



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias de la Electrónica

“Propuesta de diseño para prótesis de dedos de mano humana utilizando aleaciones con memoria de forma y sistema de activación con sensores EMG.”

Tesis para obtener el grado de:

Licenciado en Ingeniería en Mecatrónica.

PRESENTA:

Ulises Giovan Aguilar Leyva.

201835839

Asesores de Tesis:

Dr. Luis Armando Moreno Coria

Dra. Ana Luz Muñoz Zurita

Puebla, Pue; junio 2025

Índice.

Introducción.....	6
Planteamiento del problema.	7
Justificación.	9
Pregunta de investigación.....	11
Hipótesis.....	12
Objetivos.....	13
Objetivo general.	13
Objetivos específicos.	13
Capítulo 1. Estado del arte.	14
1.1. Aplicaciones del Nitinol en la biotecnología actual.	14
Biocompatibilidad del Nitinol en Prótesis Auditivas.	14
Biocompatibilidad y estabilidad mecánica del Nitinol como biomaterial para dispositivos protésicos intraarticulares.	14
Stents de Nitinol auto expandibles: consideraciones de material y diseño.	15
Prototipo de rehabilitación electromecánica con una aleación Nitinol para parálisis de Bell grado I a III.....	15
1.2. Aplicaciones de EMG en prótesis humanas.....	16
Hacia un mejor control de los dedos protésicos mediante señales de electromiograma (EMG) de superficie.....	16
Control de prótesis de brazo por reconocimiento de patrones en EMG.	17
Control de una Prótesis de Mano Mediante EMG con Aprendizaje en Tiempo Real. ...	18
1.3. Patentes relacionadas con el tema de tesis.	20
Patente JP5123433B2: Sistema de Válvula Cardíaca Artificial con Nitinol.	20
Patente US20110071633A1: Prótesis con Memoria de Forma y Revestimiento Especializado.	21
Patente US11890208B2: Control de dispositivo protésico multimodal de miembros superiores mediante señales mioeléctricas.....	21
1.4. Prótesis actuales en el mercado.	23
Capítulo 2. Marco teórico.	24

2.1. Introducción a las prótesis de extremidades superiores.	24
Definición y clasificación de prótesis.....	24
Importancia de las prótesis de dedos.	25
Limitaciones de las prótesis tradicionales.	26
2.2. Aleaciones con memoria de forma (SMA).....	27
Definición y propiedades de las SMA.	27
Mecanismos de Activación.	28
Capacidad de memoria de forma.	29
Ventajas de las SMA.	31
2.3. Composición y Características del Nitinol.	32
Composición del Nitinol.	32
Biocompatibilidad del Nitinol.....	32
2.4. Señales electromiográficas (EMG).....	33
Fundamentos de las señales EMG.....	33
Captación y procesamiento de señales EMG.	34
2.5. Sistemas de control mioeléctrico.....	35
Principios del control mioeléctrico: Traducción de señales EMG en movimientos protésicos	35
Capítulo 3. Diseño Mecánico de la prótesis de Dedo.	36
3.1. Funcionamiento mecánico de un dedo humano.....	36
3.2. Funcionamiento mecánico de la propuesta de diseño con Nitinol.	37
3.3. Diseño de la prótesis.	38
Consideraciones del diseño por pacientes con amputación.	39
Optimización del diseño de la prótesis.	40
Ajuste de la prótesis con el muñón.	41
3.4. Escaneo 3D para generar el diseño de la prótesis.	43
3.5. Diseño del dedo a partir del escaneo.	44
Capítulo 4. Diseño Mecatrónico de la Prótesis de Dedo.	49
4.1. Captura de Señales Mioeléctricas.	49

Sensor EMG AD8232.	49
Características claves del EMG AD8232.	50
Configuración física del EMG AD8232.....	50
Comparación del EMG AD8232 con respecto a otros sensores.	50
4.2. Filtrado de Señales: Etapas de Pasa-Altas y Pasa-Bajas.....	51
Filtro Pasa-Altas	52
Filtro Pasa-Bajas.....	53
4.3. Amplificador de Señales.	53
Cálculo de la Ganancia	54
Impacto del Amplificador	54
4.4. Procesamiento y Control: ESP32	55
Comparación del ESP32 con otros microcontroladores.....	55
Funciones del ESP32 en el Prototipo	56
Configuración del ESP32 en el Sistema.....	57
4.5. Driver de Potencia: MOSFET IRF540N	57
Características del MOSFET IRF540N	57
Configuración en el Circuito	58
Comparación de drivers MOSFET	58
Cálculos Relevantes	59
4.6. Unidad de suministro de energía.	60
Requisitos energéticos de los componentes.	60
Cálculos de voltaje y corriente.	61
Selección de batería.....	62
Consideraciones de optimización de simplicidad de componentes.....	62
4.7. Autonomía de la prótesis.	63
Cálculo de energía por activación.	63
Cálculo de energía en activo continuo.	63
Autonomía total del sistema	64
4.8. Código del sistema.	64

Explicación del flujo de funcionamiento.	66
4.9. Conexión física del sistema mecatrónico.....	66
Conexión de la batería LiPo 3.7V	67
Conexión del sensor EMG AD8232	68
Conexión del ESP32	68
Conexión del MOSFET IRF540N.....	68
Conexión del filamento de Nitinol	68
Capítulo 5. Simulaciones.	69
5.1. Ficha técnica del Nitinol y su configuración en programas CAD.....	69
5.2. Parámetros para simulación.	71
5.3. Resultados de simulaciones.	74
Análisis de masa.	74
Análisis de Deformación plástica con la mayor carga posible.	75
Análisis Von Mises con temperaturas y cargas.	78
Capítulo 6. Análisis comparativo de la prótesis.	83
6.1. Análisis de peso.	83
6.2. Análisis de costos.	84
6.3. Análisis de viabilidad del material Nitinol.....	86
6.4. Análisis con base en encuestas a pacientes.	86
6.5. Comparación de materiales en la prótesis propuesta.	87
Conclusiones.	90
Trabajo a futuro.	91
Bibliografía.	92
Apéndices	94
Apéndice 1. Resultados de las entrevistas a pacientes con amputación y/o prótesis. ..	94
Apéndice 2. Código del sistema mecatrónico de la prótesis.	98
Apéndice 3. Planos de las varillas de Nitinol.	99

Introducción.

Las prótesis de dedos han evolucionado significativamente en los últimos años, con el objetivo de proporcionar a los usuarios una mayor funcionalidad, comodidad y calidad de vida. Una prótesis de dedo es un dispositivo diseñado para reemplazar la función de uno o más dedos ausentes o parcialmente ausentes, permitiendo a la persona realizar tareas cotidianas como sujetar, presionar y manipular objetos con mayor precisión. Estas prótesis no solo buscan restaurar la apariencia física, sino también devolver la capacidad de interacción con el entorno, lo que resulta crucial para la autonomía y el bienestar psicológico de los usuarios.

En este proceso evolutivo, la incorporación de tecnologías y materiales innovadores ha sido clave. Las aleaciones con memoria de forma (SMA, por su sigla en inglés), como el Nitinol, han surgido como una alternativa prometedora en el diseño de prótesis debido a su capacidad para recuperar una forma predefinida al recibir un estímulo, generalmente un cambio de temperatura. Esta propiedad permite generar movimientos controlados y naturales, lo que resulta especialmente beneficioso en prótesis de dedos, donde la precisión, la respuesta rápida y la simplicidad mecánica son fundamentales. Además, el Nitinol es biocompatible, resistente a la corrosión y ligero, características que lo convierten en un material ideal para aplicaciones biomédicas.

Por otro lado, la activación mioeléctrica, que emplea señales eléctricas generadas por los músculos del muñón del usuario, ofrece una forma intuitiva y eficiente de controlar las prótesis. Esta tecnología permite una interacción más natural entre el usuario y el dispositivo, ya que las señales electromiográficas (EMG) captadas por sensores pueden traducirse en movimientos específicos de la prótesis. La combinación de SMA y activación mioeléctrica en prótesis de dedos representa un enfoque innovador que podría mejorar no solo la funcionalidad, sino también la aceptación y adaptación de estas soluciones protésicas por parte de los usuarios.

En esta investigación, el diseño de la prótesis de dedo se entiende como el proceso de concebir y desarrollar un sistema biomecánico basado en Nitinol, orientado a transformar las limitaciones funcionales de amputados en una solución activa, adaptable y biocompatible (Simon, 1969). La selección del Nitinol como material clave responde a su superelasticidad y efecto memoria de forma, propiedades que permiten emular el movimiento natural de los dedos.

En este contexto, el presente trabajo propone el diseño de una prótesis de dedo que integra el uso de Nitinol como material principal, aprovechando sus propiedades de memoria de forma, junto con un sistema de activación basado en sensores EMG. Esta combinación busca ofrecer una solución protésica más eficiente, ligera y adaptable, que mejore la experiencia del usuario y reduzca las limitaciones asociadas a los diseños tradicionales. Además, se explorarán las ventajas y desafíos de esta propuesta, considerando aspectos como la durabilidad, el costo y la facilidad de uso, con el fin de contribuir al avance en el campo de las prótesis de extremidades superiores.

Planteamiento del problema.

Es una necesidad prioritaria que el sector salud debe abordar, ya que, de acuerdo con la Academia Nacional de Medicina de México (ANMM), en nuestro país se efectúan aproximadamente 75 amputaciones diarias; es decir, más de 25 mil personas al año sufren la escisión de alguna de sus extremidades. [1] Esta cifra refleja no solo un problema médico, sino también social y económico, dado que las amputaciones tienen un impacto significativo en la calidad de vida de los pacientes, limitando su capacidad para realizar actividades cotidianas y, en muchos casos, afectando su integración laboral y social.

Las causas principales de amputación de extremidades son diversas y están relacionadas con factores tanto médicos como traumáticos. Entre las más comunes se encuentran:

- Enfermedad vascular: Particularmente debido a la diabetes y la enfermedad arterial periférica, que representan una de las principales causas de amputación en México y el mundo.
- Cáncer: Tumores malignos que afectan los tejidos óseos o blandos de las extremidades.
- Lesiones traumáticas: Como accidentes automovilísticos, laborales o combate militar, que pueden resultar en daños irreversibles en los tejidos.

En este contexto, la mano humana, con su compleja organización anatómica y funcional, se convierte en un desafío particular para la medicina y la ingeniería. Su capacidad para realizar un amplio rango de posiciones, movimientos y la manipulación de objetos se basa en un sistema biomecánico intrincado, donde los segmentos óseos están interconectados mediante ligamentos que forman pares cinemáticos articulados. Esta complejidad hace que la pérdida de uno o más dedos tenga un impacto significativo en la funcionalidad de la mano, limitando la capacidad del individuo para realizar tareas básicas como agarrar, sostener o manipular objetos con precisión.

A pesar de los avances en la tecnología de prótesis, el proceso de ajuste y adaptación de una prótesis para el paciente sigue siendo largo y complejo. No todos los pacientes son candidatos adecuados para cada tipo de prótesis, lo que dificulta aún más su rehabilitación. Además, las prótesis tradicionales suelen ser costosas, pesadas y poco intuitivas, lo que puede generar rechazo por parte de los usuarios. Esto se agrava por el hecho de que muchas prótesis no logran replicar la gama completa de movimientos naturales de la mano, lo que limita su utilidad en situaciones cotidianas.

Por otro lado, las complicaciones posteriores a la amputación son comunes y pueden incluir dolor persistente en el miembro residual, sensibilidad extrema, problemas circulatorios, deterioro de la piel y edema en el miembro residual. Estas complicaciones pueden estar relacionadas tanto con la condición del miembro residual como con la prótesis o su receptáculo. Por ejemplo, el uso prolongado de una prótesis mal ajustada

puede causar ulceraciones en la piel o irritación en el muñón, lo que dificulta aún más la adaptación del paciente.

En este escenario, es evidente la necesidad de desarrollar soluciones protésicas innovadoras que no solo restauren la funcionalidad perdida, sino que también sean accesibles, cómodas y fáciles de usar. La integración de tecnologías avanzadas, como las aleaciones con memoria de forma (SMA) y sistemas de control mioeléctrico, representa una oportunidad prometedora para superar estas limitaciones y mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Justificación.

El avance en el desarrollo de prótesis ha estado estrechamente ligado al progreso de la robótica asistencial, siendo actualmente una de las aplicaciones más relevantes dentro de la Bioingeniería. Aunque estos dispositivos han existido por más de tres décadas, su evolución no ha cumplido con las expectativas originales. Este estancamiento se debe a varios factores, entre ellos, la limitada funcionalidad que ofrecen en comparación con el uso de extremidades naturales. Esta deficiencia no solo se atribuye a restricciones mecánicas o a las estrategias de manipulación disponibles, sino también a las dificultades que enfrentan los usuarios para enviar comandos precisos que generen los movimientos deseados.

En respuesta a estos desafíos, en los últimos años se han invertido muchos esfuerzos en el desarrollo de sistemas biónicos híbridos. Estos sistemas tienen como objetivo unir, a través de interfaces naturales, el sistema nervioso humano con prótesis o incluso máquinas robóticas externas. El principal objetivo es recuperar las funciones motoras en pacientes con lesiones en la médula espinal, el cerebro, o que han sufrido amputaciones debido a enfermedades degenerativas o accidentes.

Este enfoque cobra una importancia particular en el entorno laboral, donde la amputación de la mano o dedos impacta a un gran número de personas en edad productiva.

La pérdida de partes del miembro superior, especialmente del pulgar, representa un reto significativo para la adaptación de prótesis mecánicas. Los accidentes laborales que involucran maquinaria y herramientas motorizadas son una de las principales causas de estas amputaciones, que no solo impiden a los afectados continuar con su empleo, sino que también generan profundos cambios en su estilo de vida, afectando su bienestar psicológico, social y económico.

Para enfrentar estos desafíos, las prótesis con control mioeléctrico han ganado una aceptación considerable. Este sistema de control se basa en la generación de señales eléctricas mínimas (EMG) cuando un músculo se contrae o flexiona, lo que permite al usuario manejar la prótesis simplemente utilizando la flexión muscular. Este método elimina la necesidad de arneses de suspensión, ofreciendo un nivel de tecnología superior en comparación con las prótesis accionadas por movimientos corporales.

El avance en el control mioeléctrico ha permitido una mayor comodidad y funcionalidad para los usuarios, pero aún queda camino por recorrer para optimizar el desempeño de estas prótesis. Es aquí donde el uso de aleaciones con memoria de forma (SMA) y sistemas de activación por sensores promete aportar mejoras significativas. Este estudio no solo contribuirá de manera significativa al avance del conocimiento en el campo de las prótesis de mano, sino que también aportará valiosas perspectivas a la comunidad científica. Al analizar la implementación de SMA y su integración con sistemas de activación por sensores, esta investigación proporcionará datos comparativos y evaluaciones que podrán ser utilizados como referencia en futuros desarrollos tecnológicos y estudios académicos.

Además, al combinar principios de la ingeniería de materiales, biomecánica, y tecnología de sensores, esta tesis promueve una visión interdisciplinaria que podría inspirar nuevas investigaciones y colaboraciones entre diferentes áreas del conocimiento, potenciando el desarrollo de soluciones más innovadoras y efectivas en la rehabilitación y mejora de la calidad de vida de personas con amputaciones.

Pregunta de investigación.

¿Cómo puede el diseño de una prótesis de dedo basada en aleaciones con memoria de forma (SMA) y activación por sensores electromiográficos (EMG) mejorar la funcionalidad, eficiencia y experiencia del usuario en comparación con las tecnologías existentes?

Esta pregunta de investigación busca entender cómo el diseño de una prótesis de dedo basada en aleaciones con memoria de forma (SMA) y activación por sensores electromiográficos (EMG) puede mejorar la funcionalidad y eficiencia en comparación con las tecnologías protésicas existentes. La funcionalidad y eficiencia son aspectos clave para el éxito de cualquier prótesis, ya que determinan su capacidad para replicar movimientos naturales, responder de manera intuitiva y adaptarse a las necesidades cotidianas de los usuarios. Explorar este aspecto es crucial para el desarrollo de soluciones más avanzadas y efectivas que superen las limitaciones de los diseños actuales.

Al responder esta pregunta, se espera identificar tanto las ventajas como las posibles limitaciones de la integración de SMA y EMG en prótesis de dedo. Esto incluye evaluar cómo estas tecnologías pueden optimizar el control de movimientos, reducir el peso y la complejidad mecánica, y mejorar la precisión en comparación con sistemas tradicionales. Además, se analizará cómo estas innovaciones podrían influir en la experiencia del usuario, no solo desde un punto de vista técnico, sino también en términos de comodidad y facilidad de uso.

La respuesta a esta pregunta es fundamental para avanzar en el diseño de prótesis de dedo que no solo sean funcionales y eficientes, sino que también representen un avance significativo en el campo de las prótesis de extremidades superiores. La adopción de tecnologías como las aleaciones con memoria de forma y los sistemas de activación por sensores tiene el potencial de redefinir los estándares de diseño, ofreciendo soluciones más ligeras, precisas y adaptables. Esto, a su vez, podría mejorar significativamente la

calidad de vida de los usuarios al proporcionarles una mayor autonomía y capacidad para realizar tareas cotidianas.

La investigación se enfocará en un análisis comparativo de la literatura existente y en estudios de casos documentados, con el objetivo de evaluar el impacto de las aleaciones con memoria de forma y los sistemas de activación por sensores en la funcionalidad y eficiencia de las prótesis de dedo. A través de este enfoque, se busca consolidar el conocimiento teórico y práctico disponible para generar conclusiones sólidas y bien fundamentadas sobre el tema. Este análisis permitirá identificar las áreas donde estas tecnologías ofrecen ventajas significativas, así como los desafíos que aún deben superarse.

Las conclusiones obtenidas a partir de esta investigación podrían tener un impacto significativo en futuras decisiones de diseño y desarrollo de prótesis. Al proporcionar a ingenieros, diseñadores y clínicos una comprensión más profunda de cómo estas nuevas tecnologías pueden mejorar la funcionalidad y eficiencia, se podría impulsar la creación de prótesis más avanzadas y personalizadas. Estas soluciones no solo responderían de manera más efectiva a las necesidades específicas de cada usuario, sino que también establecerían un nuevo estándar en el campo de las prótesis de extremidades superiores.

Hipótesis.

La integración de aleaciones con memoria de forma (SMA) y sistemas de activación por sensores electromiográficos (EMG) en prótesis de dedo podrá mejorar la funcionalidad y eficiencia en términos de precisión, respuesta y simplicidad mecánica, según los resultados obtenidos en simulaciones y análisis comparativos con tecnologías existentes. Esta mejora sugiere que estas innovaciones tienen el potencial de superar las limitaciones de los diseños actuales, ofreciendo una base sólida para futuros desarrollos en prótesis avanzadas.

