dejo constancia de que las citas de otros autores han sido debidamente identificadas en el trabajo, por lo que no se ha asumido como propias las ideas vertidas por terceros, ya sea de fuentes encontradas en medios escritos como en Internet.

Así mismo, afirmo que soy responsable solidario de todo su contenido y asumo, como autor, las consecuencias ante cualquier falta, error u omisión de referencias en el documento. Sé que este compromiso de autenticidad y no plagio puede tener connotaciones éticas y legales. Por ello, en caso de incumplimiento de esta declaración, me someto a lo dispuesto en las normas académicas que dictamine la Universidad Tecnológica del Perú y a lo estipulado en el Reglamento de SUNEDU.

28 de Junio de 2022.


.....
(Firma)