Objetivos.

Objetivo general.

Diseñar y evaluar, mediante simulaciones y pruebas virtuales, un sistema de prótesis de dedo basado en aleaciones con memoria de forma (SMA) y activación a partir de sensores electromiográficos (EMG), con el fin de mostrar su potencial para mejorar la funcionalidad y eficiencia en comparación con las tecnologías existentes.

Objetivos específicos.

- Diseñar un modelo mecánico detallado de una prótesis de dedo que integre aleaciones con memoria de forma (SMA), replicando movimientos naturales de un dedo humano y optimizando su funcionalidad para tareas cotidianas.
- Proponer un diseño de sistema mecatrónico que combine sensores electromiográficos (EMG) y un sistema de activación basado en SMA, incluyendo el código de funcionamiento para traducir las señales EMG en movimientos precisos y controlados de la prótesis.
- Realizar simulaciones virtuales del diseño mecánico utilizando software CAD y herramientas de simulación, con el fin de evaluar su rendimiento en condiciones controladas y optimizar su funcionamiento si es requerido.
- Analizar comparativamente el rendimiento teórico y simulado de la prótesis propuesta frente a tecnologías existentes, identificando sus ventajas en términos de funcionalidad, eficiencia y potencial de aplicación en pacientes adultos con amputaciones de falanges o dedos a partir del metacarpo (excluyendo el pulgar).

Capítulo 1. Estado del arte.

1.1. Aplicaciones del Nitinol en la biotecnología actual.

Biocompatibilidad del Nitinol en Prótesis Auditivas.

El estudio realizado por Roosli [2] analiza la biocompatibilidad y funcionalidad de una prótesis de estribo hecha de Nitinol, específicamente el "SMart piston", en cirugías de estapedotomía. Se destaca la capacidad del Nitinol para mejorar la transmisión del sonido gracias a su autoajuste sin necesidad de crimpado manual. Además, la investigación evalúa la reacción de los tejidos circundantes y la posible liberación de níquel en el organismo.

Los resultados muestran que la prótesis se fija de manera adecuada, aunque en algunos casos se observó una leve erosión ósea y la formación de una capa mucosa sobre el implante. No se detectaron niveles elevados de níquel en los tejidos analizados, lo que sugiere una buena biocompatibilidad del material. Estos hallazgos refuerzan la seguridad del Nitinol en aplicaciones médicas, lo cual es relevante para el desarrollo de prótesis de dedo con MSA, ya que indica que el material puede integrarse con los tejidos humanos sin causar efectos adversos significativos.

Biocompatibilidad y estabilidad mecánica del Nitinol como biomaterial para dispositivos prostéticos intraarticulares.

Un estudio sobre el uso de Nitinol en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (ACL) [3] analiza su resistencia a la corrosión y su estabilidad mecánica en presencia de líquido sinovial. Se incubaron muestras de Nitinol en distintos fluidos fisiológicos durante seis meses y se evaluaron los cambios en su estructura y propiedades mecánicas.

Los resultados muestran que el Nitinol presenta una ligera corrosión superficial y aumento de porosidad tras la incubación en líquido sinovial, aunque sus propiedades mecánicas clave, como la resistencia a la tracción y la elasticidad, permanecen estables. Además, se confirma que el Nitinol genera una capa protectora de óxido de titanio (TiO_2) que limita la liberación de iones de níquel, un factor crítico para su biocompatibilidad.

Sus propiedades superelásticas y resistencia a la fatiga lo hacen adecuado para aplicaciones donde se requiere una respuesta mecánica controlada a estímulos externos, como el uso de señales mioeléctricas para la activación de prótesis.

Stents de Nitinol auto expandibles: consideraciones de material y diseño.

Las aleaciones de Nitinol (níquel-titanio) poseen una combinación única de propiedades que las hacen especialmente adecuadas para stents auto expandibles. Algunas de estas características no se encuentran en los materiales de ingeniería utilizados actualmente en la fabricación de stents.

Los stents de Nitinol se fabrican con un tamaño ligeramente mayor al del vaso sanguíneo objetivo y se entregan comprimidos dentro de un sistema de administración. Tras su liberación, se expanden contra la pared del vaso con una fuerza externa crónica baja, mientras que resisten fuerzas externas con una fuerza radial significativamente mayor.

A pesar de su alto contenido de níquel, el Nitinol presenta una resistencia a la corrosión y biocompatibilidad comparable a la de otros materiales utilizados en implantes médicos. [4]

Prototipo de rehabilitación electromecánica con una aleación Nitinol para parálisis de Bell grado I a III.

El Nitinol ha sido utilizado en el desarrollo de dispositivos biomédicos debido a sus propiedades de memoria de forma y superplasticidad. Un área innovadora de aplicación es la rehabilitación de la parálisis facial, particularmente en el tratamiento de la parálisis de Bell, que representa el 80% de los casos de parálisis facial reportados en unidades de rehabilitación en México. [5]

La parálisis de Bell se caracteriza por la pérdida de funciones motoras y sensoriales en los músculos faciales, lo que afecta la comunicación y la expresión facial. Los

tratamientos convencionales incluyen terapia física con electroestimulación, ejercicios musculares y rehabilitación asistida por fisioterapeutas. No obstante, estos métodos requieren supervisión constante, lo que limita su accesibilidad y continuidad en el hogar.

Para abordar esta limitación, se ha desarrollado un prototipo electromecánico basado en Nitinol para asistir la rehabilitación facial. Este dispositivo emplea actuadores termo-contraíbles de aleación con memoria de forma para generar movimientos controlados en los músculos afectados. En particular, el sistema permite realizar dos movimientos clave para la rehabilitación:

- Mímica A: Simulación de un gesto de dolor mostrando los dientes, lo que activa músculos esenciales en la expresión facial.
- Mímica B: Sonrisa exagerada para fortalecer la musculatura de la boca y mejorar la simetría facial.

El mecanismo del dispositivo consta de alambres de Nitinol fijados a la piel mediante un sistema de sujeción. Al aplicarse una corriente eléctrica, el Nitinol se contrae, imitando la acción de los músculos naturales. Al enfriarse, recupera su forma inicial, generando un ciclo de contracción y relajación similar al movimiento muscular.

Las pruebas preliminares en pacientes han demostrado que el sistema es seguro, de bajo costo y viable para el uso doméstico. Aunque el dispositivo presenta desafíos en términos de peso y precisión de movimiento, representa un avance significativo hacia una rehabilitación más accesible y autónoma.

1.2. Aplicaciones de EMG en prótesis humanas.

Hacia un mejor control de los dedos protésicos mediante señales de electromiograma (EMG) de superficie.

El estudio propone un sistema que discrimina con precisión movimientos individuales y combinados de los dedos utilizando solo dos electrodos de EMG colocados en el antebrazo. Se extraen diversas características de las señales EMG, que se proyectan para maximizar la separación entre los movimientos, y se clasifican mediante dos clasificadores diferentes.

Además, se utiliza un enfoque de fusión de datos bayesiana para maximizar la precisión en la clasificación. [6]

El sistema logra una precisión de clasificación promedio del 90% en diferentes sujetos, demostrando la viabilidad del enfoque propuesto. Esto resalta la importancia de la fusión bayesiana para mejorar la precisión en la clasificación de movimientos de los dedos.

La pérdida del antebrazo limita significativamente las capacidades cotidianas, y el control mioeléctrico basado en EMG puede restaurar la interacción con el mundo real. El estudio busca simplificar los requisitos de control de prótesis avanzadas reduciendo el número de electrodos sin comprometer la precisión.

Control de prótesis de brazo por reconocimiento de patrones en EMG.

El control mioeléctrico de prótesis depende de la correcta adquisición y procesamiento de señales electromiográficas (EMG), las cuales son generadas por la contracción de los músculos del usuario. Este proceso se divide en varias etapas clave para garantizar que las señales obtenidas sean lo suficientemente limpias y diferenciables para su posterior interpretación.

La adquisición de señales EMG comienza con la captura de la actividad eléctrica muscular mediante electrodos de superficie, los cuales se colocan estratégicamente sobre los músculos del usuario. La elección de estos puntos es fundamental, ya que los músculos que conservan la capacidad de generar actividad eléctrica tras una amputación se convierten en la fuente principal de control para la prótesis. Para garantizar una adquisición efectiva, es esencial considerar factores como la ubicación de los electrodos, que deben situarse en zonas con mayor actividad muscular para obtener señales más claras y consistentes.

Además, la calidad de la señal debe preservarse minimizando el ruido externo, ya sea proveniente de dispositivos electrónicos cercanos o de interferencias causadas por el movimiento del usuario. Un aspecto relevante es el número de electrodos utilizados;

estudios han demostrado que un menor número de electrodos puede ser suficiente si el procesamiento de las señales se realiza de manera adecuada, lo que simplifica el diseño de la prótesis y reduce su complejidad.

Una vez adquiridas, las señales EMG deben someterse a un proceso de filtrado y análisis para extraer información relevante que permita su interpretación. Este proceso incluye varias etapas clave. En primer lugar, se realiza el filtrado de la señal para eliminar componentes de ruido, como la interferencia de la red eléctrica (50/60 Hz) y las perturbaciones causadas por el movimiento del usuario. Posteriormente, se lleva a cabo la normalización de la señal, ajustando sus valores para que todas las mediciones sean comparables entre sí, lo que facilita su análisis. Finalmente, se procede a la extracción de características, calculando parámetros específicos de la señal EMG que permiten diferenciar entre distintos movimientos. Entre estas características destacan el valor absoluto integral (IAV), que mide la magnitud total de la señal; la varianza, que indica la intensidad de la señal y es útil para identificar movimientos más fuertes; y los cruces por cero, que cuantifican el número de veces que la señal cruza el eje cero, permitiendo distinguir entre diferentes tipos de movimientos. [7]

Este conjunto de técnicas transforma la señal EMG en datos útiles para los algoritmos de control de la prótesis, asegurando que los movimientos detectados sean precisos, reproducibles y adaptados a las necesidades del usuario.

Control de una Prótesis de Mano Mediante EMG con Aprendizaje en Tiempo Real.

El sistema de control de la prótesis propuesto en este estudio se fundamenta en la captación y procesamiento de señales electromiográficas (EMG) para permitir el movimiento de la mano protésica en tiempo real. Su principal innovación reside en la implementación de un método de aprendizaje adaptativo, que permite al sistema ajustarse dinámicamente a las características individuales del usuario mientras la prótesis está en

uso. Este enfoque no solo mejora la precisión del control, sino que también reduce el tiempo de entrenamiento necesario para que el usuario se familiarice con la prótesis.

El funcionamiento del control de la prótesis se organiza en tres unidades principales: la Unidad de Análisis, la Unidad de Adaptación y la Unidad de Entrenamiento. [8]

La Unidad de Adaptación se encarga de interpretar este vector de características EMG y convertirlo en un comando de control para la prótesis. Para ello, utiliza una red neuronal de tres capas que actúa como un mapeo no lineal entre las señales EMG y los movimientos de la prótesis. El proceso comienza con la introducción del vector de características en la red neuronal, que ha sido previamente entrenada para reconocer distintos patrones de movimiento. La red clasifica el movimiento detectado y asigna un comando específico, como cerrar la mano, mover la muñeca o flexionar el pulgar. Este comando se envía a los motores de la prótesis para ejecutar la acción correspondiente. El sistema es capaz de reconocer hasta diez movimientos distintos, incluyendo movimientos de muñeca (supinación, pronación, flexión y extensión) y movimientos de la mano y dedos (flexión y extensión de los dedos, flexión y extensión del pulgar, entre otros). A medida que el usuario práctico, la red neuronal mejora su precisión, haciendo que la prótesis responda de forma más natural y eficiente.

Uno de los avances más significativos del estudio es la integración de la Unidad de Entrenamiento, que permite al sistema aprender y mejorar su desempeño en tiempo real mientras el usuario utiliza la prótesis. Este aprendizaje se basa en la corrección por parte del usuario: si la prótesis ejecuta un movimiento incorrecto, el usuario puede enviar una señal de corrección (llamada *teacher signal*) al sistema. La Unidad de Entrenamiento utiliza esta corrección para actualizar los pesos de la red neuronal, optimizando así el reconocimiento de movimientos en futuras interacciones. Este proceso de optimización automática reduce los errores y mejora la respuesta de la prótesis con el tiempo. Entre los beneficios de este enfoque se encuentran la reducción del tiempo de entrenamiento, ya que los usuarios no necesitan largos periodos de calibración, y la adaptabilidad individual, que permite que la prótesis se ajuste a las características específicas de cada usuario. Además,

la precisión del sistema mejora progresivamente, lo que facilita un control más intuitivo y natural.

1.3. Patentes relacionadas con el tema de tesis.

Patente JP5123433B2: Sistema de Válvula Cardíaca Artificial con Nitinol.

Esta patente describe un sistema de válvula cardíaca artificial implantable, diseñado para reemplazar válvulas dañadas sin necesidad de cirugía a corazón abierto. El sistema consta de una válvula biológica soportada por un stent auto expandible, que se fija en la aorta mediante un dispositivo de anclaje. [9]

La estructura de la válvula está diseñada con un stent de Nitinol, el cual se mantiene comprimido durante la inserción y se expande automáticamente al alcanzar la posición deseada en la aorta. Esto permite una implantación mediante catéter, eliminando la necesidad de una cirugía invasiva.

El Nitinol permite que el stent se adapte a la anatomía del vaso sanguíneo sin comprometer su forma original, asegurando una mejor fijación y reduciendo riesgos de desplazamiento. Su resistencia a la fatiga mecánica lo hace ideal para soportar la presión constante del flujo sanguíneo sin deformarse.

A pesar de contener níquel, el Nitinol forma una capa de óxido de titanio que minimiza la liberación de iones metálicos, reduciendo la respuesta inflamatoria y aumentando su seguridad a largo plazo. Su uso en prótesis cardíacas disminuye el riesgo de trombosis en comparación con válvulas mecánicas tradicionales.

La válvula se fija en la aorta mediante un sistema de anillos metálicos de Nitinol, los cuales aseguran su posición sin obstruir las arterias coronarias. Se emplean conectores flexibles entre la válvula y el dispositivo de fijación para evitar interferencias con el flujo sanguíneo natural.

Patente US20110071633A1: Prótesis con Memoria de Forma y Revestimiento Especializado.

Esta patente [10] describe un método para recubrir una prótesis de aleación con memoria de forma, con énfasis en el uso de Nitinol (aleación de níquel y titanio) como material principal. El objetivo de la invención es mejorar la biocompatibilidad, resistencia mecánica y estabilidad a largo plazo de las prótesis ortopédicas, en especial aquellas destinadas a reemplazo de articulaciones y huesos largos.

La prótesis incluye una sección expandible de Nitinol, que cambia de tamaño al superar una temperatura de transición. Esto permite una fijación sin necesidad de cementos óseos, ya que la prótesis se ancla al hueso al expandirse dentro de una cavidad previamente creada.

La capacidad del Nitinol para cambiar de forma bajo estímulos térmicos permite una adaptación precisa a la estructura ósea del paciente. Su comportamiento pseudoelástico permite absorber impactos y reducir el estrés en el hueso, minimizando problemas como el aflojamiento de la prótesis.

Patente US11890208B2: Control de dispositivo protésico multimodal de miembros superiores mediante señales mioeléctricas.

El documento [11] describe una prótesis de mano controlada mediante señales electromiográficas (EMG), diseñada para mejorar la interacción entre el usuario y la prótesis a través de un sistema de control intuitivo y retroalimentación sensorial. La prótesis utiliza señales EMG capturadas mediante sensores colocados en los músculos residuales del usuario, como los músculos tenar e hipotenar, para controlar los movimientos de los dedos y otras partes de la prótesis. Estas señales se procesan para extraer características relevantes, como la amplitud, energía y frecuencia, que permiten determinar los comandos de control. Este enfoque permite un control proporcional, donde la intensidad de la señal EMG se traduce directamente en la velocidad o fuerza aplicada por los dígitos de la prótesis, ofreciendo al usuario una experiencia más natural y precisa.

El prototipo de la prótesis incluye dígitos móviles, como dedos y un pulgar, que pueden flexionarse, extenderse y rotar, imitando los movimientos de una mano humana. Estos dígitos están controlados por motores eléctricos y están conectados a un dispositivo electrónico que procesa las señales EMG. Este dispositivo selecciona tanto el modo de operación (por ejemplo, agarre, pinza, gestos) como los parámetros de movimiento (velocidad, fuerza, ángulo de rotación, etc.) basándose en un perfil de operación predefinido. El perfil de operación se divide en áreas que representan diferentes modos de operación y parámetros, lo que permite al usuario controlar la prótesis de manera intuitiva mediante la activación de músculos específicos.

Además, el sistema incorpora un mecanismo de aprendizaje adaptativo que permite a la prótesis ajustarse dinámicamente a las características individuales del usuario. Este aprendizaje se basa en el análisis de patrones de señales EMG y la retroalimentación del usuario, lo que mejora la precisión y la eficiencia del control con el tiempo. El sistema también puede predecir la intención del usuario, reduciendo el tiempo necesario para seleccionar modos de operación y parámetros. Esto es especialmente útil en situaciones donde el usuario realiza tareas repetitivas o necesita una respuesta rápida de la prótesis.

La prótesis también incluye un sistema de retroalimentación sensorial que informa al usuario sobre el modo de operación y los parámetros seleccionados. Esta retroalimentación puede ser visual, táctil (mediante vibración) o auditiva, lo que mejora la interacción entre el usuario y la prótesis, especialmente en situaciones donde el usuario no puede ver la prótesis directamente. Por ejemplo, si el usuario desea agarrar un objeto delicado, el sistema puede proporcionar una señal táctil que indique la fuerza aplicada, permitiendo un control más preciso.

Otro aspecto destacado del diseño es la capacidad del sistema para detectar la fatiga muscular del usuario. Mediante el análisis de las señales EMG, el sistema puede identificar cuando el usuario está fatigado y ajustar el perfil de operación para compensar la disminución en la actividad muscular. Esto permite que la prótesis siga siendo funcional

incluso cuando el usuario está cansado, mejorando la usabilidad y la comodidad a largo plazo.

1.4. Prótesis actuales en el mercado.

A continuación, en la *tabla 1*, se presentan algunas de las prótesis de dedo disponibles en el mercado, se analizarán los principales materiales, los grados de libertad (si es que cuentan con movimiento) y su sistema de activación. Así como el peso y el costo aproximado, pues los precios no son iguales para todos los pacientes, estos precios dependen del número de falanges, de dedos, etc.

Tabla 1. Comparativa de prótesis actuales del mercado.

Nombre Comercial	Materiales	Grados de Libertad	Sistema de activación	Peso	Costo
VariFlex VC-P [12]	Silicona y poliuretano	Sin Movimiento	N/A	30-50 g.	\$500-\$1,000 Dlls.
Touch Solutions Myoelectric [13]	Titanio, Acero Inoxidable y Silicona	1-2 DOF. (flexión y extensión del dedo.	EMG	100-150 g.	\$5,000-\$10,000 Dlls.
Arnes Hosmer 5X [14]	Acero inoxidable, Cobre, Nylon.	1 DOF. (Flexión)	Cable con control	150-200 g.	\$1,500-\$3,000 Dlls.
LIM Innovations [15]	Silicona y Poliuretano	Sin Movimiento	N/A	20-40 g.	\$1,000-\$2,500 Dlls.
Ottobock Myoelectric [16]	Titanio, Acero inoxidable y silicona.	1-2 DOF. (Flexión y extensión)	EMG	120-180 g.	\$6,000-\$12,000 Dlls.
Arnes Becker Hand [17]	Acero inoxidable, cobre, nylon.	1 DOF. (Flexión)	Cable de control	180-250 g.	\$2,000-\$4,000 Dlls

De la *tabla 1* se concluye que la integración de motores en las prótesis de mano o dedo, además de aumentar el peso en mínimo un 300%, aumenta el costo hasta 10 veces; de misma forma se puede denotar la tendencia al uso de acero inoxidable para prótesis con movimiento y silicona para la estética de la prótesis.

Capítulo 2. Marco teórico.

2.1. Introducción a las prótesis de extremidades superiores.

Definición y clasificación de prótesis.

Las prótesis de extremidades superiores son dispositivos médicos diseñados para reemplazar parcial o totalmente la función de un brazo, mano o dedo que ha sido perdido debido a amputaciones, malformaciones congénitas o lesiones graves. Estas prótesis buscan restaurar no solo la apariencia física, sino también la funcionalidad, permitiendo a los usuarios realizar actividades cotidianas y mejorar su calidad de vida.

Las prótesis, acorde a diversas fuentes, se pueden clasificar en tres categorías principales según su mecanismo de funcionamiento:

- *Prótesis mecánicas (o corporales)*. Utilizan sistemas de cables, poleas y arneses que se activan con movimientos del cuerpo, como la contracción de los músculos del hombro o el torso. Estos sistemas transmiten la fuerza generada por el usuario para mover la prótesis.
- *Prótesis mioeléctricas*. Utilizan señales electromiográficas (EMG) generadas por los músculos residuales del muñón para controlar motores eléctricos que mueven la prótesis. Estas señales son captadas por electrodos superficiales o intramusculares y procesadas por un sistema de control.
- *Prótesis híbridas*. Combinan elementos mecánicos y eléctricos para aprovechar las ventajas de ambos sistemas. Por ejemplo, pueden utilizar un sistema mecánico para el codo y un sistema mioeléctrico para la mano.

Importancia de las prótesis de dedos.

La pérdida de uno o más dedos tiene un impacto significativo en la funcionalidad de la mano, ya que estos son esenciales para tareas que requieren precisión y coordinación. Las prótesis de dedos buscan:

Restaurar la funcionalidad. Los dedos son cruciales para actividades cotidianas como escribir, comer, manipular herramientas o sostener objetos. Una prótesis de dedo bien diseñada puede devolver gran parte de esta funcionalidad, permitiendo al usuario realizar tareas que de otra manera serían difíciles o imposibles.

En el ámbito laboral, la pérdida de un dedo puede limitar la capacidad de una persona para realizar trabajos que requieren destreza manual, como la carpintería, la electrónica o la cirugía. Una prótesis funcional puede facilitar la reinserción laboral y reducir el impacto económico de la amputación.

Mejorar la apariencia estética. La apariencia física es un factor importante en la aceptación y uso de las prótesis. Una prótesis de dedo que se asemeje a la apariencia natural de la mano puede ayudar al usuario a sentirse más cómodo en entornos sociales y reducir el estigma asociado con las discapacidades físicas. Además, una apariencia natural puede mejorar la autoestima del usuario y promover una mayor integración social.

Favorecer la reinserción laboral y social. La pérdida de un dedo puede tener un impacto psicológico significativo, incluyendo sentimientos de pérdida, frustración y aislamiento. Una prótesis funcional y estética puede ayudar al usuario a recuperar su independencia y confianza, facilitando su reinserción en la vida laboral y social.

En el caso de amputaciones relacionadas con accidentes laborales, una prótesis de dedo puede ser fundamental para que el afectado pueda continuar con su empleo y mantener su estabilidad económica.

Limitaciones de las prótesis tradicionales.

A pesar de los avances en el campo de las prótesis, los diseños tradicionales presentan varias limitaciones que dificultan su adopción y uso efectivo.

Peso y comodidad.

Muchas prótesis, especialmente las mecánicas, son pesadas y pueden causar fatiga o incomodidad después de un uso prolongado. Esto limita su utilidad en actividades que requieren movimientos repetitivos o prolongados.

Además, el peso excesivo puede causar molestias en el muñón o en otras partes del cuerpo que soportan la prótesis.

Complejidad mecánica.

Los sistemas mecánicos, como cables y poleas, pueden ser difíciles de ajustar y mantener. Esto requiere visitas frecuentes a especialistas y puede aumentar los costos de mantenimiento.

A su vez, la complejidad mecánica puede limitar la funcionalidad de la prótesis, especialmente en tareas que requieren movimientos finos y precisos.

Falta de precisión.

Las prótesis mecánicas no siempre permiten movimientos finos y precisos, lo que dificulta tareas que requieren destreza, como escribir o manipular objetos pequeños.

Incluso las prótesis mioeléctricas, aunque más precisas, pueden tener limitaciones en términos de velocidad de respuesta y adaptabilidad a diferentes tareas.

Costo.

Las prótesis avanzadas, como las mioeléctricas, suelen ser costosas y no están al alcance de todos los pacientes. Esto limita su adopción y puede dejar a muchas personas sin acceso a soluciones protésicas efectivas.

Además, los costos de mantenimiento y reparación pueden ser elevados, especialmente en prótesis que utilizan componentes electrónicos.

Adaptabilidad.

Muchas prótesis no son adaptables a las necesidades específicas de cada usuario. Esto puede limitar su utilidad en diferentes contextos y tareas.

Por ejemplo, una prótesis diseñada para tareas generales puede no ser adecuada para actividades especializadas, como tocar un instrumento musical o practicar deportes.

2.2. Aleaciones con memoria de forma (SMA).

Definición y propiedades de las SMA.

Las aleaciones con memoria de forma (SMA) son materiales inteligentes capaces de recuperar una forma predefinida cuando se les somete a un estímulo externo, generalmente térmico. Estas aleaciones, entre las que destaca el Nitinol (níquel-titanio), han demostrado un gran potencial en aplicaciones biomédicas debido a su combinación de propiedades mecánicas únicas y biocompatibilidad.

Comportamiento Termo-mecánico.

El comportamiento de las SMA se basa en un proceso de transformación de fase entre dos estructuras cristalinas: la martensita y la austenita. A bajas temperaturas, la aleación se encuentra en su fase martensítica, lo que le permite deformarse plásticamente con facilidad. Al aplicar calor y alcanzar la temperatura de transformación, la estructura cambia a su fase austenítica, permitiendo la recuperación de la forma original del material. Este fenómeno se aprovecha en prótesis de dedos para generar movimientos funcionales sin necesidad de motores tradicionales.

Efecto de Memoria de Forma.

El efecto de memoria de forma es una característica distintiva de las SMA que les permite recuperar su geometría original después de haber sido deformadas, siempre que se apliquen las condiciones térmicas adecuadas. Este efecto se produce debido a la transformación reversible entre las fases martensítica y austenítica. En aplicaciones biomédicas, este principio es utilizado para diseñar dispositivos flexibles y adaptables que pueden responder a estímulos térmicos controlados.

Superelasticidad.

Además del efecto de memoria de forma, las SMA exhiben superelasticidad, una propiedad que les permite soportar deformaciones significativas y recuperar su estado inicial sin la necesidad de aplicar calor. Esta propiedad es posible gracias a una transformación de fase inducida mecánicamente, en la que la martensita se forma bajo tensión y vuelve a la fase austenítica al liberar la carga. En el caso de prótesis de dedos, la superelasticidad puede mejorar la adaptabilidad del dispositivo y proporcionar movimientos más naturales y suaves.

Mecanismos de Activación.

Las aleaciones con memoria de forma (SMA) funcionan gracias a la transformación de fase entre dos estados cristalinos principales: martensita y austenita. Este cambio estructural ocurre en respuesta a estímulos térmicos, lo que permite que las SMA sean utilizadas como actuadores en diversas aplicaciones, incluidas las prótesis de dedos.

Transformación de Fase Martensita-Austenita.

La fase martensítica se presenta a temperaturas más bajas y se caracteriza por ser fácilmente deformable. Cuando la SMA es calentada hasta alcanzar la temperatura de transformación específica del material, la estructura cambia a la fase austenítica, en la cual el material recupera su forma original debido a la reorganización atómica interna. Este fenómeno se conoce como efecto memoria de forma y es clave en el diseño de dispositivos biomédicos.

Por el contrario, cuando la aleación se enfría nuevamente por debajo de la temperatura crítica, la estructura regresa a la fase martensítica. Este cambio reversible es el fundamento del uso de SMA en actuadores térmicos, ya que el control preciso de la temperatura permite generar movimientos cíclicos y programables en prótesis y otros sistemas mecánicos.

Métodos de Activación por Temperatura.

El cambio de temperatura necesario para la activación de las SMA puede lograrse mediante distintos métodos, entre ellos:

- **Calentamiento resistivo:** Se aplica una corriente eléctrica a través del material, generando calor por efecto Joule, lo que permite una activación rápida y precisa.
- **Contacto con fluidos térmicos:** Sumergir la aleación en líquidos a diferentes temperaturas puede inducir la transformación de fase de manera uniforme.
- **Interacción con el ambiente:** En algunas aplicaciones, las SMA pueden ser activadas por cambios en la temperatura del entorno sin necesidad de una fuente de energía adicional.

Capacidad de memoria de forma.

La capacidad del Nitinol para "recordar" múltiples configuraciones geométricas bajo estímulos térmicos es una propiedad fundamental para aplicaciones en robótica, dispositivos médicos y sistemas de actuación inteligente. Este fenómeno, conocido como memoria de forma de dos vías (TWSME), se logra mediante un proceso termomecánico llamado entrenamiento, que reprograma la microestructura del material para asociar distintas formas a rangos de temperatura específicos.

Fundamentos Termomecánicos.

El Nitinol exhibe su comportamiento de memoria de forma debido a una transformación de fase reversible entre austenita (alta temperatura, estructura cúbica) y martensita (baja temperatura, estructura monoclinica). Para grabar múltiples posiciones, se aprovecha la

histéresis termoelástica de esta transformación. Durante el entrenamiento, se aplican ciclos de deformación controlada en fase martensítica, seguidos de calentamiento para recuperar la forma original. La repetición de estos ciclos bajo diferentes restricciones geométricas induce reorientaciones preferenciales de variantes de martensita, creando "memorias" adicionales.

Metodología de Entrenamiento.

El proceso consta de tres etapas críticas:

1. Deformación en Martensita: El material se enfría por debajo de M_f (ej: 10°C) para garantizar una martensita totalmente dúctil. En este estado, se deforma mecánicamente a una primera configuración (Forma A) y se mantiene restringido.
2. Fijación Térmica: Al calentarse por encima de A_f (ej: 90°C), el Nitinol recupera su forma original, pero si este ciclo se repite bajo una nueva restricción (Forma B), la aleación desarrolla una memoria competitiva entre ambas configuraciones.
3. Tratamiento Térmico Estabilizador: Un recocido a 400–500°C (durante 10–30 minutos) bajo restricción mecánica refuerza las posiciones grabadas al redistribuir dislocaciones y precipitar fases secundarias.

Límites Prácticos y Factores Críticos.

Aunque teóricamente es posible programar hasta 6 posiciones en aleaciones, en la práctica el rango óptimo se limita a 2–4 configuraciones debido a:

- Degradación por fatiga: Cada ciclo térmico-mecánico reduce un 0.1–0.5% la capacidad de recuperación.
- Pérdida de fuerza de actuación: La energía necesaria para superar las tensiones internas aumenta con cada posición adicional.
- Precisión dimensional: Desviaciones de ± 5 –10% son comunes en sistemas con más de 3 posiciones.

Ventajas de las SMA.

Las aleaciones con memoria de forma (SMA), en particular el Nitinol, presentan una serie de ventajas que las hacen idóneas para aplicaciones biomédicas, especialmente en el diseño de prótesis de dedos. Entre sus principales beneficios destacan su biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y peso ligero.

Biocompatibilidad.

La biocompatibilidad es un factor esencial en cualquier material utilizado en dispositivos médicos implantables o en contacto prolongado con el cuerpo humano. El Nitinol, compuesto principalmente por níquel y titanio, ha demostrado ser altamente biocompatible gracias a la formación de una capa pasivante de óxido de titanio en su superficie. Esta capa minimiza la liberación de iones de níquel, reduciendo el riesgo de reacciones adversas en el organismo. Además, el Nitinol ha sido utilizado en aplicaciones médicas como stents cardiovasculares y prótesis ortopédicas, lo que confirma su idoneidad para dispositivos biomédicos.

Resistencia a la Corrosión.

La resistencia a la corrosión es otra propiedad clave de las SMA, ya que los dispositivos médicos están expuestos a fluidos corporales y ambientes potencialmente agresivos. La formación de la capa de óxido de titanio en la superficie del Nitinol proporciona una barrera eficaz contra la corrosión, evitando la degradación del material y asegurando su durabilidad en aplicaciones a largo plazo. Esta característica es especialmente importante en prótesis de dedos, donde la exposición al sudor y otros factores ambientales podría comprometer la integridad estructural del dispositivo.

Peso Ligero.

El peso ligero de las SMA es una ventaja significativa en la fabricación de prótesis, ya que contribuye a la comodidad y facilidad de uso para el paciente. A diferencia de otros

materiales metálicos como el acero inoxidable, el Nitinol ofrece una excelente relación resistencia-peso, lo que permite diseñar prótesis funcionales sin añadir una carga excesiva al usuario. Esta propiedad es crucial para mejorar la ergonomía y reducir la fatiga asociada al uso prolongado de la prótesis.

2.3. Composición y Características del Nitinol.

Composición del Nitinol.

El Nitinol es una aleación con memoria de forma (SMA, por sus siglas en inglés) compuesta principalmente por níquel (Ni) y titanio (Ti) en aproximadamente un 55% de níquel y un 45% de titanio en peso. Su nombre proviene de *Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*, donde fue descubierto en la década de 1960.

Dependiendo de su procesamiento, el Nitinol puede contener pequeñas cantidades de impurezas o elementos adicionales como cobre, hierro o cromo, los cuales pueden modificar sus propiedades térmicas y mecánicas.

Biocompatibilidad del Nitinol.

El Nitinol es altamente biocompatible, lo que lo hace ideal para aplicaciones médicas como prótesis, implantes ortopédicos, stents cardiovasculares y dispositivos dentales.

En algunas condiciones puede liberar trazas de níquel, lo que puede causar alergias en personas sensibles. Para reducir este riesgo, se pueden aplicar recubrimientos de TiO_2 o procesos de pasivación. Gracias a la capa de óxido de titanio (TiO_2) en su superficie, el Nitinol muestra una excelente resistencia a la corrosión en medios biológicos. No genera una respuesta inmunológica adversa significativa.

En comparación con otros metales biomédicos como el acero inoxidable o el titanio puro, el Nitinol ofrece una mejor combinación de resistencia mecánica, flexibilidad y biocompatibilidad.

2.4. Señales electromiográficas (EMG).

Las señales electromiográficas (EMG) son una herramienta fundamental en el campo de las prótesis mioeléctricas, ya que permiten captar la actividad eléctrica generada por los músculos durante la contracción. Estas señales son utilizadas para controlar dispositivos protésicos de manera intuitiva y precisa, lo que las convierte en una tecnología clave para mejorar la funcionalidad y adaptabilidad de las prótesis de extremidades superiores. A continuación, se desarrolla este subtema con fundamentos científicos y datos teóricos.

Fundamentos de las señales EMG.

Las señales EMG son el resultado de la actividad eléctrica generada por las células musculares (miocitos) durante la contracción muscular. Este proceso tiene su origen en el sistema nervioso central y periférico, y se puede describir en las siguientes etapas:

1. Generación de potenciales de acción:
 - Cuando el cerebro envía una señal para mover un músculo, se generan potenciales de acción en las neuronas motoras del sistema nervioso periférico.
 - Estos potenciales de acción viajan a través de los axones de las neuronas motoras hasta llegar a la unión neuromuscular, donde se libera el neurotransmisor acetilcolina.

2. Activación de las fibras musculares:
 - La acetilcolina se une a receptores en la membrana de las fibras musculares, lo que desencadena un potencial de acción en el músculo.
 - Este potencial de acción se propaga a lo largo de la membrana de la fibra muscular y activa la liberación de calcio desde el retículo sarcoplásmico.

3. Contracción muscular:

- El calcio liberado permite la interacción entre las proteínas contráctiles actina y miosina, lo que genera la contracción muscular.
- Durante este proceso, se producen cambios en el potencial eléctrico de la membrana de las fibras musculares, lo que da lugar a la señal EMG.

4. Características de las señales EMG:

- Las señales EMG son señales de baja amplitud (en el rango de microvoltios a milivoltios) y alta frecuencia (entre 20 Hz y 500 Hz).
- Su forma y amplitud dependen de factores como el tipo de fibra muscular, la intensidad de la contracción y la distancia entre los electrodos y las fibras musculares.

Captación y procesamiento de señales EMG.

Para utilizar las señales EMG en el control de prótesis, es necesario captarlas, procesarlas y convertirlas en comandos que puedan ser interpretados por los actuadores de la prótesis. Este proceso consta de varias etapas:

Captación de las señales EMG.

Sensores. Las señales EMG se captan mediante electrodos, que pueden ser superficiales o intramusculares.

- **Electrodos superficiales:** Se colocan sobre la piel, en la zona del músculo que se desea monitorizar. Son no invasivos y fáciles de usar, pero pueden captar señales de varios músculos simultáneamente, lo que dificulta su interpretación.
- **Electrodos intramusculares:** Se insertan directamente en el músculo, lo que permite captar señales más específicas. Sin embargo, son invasivos y requieren un procedimiento médico para su colocación.

Los electrodos se suelen colocar en pares (diferenciales) para captar la diferencia de potencial entre dos puntos, lo que reduce el ruido y mejora la calidad de la señal.

2.5. Sistemas de control mioeléctrico

Los sistemas de control mioeléctrico son la base de las prótesis modernas que utilizan señales electromiográficas (EMG) para permitir movimientos intuitivos y precisos. Estos sistemas traducen la actividad eléctrica de los músculos residuales del usuario en comandos que controlan los actuadores de la prótesis. A continuación, se desarrolla este subtema con fundamentos científicos y detalles técnicos.

Principios del control mioeléctrico: Traducción de señales EMG en movimientos protésicos

El control mioeléctrico se basa en la capacidad de interpretar las señales EMG generadas por los músculos residuales del usuario y convertirlas en movimientos específicos de la prótesis. Este proceso consta de varias etapas:

Captación de señales EMG.

Las señales EMG son captadas mediante electrodos superficiales o intramusculares colocados en los músculos residuales del muñón. Estas señales representan la actividad eléctrica generada durante la contracción muscular y son de baja amplitud (microvoltios a milivoltios) y alta frecuencia (20 Hz a 500 Hz).

Procesamiento de señales.

Las señales EMG captadas son amplificadas, filtradas y digitalizadas para eliminar el ruido y mejorar su calidad. Una vez digitalizadas, las señales se procesan para extraer características relevantes, como la amplitud, la frecuencia y los patrones temporales.

Clasificación de señales.

Las señales procesadas se clasifican utilizando algoritmos de reconocimiento de patrones, como redes neuronales, máquinas de soporte vectorial (SVM) o análisis de componentes principales (PCA).

Estos algoritmos identifican la intención del usuario (por ejemplo, cerrar la mano, abrir los dedos o rotar la muñeca) basándose en las características de las señales EMG.

Generación de comandos.

Una vez clasificadas, las señales se traducen en comandos específicos que se envían a los actuadores de la prótesis. Estos comandos controlan los movimientos de la prótesis, permitiendo al usuario realizar tareas de manera intuitiva y precisa.

Capítulo 3. Diseño Mecánico de la prótesis de Dedo.

3.1. Funcionamiento mecánico de un dedo humano.

El funcionamiento mecánico del dedo humano es un sistema que combina estructuras rígidas (huesos) con tejidos flexibles (músculos, tendones y ligamentos) para lograr movimientos precisos y coordinados. Para entenderlo, imaginemos el dedo como una serie de palancas conectadas por bisagras, donde cada bisagra es una articulación y las palancas son los huesos. Estas palancas se mueven gracias a la acción de cuerdas (tendones) que son tiradas por motores (músculos) ubicados en la mano y el antebrazo.

Cada dedo, excepto el pulgar, está compuesto por tres segmentos óseos llamados falanges: la falange proximal (la más cercana a la mano), la falange medial (en el medio) y la falange distal (la punta del dedo). Estas falanges están unidas por articulaciones sinoviales, que son como bisagras biológicas que permiten el movimiento en un plano específico. Por ejemplo, la articulación entre la falange proximal y la falange medial permite la flexión (doblar el dedo) y la extensión (estirar el dedo).

Los músculos que controlan estos movimientos no están directamente en los dedos, sino en la palma de la mano y el antebrazo. Estos músculos se conectan a los huesos de los dedos a través de tendones, que son como cuerdas resistentes. Por ejemplo, los músculos flexores, ubicados en la parte interna del antebrazo, tiran de los tendones flexores para doblar los dedos. Por otro lado, los músculos extensores, ubicados en la parte externa del antebrazo, tiran de los tendones extensores para estirar los dedos.

Además de los músculos extrínsecos (los que están en el antebrazo), hay músculos intrínsecos en la mano, como los lumbricales e interóseos, que ayudan a realizar movimientos más finos y precisos, como separar los dedos (abducción) o juntarlos (aducción). Estos músculos trabajan en conjunto con los ligamentos, que son bandas de tejido conectivo que estabilizan las articulaciones y evitan que los dedos se muevan en direcciones no deseadas.

3.2. Funcionamiento mecánico de la propuesta de diseño con Nitinol.

Para lograr el movimiento de flexión en la prótesis, se aplica calor de manera controlada a las varillas de Nitinol. Una vez que el Nitinol entra en la fase austenítica, las varillas adoptan su forma curvada predefinida, simulando así el doblamiento de un dedo humano. Este proceso es reversible; al enfriarse, el Nitinol regresa a su fase martensítica, permitiendo que la prótesis se estire y vuelva a su posición original. Este ciclo de calentamiento y enfriamiento puede repetirse de manera continua, lo que habilita la simulación de movimientos de flexión y extensión de forma dinámica y controlada.

El grado de libertad principal de la prótesis es la flexión, que imita el movimiento natural de las articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas de un dedo humano. Las varillas de Nitinol están diseñadas para doblarse en un plano específico, lo que permite una simulación precisa del movimiento de los dedos vista en la *imagen 3.1*.

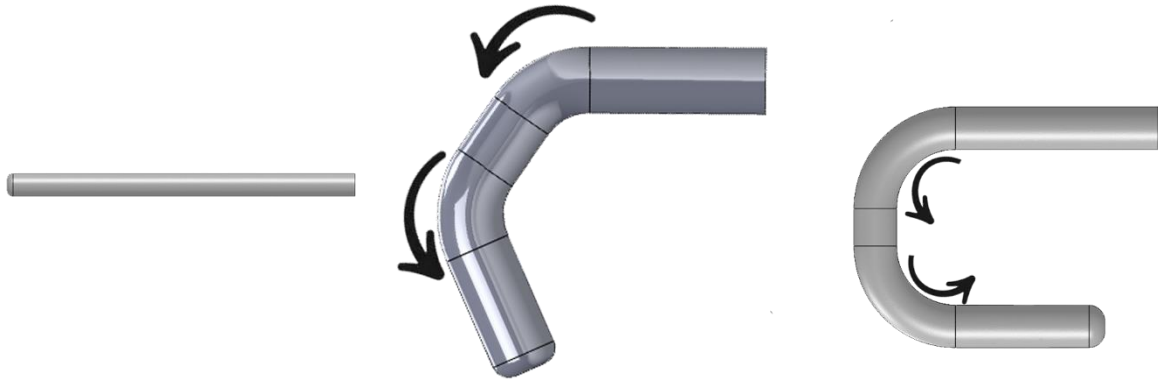


Imagen 3.1. Movimientos de las varillas de Nitinol al ser activadas, las flechas muestran en que dirección girara en los puntos que simulan las articulaciones entre falanges.

Sin embargo, es importante destacar que el Nitinol, en su configuración básica, tiene una naturaleza unidireccional. Esto significa que las varillas solo se doblan en una dirección predefinida, lo que limita la prótesis a movimientos de flexión y extensión. Para incorporar grados de libertad adicionales, como la abducción (separar los dedos) o la aducción (juntar los dedos), sería necesario integrar sistemas más complejos. Por ejemplo, se podrían añadir varillas de Nitinol dispuestas en ángulos específicos o mecanismos de rotación que permitan movimientos laterales. Estas modificaciones ampliarían la funcionalidad de la prótesis, acercándola aún más a la versatilidad de un dedo humano.

3.3. Diseño de la prótesis.

Dado que es fundamental imitar de la manera más precisa posible el funcionamiento de un dedo humano y garantizar que la prótesis sea cómoda para el usuario final, se propone el uso de tecnología de escaneo 3D para el diseño virtual de la prótesis. Este enfoque ofrece numerosas ventajas y permite aprovechar al máximo las propiedades únicas del Nitinol. A diferencia de las prótesis mioeléctricas tradicionales, que dependen de motores o sistemas de resortes que requieren cálculos precisos y una programación avanzada para ejecutar movimientos, el uso del Nitinol simplifica el diseño al eliminar la necesidad de estos

componentes mecánicos-eléctricos. En su lugar, el movimiento de la prótesis se logra mediante la activación térmica del Nitinol, lo que reduce la complejidad del sistema y mejora su eficiencia.

El escaneo 3D permite crear un diseño personalizado de la prótesis basado en las características anatómicas del usuario. Por ejemplo, si el usuario conserva alguno de sus dedos, este puede ser escaneado para generar un modelo virtual que sirva como base para la prótesis. Aunque la mano humana no es completamente simétrica, sus dedos presentan una similitud considerable, lo que hace que este método sea altamente efectivo para lograr un diseño que imite de manera fiel la forma y el tamaño del dedo natural. Esto no solo facilita la integración estética de la prótesis, sino que también mejora su funcionalidad y comodidad.

En casos donde el usuario no cuente con ningún dedo para realizar el escaneo, es posible ajustar las dimensiones de la prótesis utilizando datos antropométricos basados en estudios previos. Por ejemplo, se pueden emplear mediciones promedio de la longitud de los dedos según el género, la edad y la estatura del usuario. Un estudio relevante, como el realizado en Chile [18], proporciona valores de referencia para las dimensiones de los dedos en hombres y mujeres, lo que permite diseñar prótesis que se adapten de manera aproximada a las proporciones naturales del usuario. Sin embargo, el ancho de la prótesis no se ajusta de la misma manera, ya que este aspecto está optimizado en el diseño a continuación.

Consideraciones del diseño por pacientes con amputación.

Como se evidencia en el **Apéndice 1**, se encuestó a pacientes con amputaciones en distintas extremidades, algunos de los cuales utilizaban prótesis. Los resultados reflejan una clara preferencia hacia la comodidad y la adaptabilidad de estos dispositivos. Los participantes priorizaron prótesis ligeras, personalizadas y con un diseño estético, incluso por encima de su funcionalidad práctica.

Si bien el costo no surgió como una necesidad prioritaria para todos los encuestados, cabe destacar que el estudio no incluyó un análisis socioeconómico detallado. No obstante, en la mayoría de los casos, se manifestó interés en reducir el precio sin comprometer las características valoradas. Estos datos se visualizan de manera sintetizada en la *imagen 3.2*.

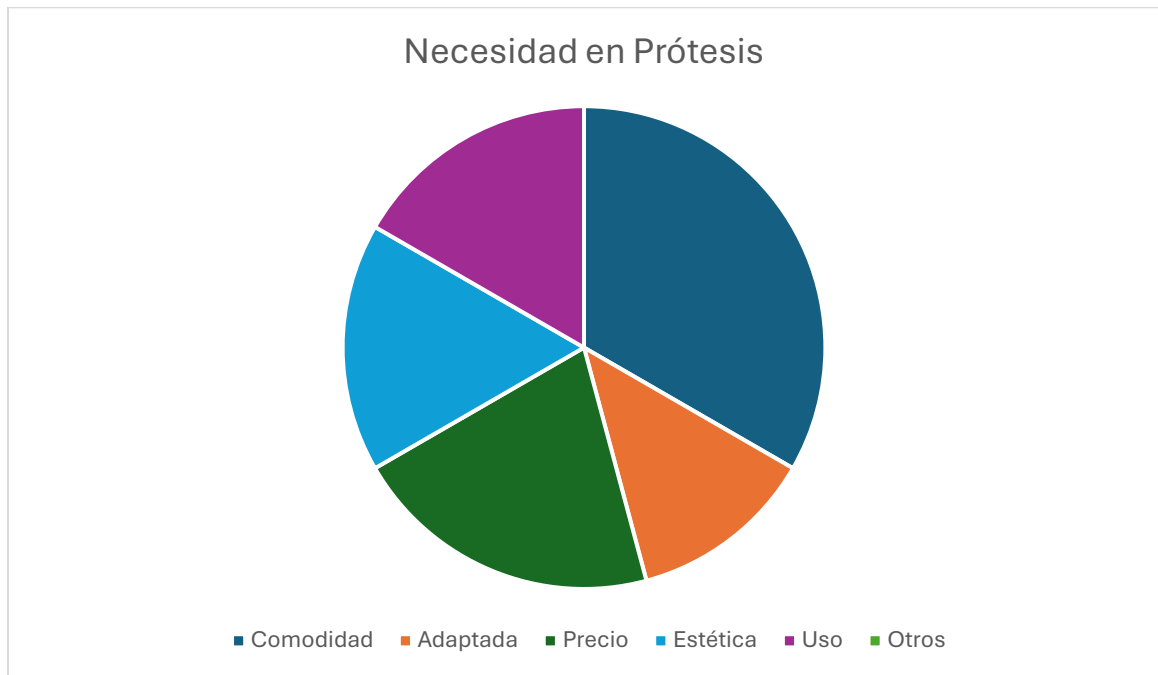


Imagen 3.2. Gráfico sobre las necesidades de los pacientes entrevistados.

Optimización del diseño de la prótesis.

La optimización del diseño de la prótesis se centra en dos aspectos clave: reducir el peso final del dispositivo y minimizar los costos de producción. Esto se logra mediante un uso más eficiente del Nitinol, evitando la fabricación de un dedo completo con este material y optando, en su lugar, por la creación de varillas estratégicamente colocadas. Estas varillas, que actúan como elementos activos para generar movimiento, se diseñan a partir del modelo 3D del dedo, midiendo y calculando su longitud y posición para garantizar un funcionamiento óptimo. Una vez definidas, las varillas se recubren con materiales como silicona o piezas de plástico, lo que no solo mejora la similitud estética con un dedo humano, sino que también proporciona un mejor agarre y mayor comodidad para el usuario.

Sin embargo, esta reducción en la cantidad de Nitinol utilizada tiene una consecuencia directa: la fuerza aplicada por la prótesis puede verse disminuida. Esto se debe a que la fuerza generada por el Nitinol está directamente relacionada con la cantidad de material activo que se emplea. En casos donde el usuario requiera una mayor fuerza en sus dedos protésicos, como para realizar tareas que demanden un agarre más firme, o cuando haya perdido varios dedos y necesite una prótesis con mayor capacidad de sujeción, es posible compensar esta limitación aumentando el ancho de las varillas de Nitinol dentro de la prótesis. Un mayor grosor en las varillas permite incrementar la fuerza aplicada sin necesidad de recurrir a un diseño que utilice Nitinol en toda la estructura del dedo, manteniendo así el equilibrio entre funcionalidad, peso y costo.

En resumen, la optimización del diseño mediante el uso de varillas de Nitinol en lugar de un dedo completo de este material no solo reduce el peso y los costos de la prótesis, sino que también permite una mayor personalización y adaptabilidad. Aunque esto puede implicar una menor fuerza en algunos casos, el ajuste del ancho de las varillas ofrece una solución práctica para equilibrar las necesidades del usuario con la eficiencia del diseño. Este enfoque asegura que la prótesis sea ligera, económica y funcional, sin comprometer su capacidad para imitar el movimiento y la utilidad de un dedo humano.

Ajuste de la prótesis con el muñón.

La unión eficiente de la prótesis de dedo al muñón del usuario es un aspecto crítico para garantizar comodidad, funcionalidad y estabilidad. Dependiendo de si la amputación es parcial (falange) o total (metacarpo), el método de sujeción puede variar, adaptándose a las necesidades específicas de cada caso. A continuación, se describen las opciones más eficientes para cada escenario, teniendo en cuenta la anatomía del usuario y las características de la prótesis.

En el caso de una amputación parcial, donde el usuario conserva parte de su dedo, la prótesis puede diseñarse para unirse directamente al muñón restante. Utilizando tecnología de escaneo 3D, es posible crear un encaje personalizado que se ajuste de

manera perfecta a la anatomía residual. Este encaje puede fabricarse con materiales como silicona médica o termoplásticos, los cuales son ligeros, cómodos y permiten una distribución uniforme de la presión, evitando puntos de molestia. Además, si el muñón presenta una forma irregular o experimenta cambios de tamaño debido a la hinchazón, se puede implementar un sistema de ajuste modular con almohadillas intercambiables. Este enfoque no solo facilita la adaptación de la prótesis a las variaciones anatómicas del usuario, sino que también garantiza un ajuste preciso y confortable en todo momento.

Por otro lado, cuando la amputación afecta todo el dedo y llega hasta el metacarpo, la prótesis requiere un método de anclaje más robusto. En este caso, se puede diseñar un encaje que cubra parte de la mano, específicamente el área del metacarpo. Este encaje puede fabricarse con materiales como policarbonato o resinas compuestas, que combinan resistencia y ligereza, asegurando que la prótesis sea duradera sin resultar incómoda. Es fundamental que el encaje distribuya la presión de manera uniforme para evitar molestias o lesiones en la piel. Para reforzar la estabilidad, se pueden incorporar correas ajustables que rodeen la mano o la muñeca. Estas correas deben ser ergonómicas y fabricadas con materiales suaves, como neopreno o tejidos elásticos, que eviten rozaduras y permitan un uso prolongado sin incomodidades.

En resumen, la unión de la prótesis al muñón del usuario debe diseñarse con base en el nivel de amputación y las características anatómicas individuales. Para amputaciones parciales, un encaje personalizado con ajuste modular ofrece una solución cómoda y adaptable. En casos de amputación total, un encaje metacarpiano combinado con correas ajustables proporciona la estabilidad necesaria sin sacrificar la comodidad. Ambos enfoques buscan garantizar que la prótesis no solo sea funcional, sino también cómoda y segura para el usuario, permitiéndole realizar sus actividades diarias con mayor facilidad y confianza.

3.4. Escaneo 3D para generar el diseño de la prótesis.

Afortunadamente, la tecnología ha avanzado lo suficiente como para permitir un acceso fácil a aplicaciones de escaneo 3D en smartphones o tabletas. En este caso, se utilizó el software ScandyPro [19], específicamente su versión gratuita para dispositivos iOS. Para realizar el escaneo, es importante contar con un fondo de color sólido, siendo colores base como el azul o el verde ideales para este propósito. Además, se debe evitar la presencia de sombras y mantener el teléfono estable durante el proceso para garantizar un escaneo preciso y de alta calidad.

Una vez completado el escaneo, se obtiene un archivo compatible con programas de diseño 3D. En este proyecto, dicho archivo se abrirá y trabajará en SolidWorks 2021 [20], utilizando una licencia premium para su desarrollo y análisis. Este flujo de trabajo permite una transición eficiente desde la captura del modelo hasta su implementación en herramientas profesionales de diseño.

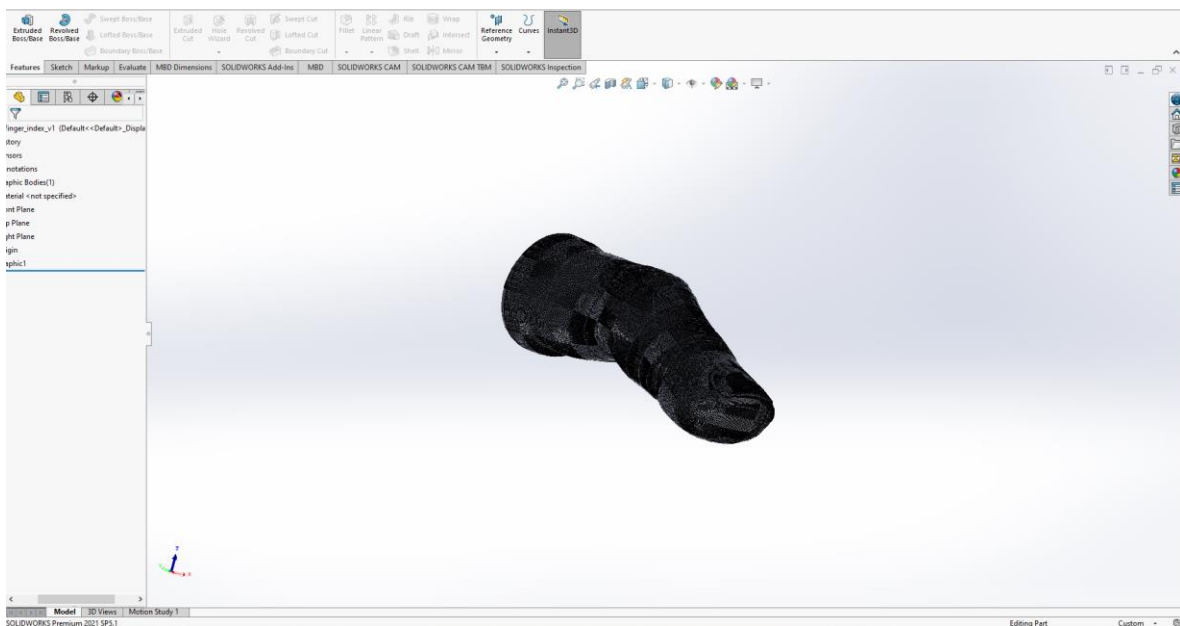


Imagen 3.2. Escaneo del dedo exportado a SolidWorks.

3.5. Diseño del dedo a partir del escaneo.

Una vez que el archivo esté abierto en el software de diseño, procederemos a tomar las medidas necesarias, como el largo total del dedo, la longitud de cada falange y la circunferencia media del dedo. Estos datos serán fundamentales para definir las dimensiones de la prótesis y garantizar que se ajuste de manera precisa a la anatomía del usuario.

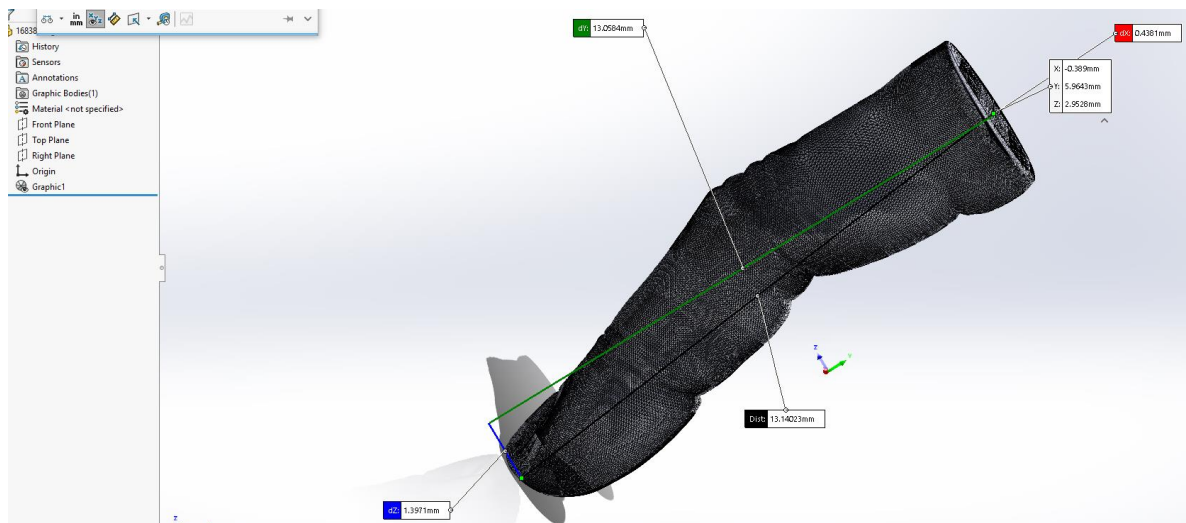


Imagen 3.3. Largo del dedo en posición de descanso (posición 1)

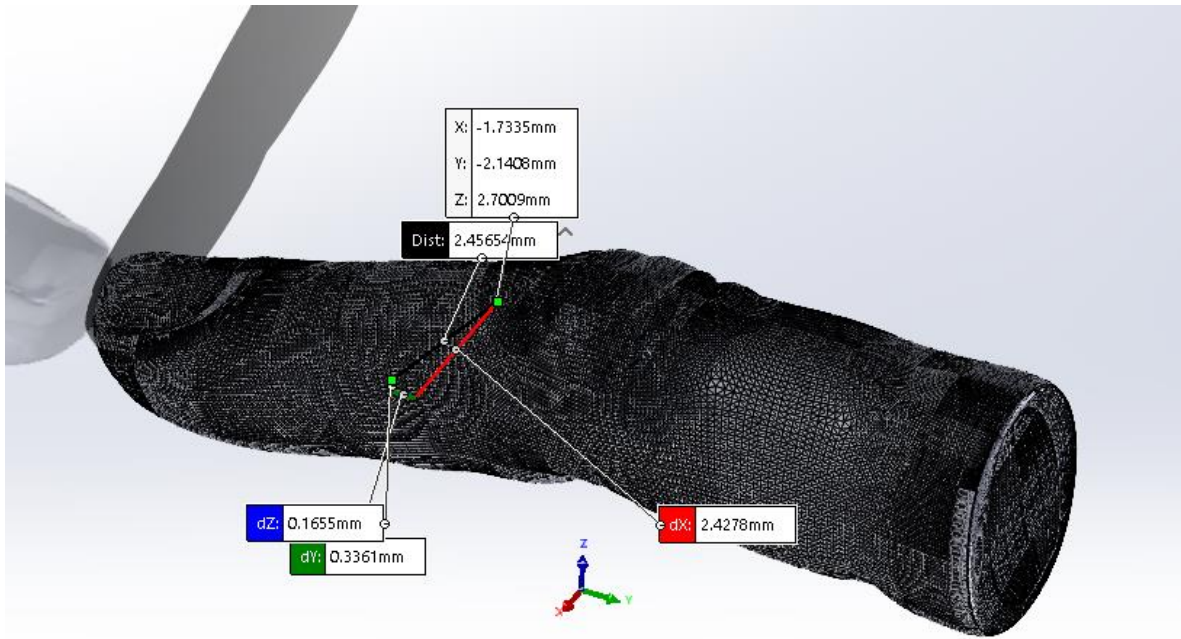


Imagen 3.4. Diámetro promedio del dedo en posición de descanso (posición 1)

Acorde a las mediciones de la *imagen 3.3* y *3.4*, crearemos en un nuevo archivo las varillas que conformarán la estructura interna de la prótesis. Estas varillas tendrán un grosor aproximado de 4 mm y una separación de 2 mm entre ellas, un valor que se puede ajustar en función de las propiedades mecánicas requeridas y las necesidades del paciente, estas varillas deberán cubrir un área menor a la circunferencia media del dedo pues tendrá ser recubierta, acorde a necesidades de paciente con protecciones de silicona o plástico. El largo del dedo será levemente menor para ajustes del muñón y recubrir la punta. Este último valor se ajusta desde la extrusión que podemos apreciar en la *imagen 3.6*.

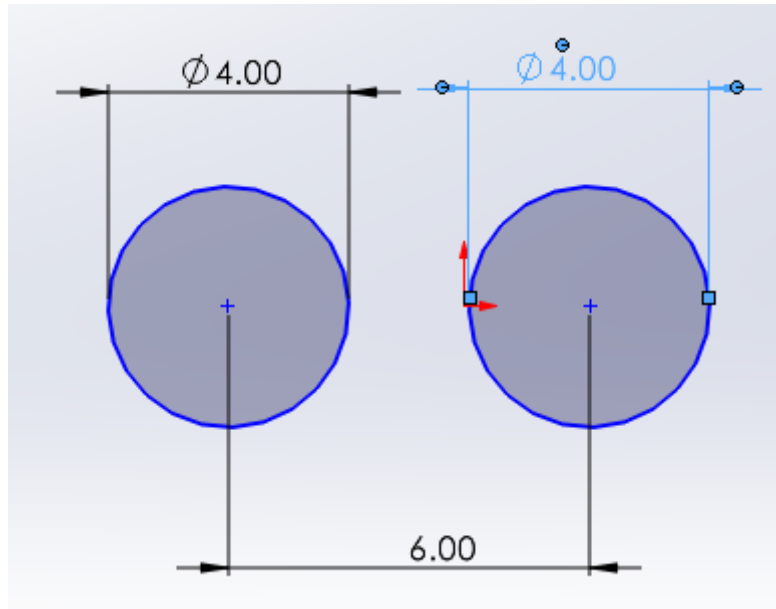


Imagen 3.5. Dibujo en el plano de las varillas internas de cada prótesis con sus medidas y separación.

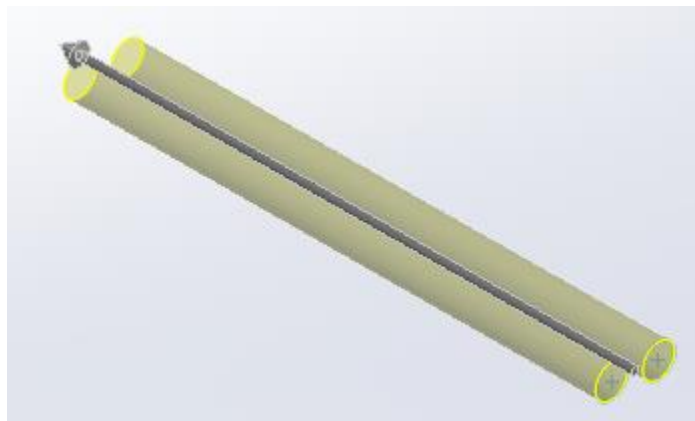


Imagen 3.6. Extrusión de las varillas.

Se debe realizar un Chaflan en una de las orillas de las varillas como en la *imagen 3.7*, con la intención de facilitar el uso de silicona o plástico para recubrir las varillas, de igual forma, si se desea se pueden usar las varillas descubiertas, sin embargo, no es recomendable.

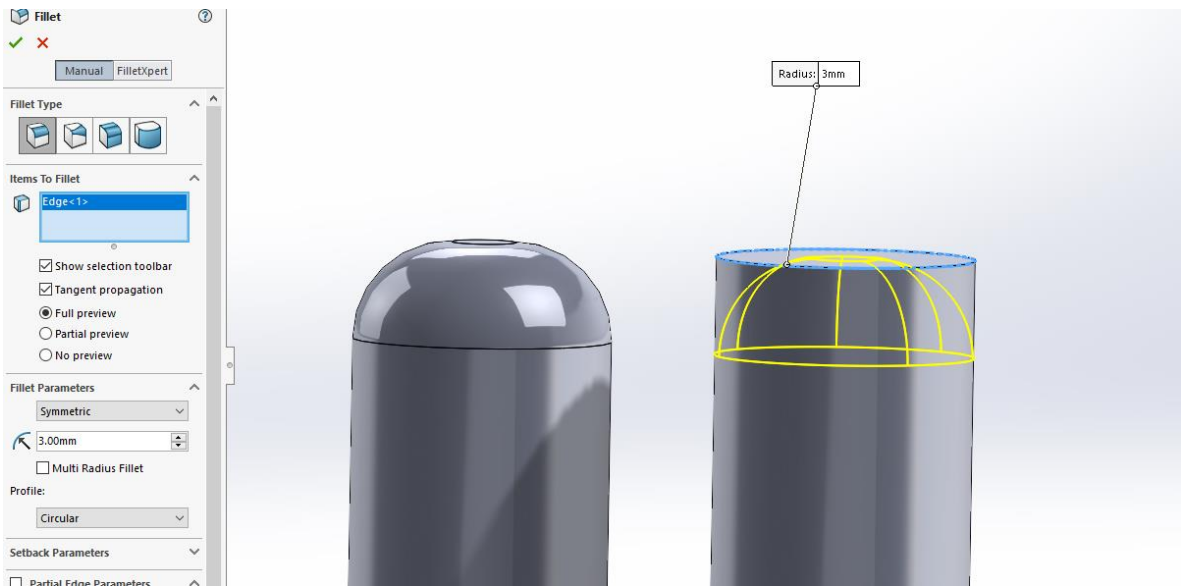


Imagen 3.7. Chaflán creado para facilitar la cobertura de las varillas.

Cabe destacar que, como se mencionó anteriormente, el diseño de la sujeción al muñón restante del paciente dependerá de la forma y las necesidades específicas de cada caso. Por esta razón, en este proyecto se omitirá esta parte del diseño para centrarnos en la creación de las varillas y su funcionalidad.

Una vez que las varillas estén diseñadas, procederemos a realizar simulaciones para evaluar sus propiedades físicas, como la resistencia, la flexibilidad y la capacidad de recuperación de la forma. Estos resultados, que se presentarán más adelante, permitirán validar el diseño y asegurar que la prótesis cumpla con los requisitos necesarios para su uso práctico.

De ser requerido por el usuario final, se pueden generar las cubiertas acordes al dedo escaneado para tener una similitud mayor al dedo humano, una recomendación importante para mejorar la funcionalidad y estética de la prótesis de dedo es la incorporación de una cubierta externa elaborada con materiales flexibles y biocompatibles.



Imagen 3.8. Plano en la base del dedo para generar el vaciado.

Para ello, se generará un nuevo plano como se muestra en la *imagen 3.8* en la base del archivo escaneado del dedo y dibujar la base de las varillas, para después ocupar la operación de vaciado y resultaran las cubiertas del dedo.

Entre las opciones más adecuadas se encuentra la silicona médica, debido a su alta flexibilidad, resistencia térmica, tacto similar al de la piel humana y capacidad para adaptarse anatómicamente al perfil del paciente. Este material permite proteger los filamentos de Nitinol del entorno externo sin interferir en su activación térmica, gracias a su buena conductividad térmica pasiva y tolerancia a temperaturas moderadas.

Alternativamente, se pueden considerar ciertos elastómeros termoplásticos (TPE) o poliuretanos flexibles, siempre que mantengan una dureza adecuada, buena resistencia al desgaste y no generen barreras térmicas excesivas. Estas cubiertas no solo mejoran la apariencia estética de la prótesis, haciéndola más discreta y natural, sino que también actúan como aislantes seguros frente al calor generado por el filamento SMA durante su activación.

Capítulo 4. Diseño Mecatrónico de la Prótesis de Dedo.

El sistema propuesto a continuación tiene como objetivo captar las señales mioeléctricas (EMG) generadas en el muñón del paciente, procesarlas adecuadamente y activar filamentos de Nitinol (aleación con memoria de forma) mediante el control de corriente eléctrica. Este sistema se compone de múltiples etapas, cada una con componentes específicos seleccionados para cumplir funciones esenciales en el procesamiento de las señales y la activación de los actuadores.

A continuación, se describirán los componentes a utilizar, sus funciones y el porqué de la elección de este componente en específico.

4.1. Captura de Señales Mioeléctricas.

Sensor EMG AD8232.

El sensor AD8232 es el punto de partida del sistema. Este dispositivo está específicamente diseñado para captar señales bioeléctricas como EMG o ECG, integrando filtros y amplificación en un solo módulo. Su diseño simplifica la implementación del sistema al reducir la necesidad de más etapas.

Este sensor incluye las etapas de Amplificación y filtrado de las señales captadas.

1. Filtros Integrados:

- a. Incluye un filtro pasa-altas para eliminar frecuencias bajas no deseadas, como artefactos por movimiento.
- b. También incorpora un filtro pasa-bajas que atenúa el ruido electromagnético de alta frecuencia.

2. Amplificación Integrada:

- a. Proporciona una ganancia ajustable para amplificar señales de baja amplitud y hacerlas legibles para microcontroladores como el ESP32.

Características claves del EMG AD8232.

1. **Bajo consumo de energía:** Ideal para aplicaciones portátiles y dispositivos que operan con baterías.
2. **Amplificación de señal:** Ganancia ajustable que permite captar señales biológicas débiles y amplificarlas para un procesamiento eficiente.
3. **Rechazo de ruido de línea:** Sistema integrado para eliminar interferencias causadas por fuentes externas como la red eléctrica.
4. **Filtro de paso alto integrado:** Elimina el ruido de baja frecuencia (como el desplazamiento de la línea base).
5. **Filtro de paso bajo integrado:** Reduce el ruido de alta frecuencia para asegurar una señal clara.
6. **Factor de forma compacto:** Fácil de integrar en dispositivos pequeños.
7. **Compatible con microcontroladores:** Fácilmente conectado a controladores como Arduino, ESP32, o Raspberry Pi.

Configuración física del EMG AD8232.

Alimentación: Se conecta a una fuente de 3.3 V o 5 V.

Electrodos: Tres electrodos adhesivos (dos para la señal y uno para tierra) se colocan estratégicamente en el muñón del paciente.

Salida Analógica: La señal filtrada y amplificada se envía al pin ADC del ESP32 para su procesamiento.

Comparación del EMG AD8232 con respecto a otros sensores.

Podemos comparar en la *tabla 2* este sensor con el sensor *MyoWare Muscle Sensor* y con el *EMG SpikerBox*, comparando los aspectos más relevantes para un proyecto como este.

Tabla 2. Comparación de sensores EMG en el mercado.

Característica	AD8232	MyoWare Muscle Sensor	EMG SpikerBox
----------------	--------	-----------------------	---------------

Consumo de energía	Muy bajo (~170 μ A)	Moderado (~1-3 mA)	Alto (~10-15 mA)
Voltaje de operación	2.0 V – 3.5 V	3.3 V – 5 V	9 V (batería)
Filtros integrados	Sí (pasa-alta, pasa-baja)	No (requiere externo)	Sí (pasa-alta, pasa-baja)
Ruido de entrada	Bajo (~40 μ V rms)	Moderado (~100 μ V rms)	Moderado (~90 μ V rms)
Factor de forma	Compacto (31x18 mm)	Compacto (Placa de 38x38 mm)	Compacto (circuito de 50x30 mm)
Facilidad de uso	Alta (mínimos componentes extra)	Alta (plug-and-play)	Moderada (requiere configuración)
Capacidad de integración	Alta (ideal para sistemas compactos)	Media (Prototipos cableados)	Baja (fines educativos y de demostración)
Costo	Bajo (~\$10 USD)	Moderado (~\$40 USD)	Moderado (~\$50 USD)

Ventajas significativas del sensor AD8232.

1. Eficiencia energética: Consumo significativamente más bajo que otros sensores, ideal para dispositivos portátiles.
2. Compacto y ligero: Su tamaño reducido lo hace perfecto para proyectos con restricciones de espacio.
3. Filtros integrados: Reduce la necesidad de diseño adicional, simplificando el desarrollo y mejorando la confiabilidad.
4. Versatilidad: Aunque es compacto, permite configuraciones ajustables para aplicaciones personalizadas.
5. Costo accesible: Comparado con otros sensores, es una opción económica sin comprometer el rendimiento.

4.2. Filtrado de Señales: Etapas de Pasa-Altas y Pasa-Bajas

Las señales mioeléctricas capturadas por el sensor EMG suelen estar acompañadas de ruido no deseado, lo que hace imprescindible el uso de filtros para aislar las frecuencias

relevantes. Se implementan dos etapas de filtrado: un filtro pasa-altas y un filtro pasa-bajas.

Pese a que el Sensor AD8232 cuenta con ambos filtros integrados, se describirán a continuación los cálculos necesarios para poder determinar los filtros en caso de no usar este sensor.

Filtro Pasa-Altas

El filtro pasa-altas elimina las frecuencias bajas no deseadas, como el ruido generado por movimientos o artefactos mecánicos. Este filtro se construye utilizando un resistor (R) y un capacitor (C), y la frecuencia de corte (f_c) se calcula mediante la *fórmula 1*:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

- **Valores seleccionados:**

- Resistor: $R=33\text{ k}\Omega$
- Capacitor: $C=0.1\ \mu\text{F}$

Sustituyendo estos valores:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(33 \cdot 10^3)(0.1 \cdot 10^{-6})} \approx 48.23\text{ Hz}$$

Este diseño permite que las señales con frecuencias superiores a 48.23 Hz pasen a la siguiente etapa, atenuando interferencias de baja frecuencia (por ejemplo, movimientos musculares no relevantes).

Filtro Pasa-Bajas

El filtro pasa-bajas atenúa las frecuencias altas, como el ruido electromagnético de la red eléctrica o interferencias externas. Este filtro también utiliza un resistor (R) y un capacitor (C), y su frecuencia de corte (f_c) se determina con la misma *fórmula 1*:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

- **Valores seleccionados:**

- Resistor: $R=10\text{ k}\Omega$
- Capacitor: $C=0.1\text{ }\mu\text{F}$

Sustituyendo:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(10 \cdot 10^3)(0.1 \cdot 10^{-6})} \approx 159.2\text{ Hz}$$

Con este diseño, se conservan las señales por debajo de 159.2 Hz, dentro del rango típico de señales EMG (10–500 Hz), eliminando ruido de alta frecuencia.

4.3. Amplificador de Señales.

El amplificador del AD8232 elimina la necesidad de implementar un amplificador externo. Proporciona una salida amplificada de la señal EMG, compatible con los pines ADC del ESP32. Esto simplifica significativamente el diseño del sistema y asegura que las señales sean correctamente interpretadas por el microcontrolador.

En la simulación, el amplificador integrado se puede emular con un amplificador operacional LM741, ajustando la ganancia para replicar el comportamiento del AD8232.

Cálculo de la Ganancia

Si decidimos utilizar un sensor que no incluya amplificador de señal, podremos hacer el cálculo de la ganancia para amplificadores como el INA333. La ganancia (G) del amplificador de instrumentación se ajusta mediante un resistor de ganancia (R_G) conectado entre los pines específicos del INA333. La *fórmula 2* se utilizará para calcular la ganancia:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (2)$$

Para obtener una ganancia de 1000 (adecuada para llevar la señal EMG de milivoltios a voltios) despejamos y sustituimos los valores de la *fórmula 2*:

$$R_G = \frac{50k\Omega}{G - 1} = \frac{50k\Omega}{1000 - 1} \approx 50\Omega$$

Valores seleccionados:

- Resistor de ganancia: $R_G = 50\Omega$

Con esta ganancia, la señal EMG amplificada estará en un rango óptimo para ser leída por el ESP32.

Impacto del Amplificador

El amplificador asegura que las señales EMG sean procesadas con fidelidad, permitiendo que las etapas posteriores, como el microcontrolador y el MOSFET, funcionen correctamente. Este paso es esencial para mantener la precisión y funcionalidad del sistema.

4.4. Procesamiento y Control: ESP32

El ESP32 es un microcontrolador altamente versátil que desempeña un papel central en el prototipo funcional, ya que procesa las señales amplificadas provenientes del sistema EMG y controla el filamento de Nitinol. Este componente actúa como el cerebro del sistema, interpretando los patrones de señal y generando una respuesta adecuada en tiempo real.

Comparación del ESP32 con otros microcontroladores.

Compararemos el ESP32 en la *tabla 3* con los microcontroladores Arduino UNO y Raspberry Pi Pico en características importantes para este trabajo.

Tabla 3. Comparación del ESP32 frente a otros microcontroladores.

Característica	ESP32	Arduino UNO	Raspberry Pi Pico
Arquitectura	Dual-Core Xtensa LX6 (240 MHz)	ATmega328P (16 MHz)	ARM Cortex-M0+ (133 MHz)
RAM	520 kb SRAM	2 KB SRAM	264 kb SRAM
Almacenamiento Flash	Hasta 4 MB	32 kb	2 MB
Conectividad inalámbrica	WIFI (802.11 b/g/n) y Bluetooth	No	NO
Cantidad de pines GPIO	34	14 digitales y 6 analógicos	26
ADC (resolución)	12 bits	10 bits	12 bits
PWM	Sí (canales múltiples)	Sí (6 canales)	Sí (16 Canales)
Consumo energético	Bajo a moderado (150-200 mA)	Bajo (50 mA)	Muy bajo (40-50 mA)
Velocidad de muestreo	Alta (hasta 200 kHz)	Baja (10 kHz)	Alta (500 kHz)
Facilidad de programación	Alta (Soporte Arduino IDE, micro Python)	Muy alta (Arduino IDE)	Alta (Micro Python, C/C++)
Soporte de librerías	Extensa	Extensa	Moderado

Costo aproximado	Bajo (\$10 USD)	Bajo (\$10 USD)	Muy Bajo (\$4 USD)
-------------------------	-----------------	-----------------	--------------------

Ventajas del ESP32 en el Sistema

- **Conectividad inalámbrica integrada:** Al permitir Wi-Fi y Bluetooth, el ESP32 facilita la transmisión de datos EMG y el control remoto de la prótesis.
- **Alto rendimiento:** Su velocidad de procesamiento y capacidad de manejo de datos en tiempo real son ideales para interpretar señales EMG y controlar actuadores como el Nitinol.
- **Capacidad ADC superior:** La resolución de 12 bits y velocidad de muestreo permiten capturar señales EMG con alta precisión.
- **Versatilidad y flexibilidad:** Compatible con múltiples lenguajes y frameworks (Arduino, Micro Python, etc.), lo que agiliza el desarrollo.
- **Soporte para periféricos múltiples:** Puede manejar sensores EMG, actuadores, y comunicación simultáneamente gracias a sus pines GPIO y PWM.
- **Costo-beneficio:** Comparado con otras opciones, ofrece funcionalidades avanzadas a un precio accesible.

Funciones del ESP32 en el Prototipo

Conversión Analógica-Digital (ADC):

Las señales EMG amplificadas son analógicas, por lo que el ESP32 las convierte en valores digitales mediante su módulo ADC integrado. Este módulo tiene una resolución de hasta 12 bits, lo que permite medir con precisión los niveles de voltaje de entrada en un rango de 0-3.3 V.

Procesamiento de Señales:

El ESP32 analiza los valores digitalizados para identificar patrones específicos que correspondan a contracciones musculares voluntarias. Esto se logra utilizando un código cargado en el microcontrolador, que aplica algoritmos básicos de procesamiento de señales, como:

- a. Detección de picos para identificar actividad muscular.

- b. Umbral de activación para diferenciar señales relevantes del ruido residual.

Generación de Señales de Control:

Una vez procesada la señal, el ESP32 genera una señal digital para activar el filamento de Nitinol a través del MOSFET. Esto puede lograrse utilizando salidas PWM (Modulación por Ancho de Pulso) para controlar la intensidad de corriente que pasa por el filamento, permitiendo un ajuste fino de su contracción.

Configuración del ESP32 en el Sistema

- **Entradas:**
 - La señal amplificada del EMG se conecta a uno de los pines ADC del ESP32, como el GPIO36 (ADC1_CH0), asegurando que el voltaje de entrada no supere los 3.3 V para evitar daños.
- **Salidas:**
 - La señal de control digital generada se conecta al gate del MOSFET (por ejemplo, GPIO25), habilitando o deshabilitando la corriente hacia el filamento de Nitinol según las necesidades del sistema.

4.5. Driver de Potencia: MOSFET IRF540N

El MOSFET IRF540N es el componente responsable de manejar la corriente necesaria para activar el filamento de Nitinol. Este dispositivo actúa como un interruptor electrónico controlado por la señal del ESP32, permitiendo o impidiendo el flujo de corriente hacia el filamento según sea necesario.

Características del MOSFET IRF540N

- **Alta capacidad de corriente:** Puede manejar corrientes de hasta 33 A, lo que es suficiente para los requisitos del filamento de Nitinol.
- **Control por señal digital:** Su gate puede ser activado directamente por el ESP32, ya que la señal de 3.3 V del microcontrolador es suficiente para saturar el MOSFET.

- **Baja resistencia en estado de conducción:** Esto minimiza las pérdidas de energía y la generación de calor.

Configuración en el Circuito

- **Gate (G):** Conectado a una salida digital del ESP32 (por ejemplo, GPIO25). La señal digital del ESP32 activa o desactiva el MOSFET.
- **Drain (D):** Conectado al filamento de Nitinol y a la línea de alimentación positiva (Vcc).
- **Source (S):** Conectado a tierra.

Para proteger el MOSFET y garantizar una operación estable, se incluye una resistencia pull-down en el gate, evitando activaciones no deseadas debido a ruido en la línea de control.

Comparación de drivers MOSFET

En la *tabla 4* se presenta la comparación del MOSFET elegido con posibles alternativas.

Tabla 4. Comparación de varios modelos de MOSFET.

Característica	IRF540N	IRLZ44N	IRF44N
Tipo de MOSFET	N-Channel	Logic Level N-Channel	N-Channel
Voltaje de compuerta	2.0-4.0 V	1.0-2.0 V	2.0-4.0 V
Corriente máxima de drenaje	33 A	47 A	49 A
Voltaje de drenaje a fuente	100 V	55 V	55 V
Resistencia en estado activo	0.044 Ω	0.025 Ω	0.028 Ω
Velocidad de conmutación	Moderada	Alta	Moderada
Capacitancia de compuerta	1700 pF	1350 pF	1350 pF
Disipación máxima de potencia	150 W	94 W	50 W

Adecuado para lógica	No	Sí	No
Costo estimado	Bajo (\$2 USD)	Bajo (\$3 USD)	Bajo (\$2 USD)

Ventajas del MOSFET IRF540N sobre las demás opciones

1. **Capacidad de manejo de potencia:** Con un voltaje V_{ds} de hasta 100 V y una corriente máxima de 33 A, el IRF540N es ideal para aplicaciones de alta potencia como el control de actuadores SMA (Nitinol), que pueden requerir pulsos de corriente altos.
2. **Disipación de potencia:** Su capacidad de disipar hasta 150 W lo hace confiable para operaciones continuas con cargas pesadas.
3. **Costo accesible:** En comparación con otros MOSFET de características similares, el IRF540N ofrece un buen rendimiento a un precio competitivo.
4. **Compatibilidad con controladores externos:** Aunque requiere un voltaje de compuerta más alto, esto puede ser resuelto con un circuito simple de nivelación de voltaje o un controlador de compuerta MOSFET, lo cual es factible dentro del diseño.
5. **Robustez:** Su alta tolerancia a voltajes lo protege de daños en aplicaciones críticas, como el control de dispositivos inductivos.

El **IRF540N** es una excelente opción para este proyecto debido a su alta capacidad de manejo de potencia y su robustez, esenciales para controlar el Nitinol que impulsa la prótesis. Aunque no es de nivel lógico, su costo-beneficio y disponibilidad general lo hacen una elección práctica. Si se busca una solución más directa con microcontroladores de bajo voltaje, el **IRLZ44N** podría considerarse, pero a expensas de una menor tolerancia de voltaje.

Cálculos Relevantes

La corriente que pasa por el MOSFET está determinada por el consumo del filamento de Nitinol. Si el filamento tiene una resistencia de $R = 5\Omega$ y se alimenta con $V = 12V$, la corriente requerida será la obtenida en la *fórmula 3*:

$$I = \frac{V}{R} = \frac{12V}{5\Omega} = 2.4A \quad (3)$$

El IRF540N puede manejar esta corriente sin problemas.

4.6. Unidad de suministro de energía.

Dado que esta prótesis se prevé para uso cotidiano, en tareas que no requieren un esfuerzo muy grande ni movimientos excesivamente complejos, podremos utilizarla sin estar conectada a una unidad de suministro estática, en su lugar se usará una batería que podría ser o no recargable, a continuación, veremos información relevante para la elección de la batería.

Requisitos energéticos de los componentes.

Sensor EMG AD8232:

- **Voltaje de operación:** 3.3 V a 5 V.
- **Consumo de corriente:** Aproximadamente 1-2 mA (dependiendo de la configuración).

Microcontrolador ESP32:

- **Voltaje de operación:** 3.3 V (aunque puede ser alimentado directamente con 5 V a través del pin VIN).
- **Consumo de corriente:**
 - En modo activo (con Wi-Fi/BT): ~80-150 mA.
 - En modo de bajo consumo (sleep mode): ~5-10 mA.

MOSFET IRF540N:

- **Voltaje de operación:** Depende del voltaje de la puerta (gate), que debe ser de al menos 4 V para activarse completamente.
- **Consumo de corriente:** El MOSFET en sí no consume corriente significativa, pero controla la corriente que fluye hacia el filamento de Nitinol.

Filamento de Nitinol:

- **Longitud:** 6 cm.
- **Grosor:** 3 mm.
- **Resistencia eléctrica:** Depende de la aleación específica, pero supongamos una resistencia aproximada de 1-2 ohmios (esto debe verificarse con las especificaciones del fabricante).
- **Voltaje y corriente necesarios:** Para calentar el Nitinol, se requiere una corriente suficiente para alcanzar su temperatura de transición. Supongamos que necesitas una corriente de 1-2 A para calentar el filamento rápidamente.

Cálculos de voltaje y corriente.

Voltaje total requerido:

- El ESP32 y el sensor EMG pueden funcionar con 3.3 V o 5 V.
- El MOSFET IRF540N necesita al menos 4 V en la puerta para activarse completamente.
- El filamento de Nitinol puede funcionar con voltajes bajos (por ejemplo, 5 V) si se suministra suficiente corriente.

Corriente total requerida:

- Sensor EMG: ~2 mA.
- ESP32 (en modo activo): ~150 mA.
- Filamento de Nitinol: ~1-2 A (durante cortos períodos de activación).

Corriente máxima estimada: ~2.2 A (considerando el pico de corriente cuando el filamento de Nitinol está activo).

Selección de batería.

Se presentarán 3 opciones de baterías que podrían alimentar todo el sistema. Se puede elegir cualquiera de estas configuraciones presentadas en la *tabla 5*.

Tabla 5. Comparación de diferentes baterías para el sistema mecatrónico.

Batería	Recargable LiPo o Li-ion de 3.7V	Polímero de Litio LiPo de 7.4V	Pilas intercambiables AA o AAA
Voltaje	3.7V Nominal (4.2V al estar totalmente cargada)	7.4V Nominal (8.4V al estar totalmente cargada)	4 Pilas en serie para obtener 6V
Capacidad	1000 – 2000 mAh	1000 – 2000 mAh	2000 – 3000 mAh
Regulación de voltaje	Necesita modulo Boost Converter para elevar el voltaje a 5V	Necesita modulo Buck Converter para bajar el voltaje a 5V	Necesita modulo Buck Converter para bajar el voltaje a 5V
Ventajas	Ligera, Recargable	Mayor autonomía	Fácil reemplazo y disponibilidad

Consideraciones de optimización de simplicidad de componentes.

Si bien el microcontrolador ESP32 convencional ha sido la opción predilecta debido a sus características, mayor soporte y su fácil acceso en el mercado, es necesario usar el Boost Converter para poder usarlo con la mayoría de las baterías en el mercado útiles en este diseño. Por lo cual, se puede utilizar otra tarjeta de programación, una opción *AdaFruit Feather M0*, modelo que incluye el mismo chip ESP32 pero soporta alimentación directa de la LiPo 3.7V, de igual forma tiene conector JST y cargador incorporado.

Sin embargo, cambiar el microcontrolador podría afectar algunas características de mejora futura, como las conexiones Wi-Fi o Bluetooth, la velocidad del reloj interno, la memoria RAM, etc. Ergo, se recomienda ajustar los componentes dadas las necesidades del paciente, características del producto final, entre otras razones.

4.7. Autonomía de la prótesis.

Cálculo de energía por activación.

Para calcular la energía consumida por activación del Nitinol se utiliza la *fórmula 4* mostrada a continuación, considerando una activación de 2 segundos.

$$E = V * I * t \quad (4)$$

$$E = 3.7V * 1.5A * 2s = 11.1 \text{ Joules}$$

Obteniendo 11.1 J por activación de Nitinol. Además, se necesita conocer la energía total que ofrece la batería, con la *fórmula 5* podemos obtenerla, se considerará la batería en su versión de 2000 mAh.

$$\text{Energía total (Wh)} = \frac{\text{Capacidad (mAh)} * \text{Voltaje (V)}}{1000} \quad (5)$$

Obtendremos alrededor de 26,540 J. Ahora con estos dos datos, en la *formula 6* podemos calcular el número de activaciones.

$$\text{Activaciones} = \frac{\text{Energía de batería (J)}}{\text{Energía por activación (J)}} = \frac{26640}{11.1} \approx 2400 \text{ activaciones.} \quad (6)$$

Es importante considerar que este valor es solo para el filamento de Nitinol, a continuación, se considerara el consumo del ESP32 y el sensor EMG.

Cálculo de energía en activo continuo.

Con los valores mostrados en Requisitos energéticos de los componentes, podemos utilizar la *formula 7* para calcular el consumo del ESP32 y el EMG en su estado continuo para obtener su consumo energético por hora.

$$E = V * I * t = 3.7 * 0.152 * 3600 = 2024 \text{ J por hora} \quad (7)$$

Autonomía total del sistema

Para calcular la autonomía total del sistema, se debe considerar de activaciones del Nitinol de la prótesis durante una hora, si consideramos 200 por hora, se realizarán los siguientes cálculos.

$$\text{Consumo de Nitinol por hora} = 200 * 11.1 J = 2220 J \quad (8)$$

Sumando el consumo en activo continuo al consumo de Nitinol por hora en 200 activaciones, obtendremos un aproximado por hora de 4244 J. Finalmente, obtendremos la autonomía en horas.

$$\text{Autonomía} = \frac{\text{Energía de la batería}}{\text{Consumo por hora}} = \frac{26640}{4244} \approx 6.2 \text{ Horas.} \quad (9)$$

4.8. Código del sistema.

El código completo puede ser consultado en el *Apéndice 2*, este contiene las librerías propias del sistema Arduino, sin embargo, podemos añadir futuras actualizaciones del código para, por ejemplo, utilizar conexiones bluetooth o Wi-Fi.

Dentro del código podremos encontrar varios parámetros a configurar acorde al uso que se le dará a la prótesis, a continuación, en la *imagen IV.1.* veremos dos valores “threshold” que es el umbral de la señal EMG para activar el Nitinol. Este valor debe ajustarse según la intensidad de las señales EMG del usuario. Y “activationTime” que será el tiempo en milisegundos que el Nitinol permanecerá activo (calentándose) antes de desactivarse.

```
// Parámetros de configuración
const int threshold = 2000; //
const int activationTime = 500;
```

Imagen 4.1. Extracto del código con algunas de las variables declaradas.

A partir de estos valores, tendremos una función de tipo Loop (ciclo) donde la lectura del sensor será continuamente leída usando “analogRead ()” para obtener el valor de la señal EMG (rango de 0 a 4095 en el ESP32). Si la señal EMG supera el umbral (threshold), se activa el MOSFET para calentar el Nitinol durante un tiempo definido (activationTime) y luego se desactiva.

Se incluye un pequeño retardo (delay (10)) para evitar lecturas demasiado rápidas y dar tiempo al sistema para estabilizarse.

```
void loop() {
  // Leer la señal del sensor EMG
  int emgValue = analogRead(emgPin); // Lee e

  // Mostrar el valor de la señal EMG en el m
  Serial.print("Valor EMG: ");
  Serial.println(emgValue);

  // Verificar si la señal EMG supera el umbr
  if (emgValue > threshold) {
    // Activar el MOSFET para calentar el nit
    digitalWrite(mosfetPin, HIGH); // Enciend
    Serial.println("Nitinol activado.");

    // Mantener el MOSFET activo durante el t
    delay(activationTime);

    // Desactivar el MOSFET
    digitalWrite(mosfetPin, LOW); // Apaga eI
    Serial.println("Nitinol desactivado.");
  }
}
```

Imagen 4.2. Extracto del código, se puede apreciar la función de ciclo.

Explicación del flujo de funcionamiento.

1. El sensor EMG AD8232 capta la actividad eléctrica de los músculos y envía una señal analógica al ESP32.
2. El ESP32 lee esta señal y la compara con un umbral predefinido.
3. Si la señal supera el umbral, el ESP32 activa el MOSFET, permitiendo que la corriente fluya a través del filamento de Nitinol.
4. El Nitinol se calienta y se contrae, simulando el movimiento de un dedo.
5. Después de un tiempo definido, el ESP32 desactiva el MOSFET, permitiendo que el Nitinol se enfríe y regrese a su forma original.

4.9. Conexión física del sistema mecatrónico.

En la *Imagen 4.3* se aprecia un diagrama que facilitará la comprensión del sistema en un factor simple, el diagrama de flujo, donde el sensor recibe una señal muscular, la cual pasará al Microcontrolador y activará el MOSFET para excitar al Nitinol y contraerse, al relajar el musculo, la señal deja de enviarse y el Nitinol se enfría.

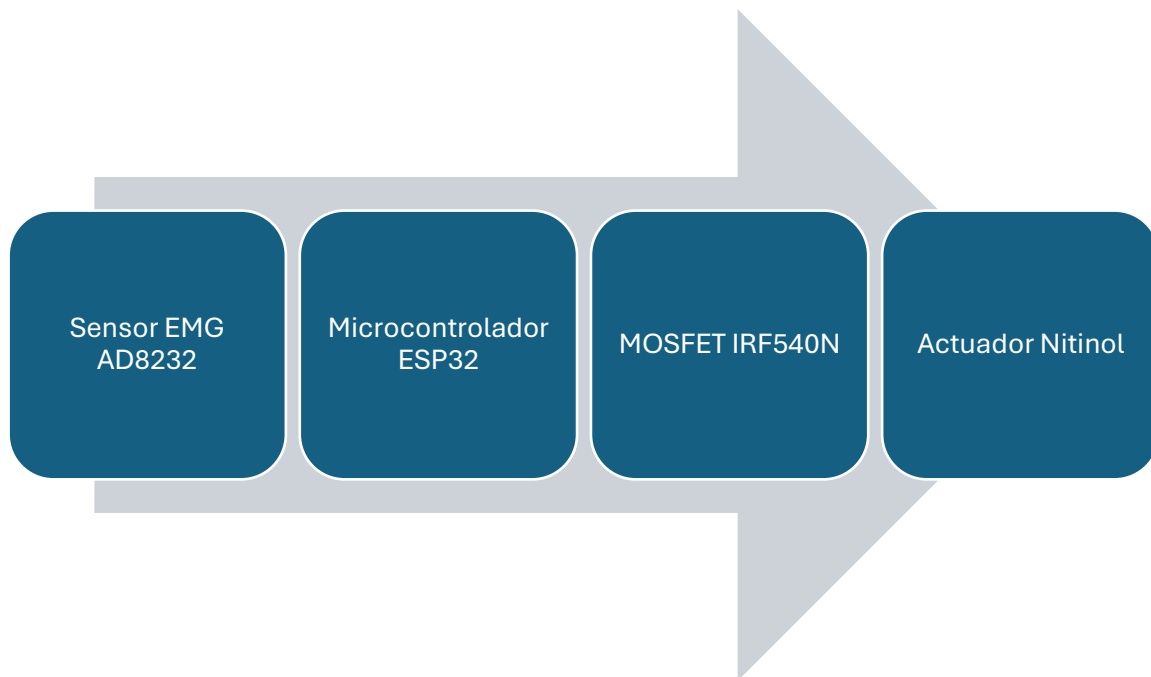


Imagen 4.3. Grafico de bloques del funcionamiento del sistema.

Por otro lado, en la *imagen 4.4*, se emula la conexión física del sistema apoyándose en el software Proteus, utilizando un amplificador operacional (U2) como el sensor EMG, dado que no existen bibliotecas que incluyan el sensor.

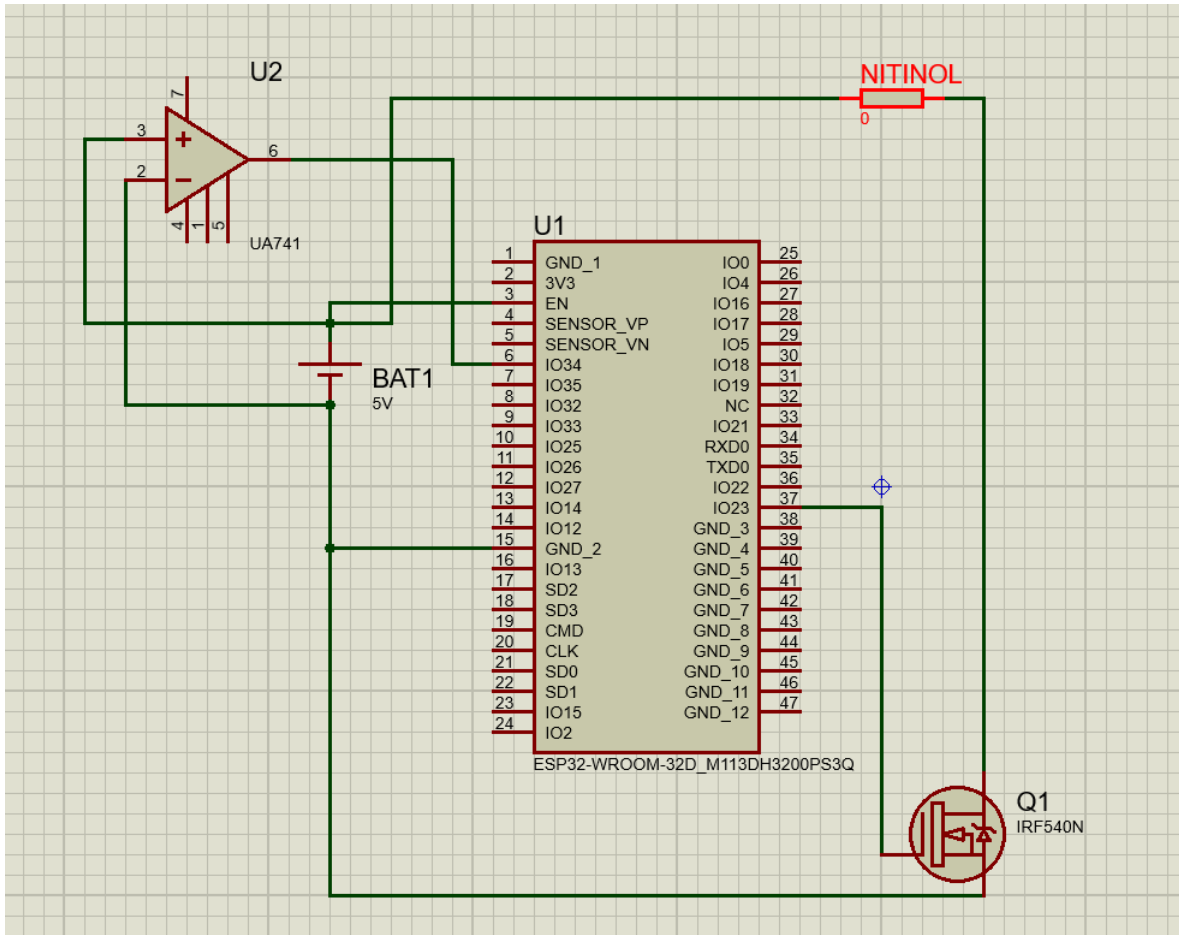


Imagen 4.4. Diagrama de las conexiones del sistema.

Conexión de la batería LiPo 3.7V

- **Terminal positivo (+):**
 - Conectar al pin **VIN** del **ESP32**.
 - Conectar al pin **VCC** del **sensor EMG AD8232**.
 - Conectar a un extremo del **filamento de Nitinol**.

- **Terminal negativo (-):**
 - Conectar al pin **GND** del **ESP32**.
 - Conectar al pin **GND** del **sensor EMG AD8232**.
 - Conectar al pin **Source** del **MOSFET IRF540N**.

Conexión del sensor EMG AD8232

- **VCC:** Conectar al **positivo de la batería (3.7V)**.
- **GND:** Conectar al **negativo de la batería (GND común)**.
- **Output:** Conectar al **GPIO34** del **ESP32** (para leer la señal EMG).

Conexión del ESP32

- **VIN:** Conectar al **positivo de la batería (3.7V)**.
- **GND:** Conectar al **negativo de la batería (GND común)**.
- **GPIO34:** Conectar al **Output** del **sensor EMG AD8232**.
- **GPIO23:** Conectar al **Gate** del **MOSFET IRF540N** (para controlar la activación del Nitinol).

Conexión del MOSFET IRF540N

- **Gate:** Conectar al **GPIO23** del **ESP32**.
- **Source:** Conectar al **negativo de la batería (GND común)**.
- **Drain:** Conectar a **uno de los extremos del filamento de Nitinol**.

Conexión del filamento de Nitinol

- **Extremo 1:** Conectar al **Drain** del **MOSFET IRF540N**.
- **Extremo 2:** Conectar al **positivo de la batería (3.7V)**.

Capítulo 5. Simulaciones.

5.1. Ficha técnica del Nitinol y su configuración en programas CAD.

Para este proyecto se utilizará el software SolidWorks en su versión 2021 Premium, debido a que los valores para el Nitinol cambian de acuerdo con su estructura Austenita (cuando el material se caliente) y Martensita (material en temperatura ambiente) se crearan dos materiales con ambas configuraciones y valores como se muestra en la *imagen 5.1* y *5.2*.

Estos valores se han obtenido de diversas fuentes, debido a que dependiendo de la proporción de Titanio y Níquel pueden cambiar algunos valores, sin embargo, se utilizaran los más recurrentes en las fuentes de proveedores e investigadores como *Nitinol Devices & Componentes* [21], *SAES Getters* [22] *Universidad de los Andes* [23], entre otras.

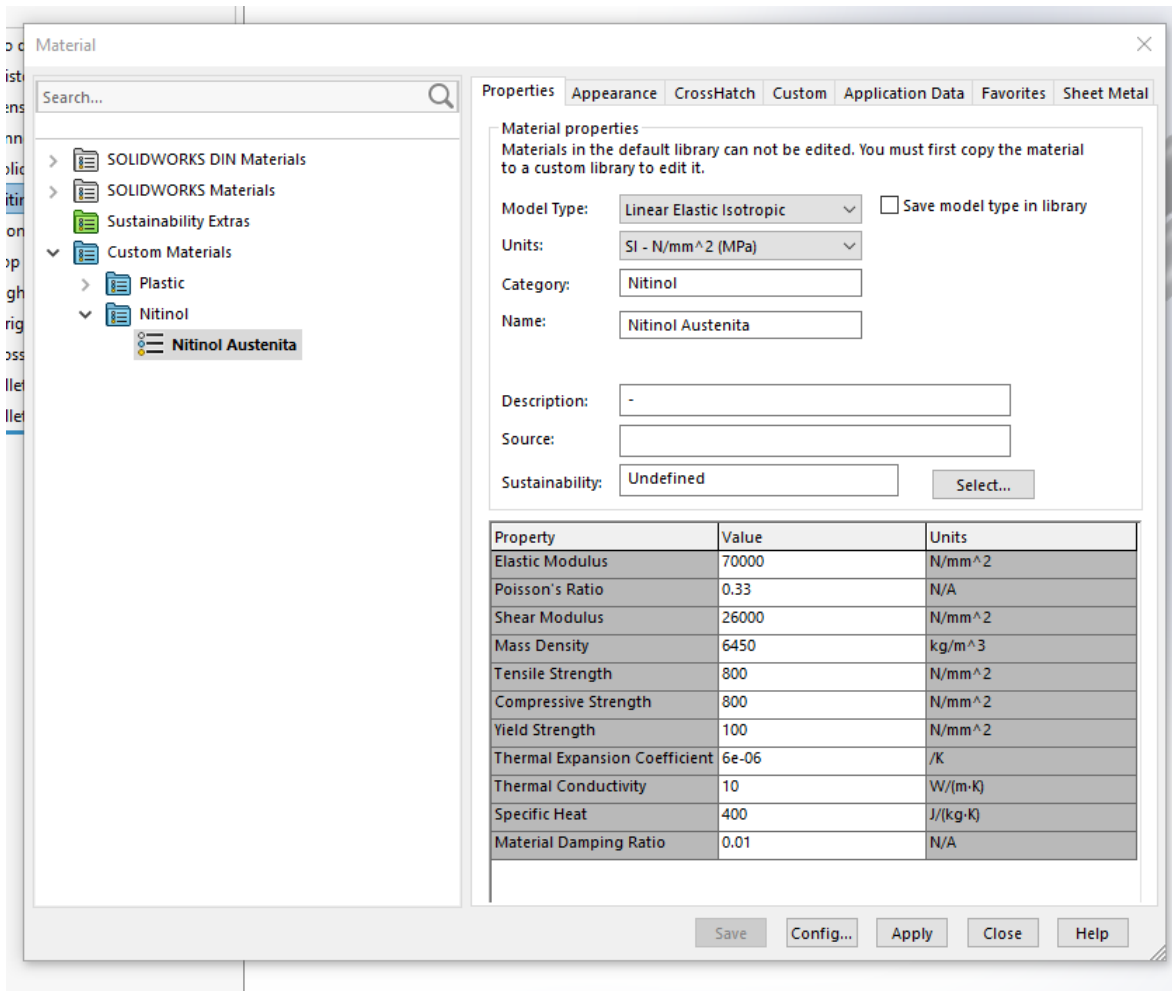


Imagen 5.1. Creación del material en fase Austenita en SolidWorks.

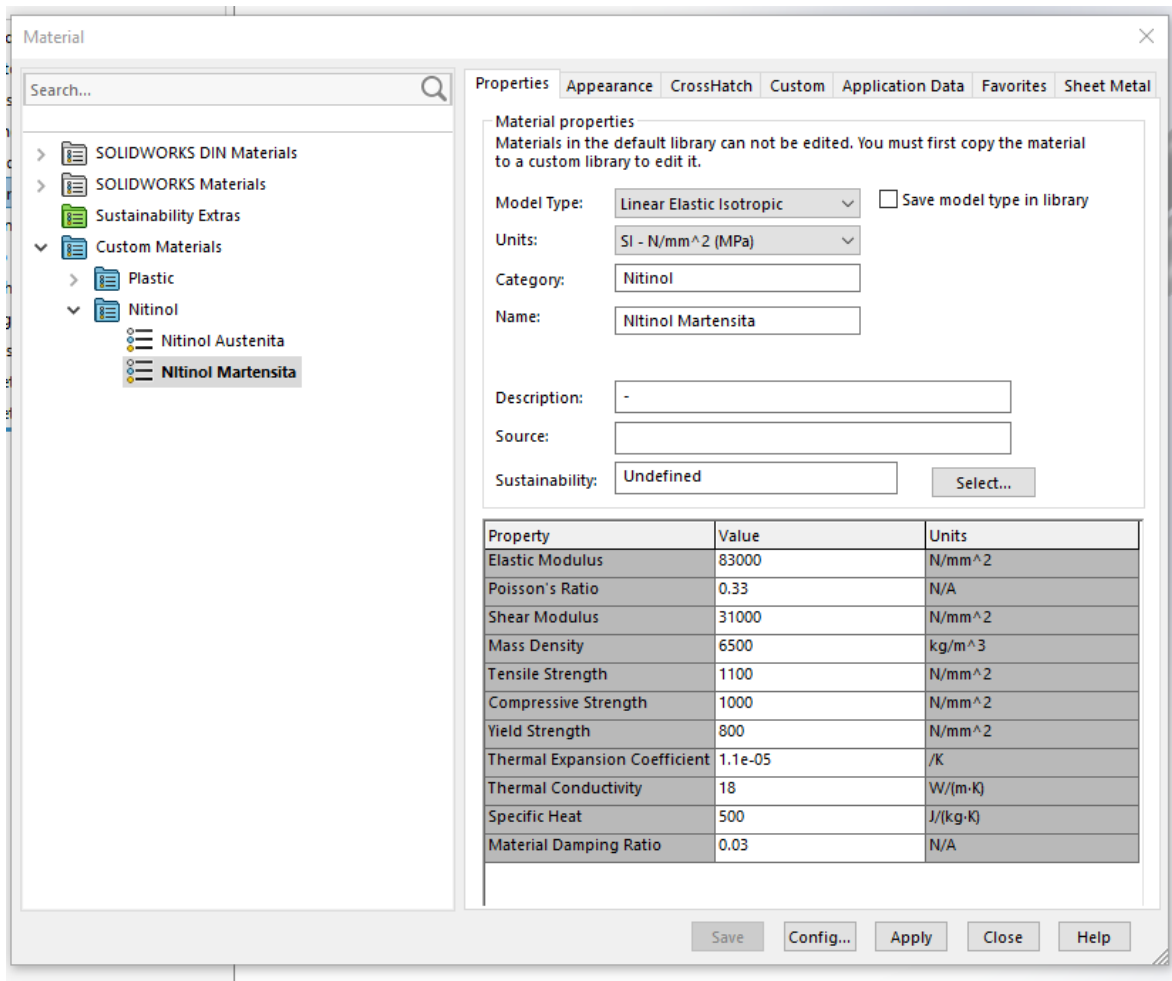


Imagen 5.2. Creación del material en fase Martensita en SolidWorks.

5.2. Parámetros para simulación.

Una vez que las varillas tengan los materiales, se realizarán las simulaciones para el análisis estructural y obtener el criterio Von Misses de las varillas, éstas tendrán una fijación en la base donde se colocará al muñón como se aprecia en la imagen 5.8, se están considerando varillas del tamaño del dedo escaneado.

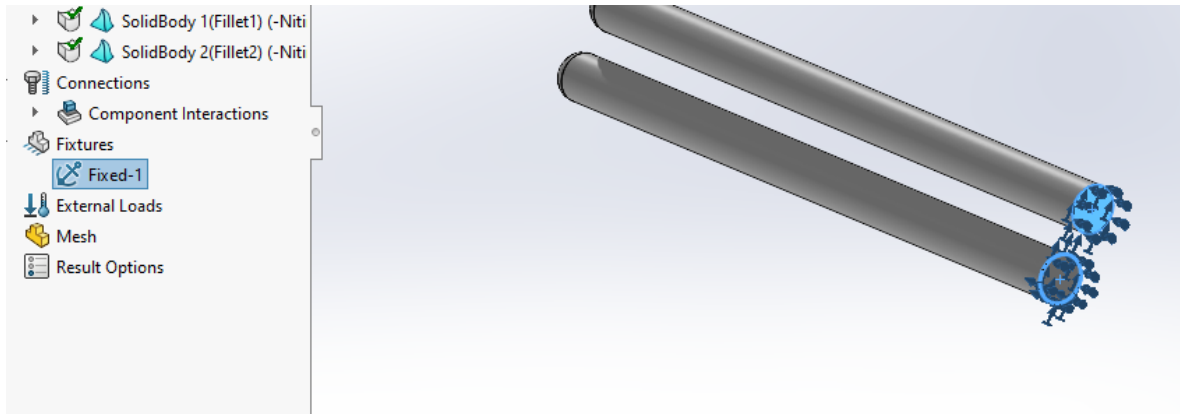


Imagen 5.8. Fijación de las varillas durante la simulación.

Se realizará de igual modo el análisis estructural para 2 posiciones del dedo adicionales, estas posiciones serán:

- Dedo semidoblado, una posición cómoda para tocar una pantalla o tocar una tecla de computadora.
- Dedo doblado con ángulos de 90 grados, posición para realizar agarres.

Se calcularán los puntos de flexión del dedo mediante las mediciones de las falanges en el escaneo del paciente como se ve en las imágenes 5.4 a 5.6, de esta forma tendrá una flexión más natural y semejante al movimiento humano.

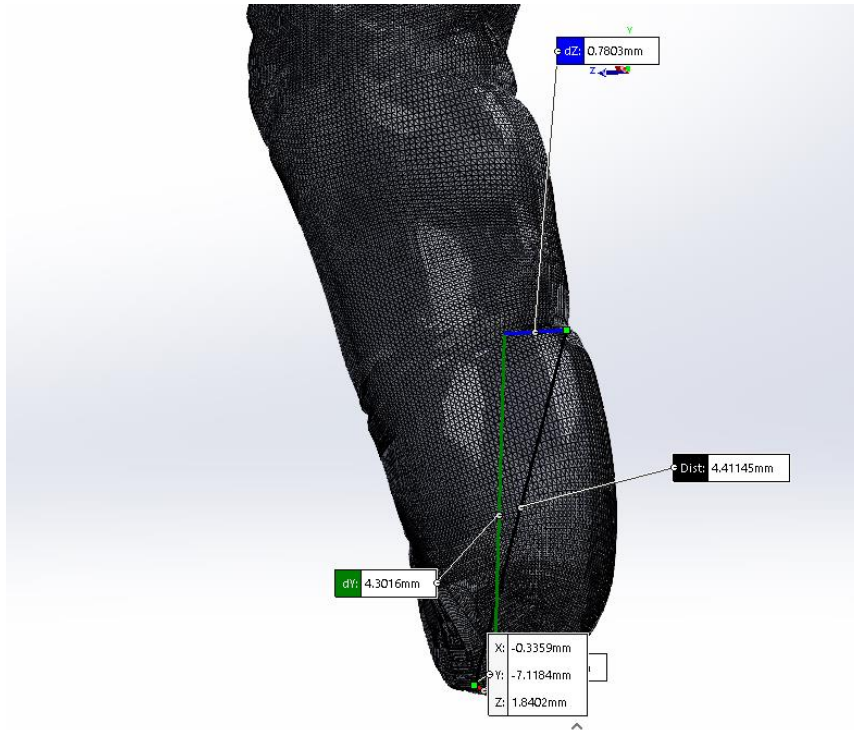


Imagen 5.4. Medición de la falange distal del dedo escaneado.

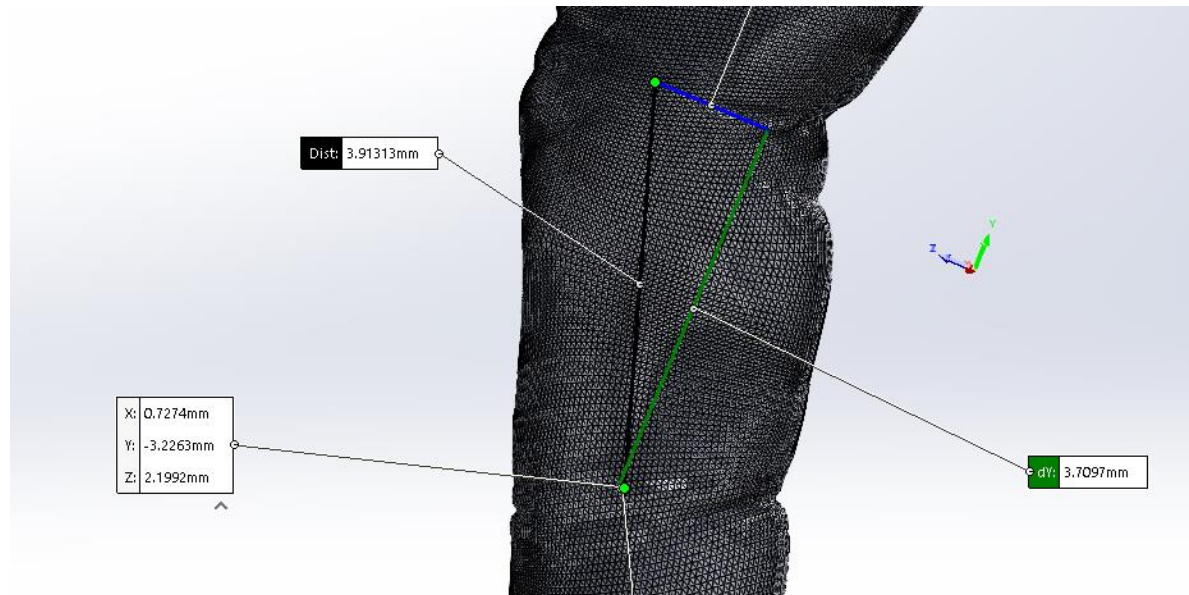


Imagen 5.5. Medición de la falange media del dedo escaneado.

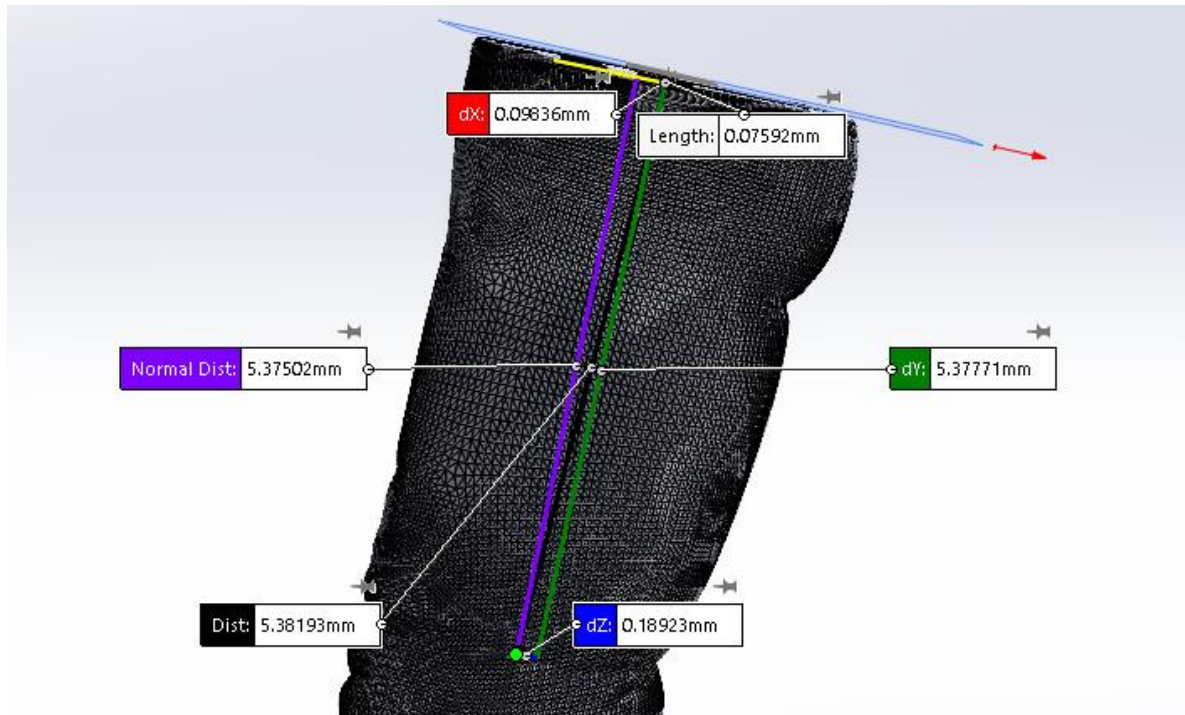


Imagen 5.6. Medición de la falange proximal del dedo escaneado.

Una vez con la fijación a la base, pondremos cargas de 150 N, dicha carga es el máximo tolerable para los dedos humanos dentro del umbral del dolor, de igual forma, esta carga puede fracturar o lesionar los dedos humanos. Procederemos a realizar el análisis estructural.

5.3. Resultados de simulaciones.

Análisis de masa.

En primer lugar, se hará el cálculo de masa de las varillas, esto es una función del software SolidWorks, pudiendo apreciarla a detalle más abajo en la *imagen 5.7*, se debe denotar el valor de **0.01 g/mm³** el cual está erróneo debido a la cantidad de decimales que muestra este programa, siendo el valor real de **0.00645 g/mm³**, esto podemos notarlo puesto que el valor de la masa es el correcto, 9.70 gramos.

A su vez este análisis nos entrega más información que podría ser de interés, por ejemplo, como el área de la superficie total de las varillas o su centro de masa, entre otros datos.

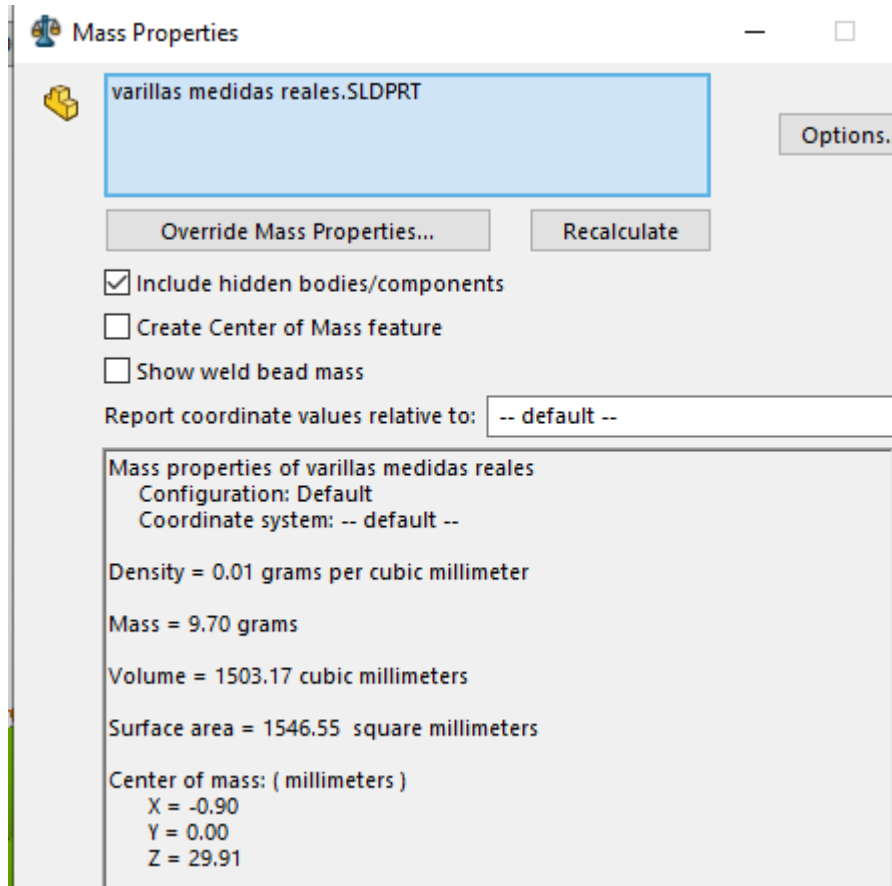


Imagen 5.7. Resultado del análisis de masa.

Análisis de Deformación plástica con la mayor carga posible.

A continuación, las varillas serán colocadas en las 3 posiciones explicadas y con la fijación geométrica en la zona del muñón, será puesta una carga de 150 N (el máximo tolerable de un dedo humano, en promedio, antes de una fractura) en toda la varilla en el caso del dedo estirado, mientras que en las demás posiciones serán colocadas las fuerzas en la primera falange (la más cercana a la punta o uña), esto se interpretará como una mayor carga para las varillas.

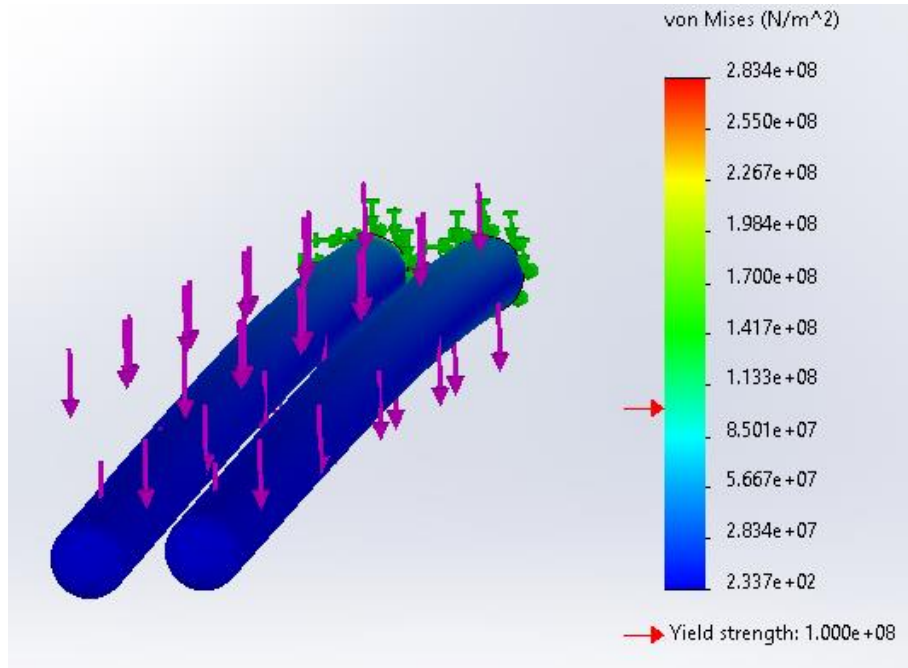


Imagen 5.8. Carga de 150N en toda la superficie de la prótesis en posición estirada.

En la imagen 5.8 podemos ver la carga de 150N sobre toda la prótesis en una dirección, podemos apreciar que la prótesis esta fija, pese a presentar una ligera curvatura, no presenta ninguna zona de riesgo que pueda presentar una deformación o un quiebre.

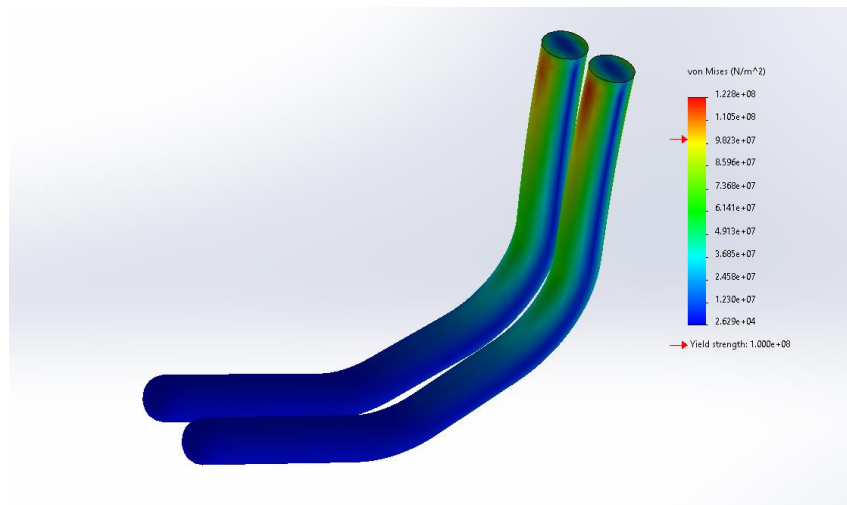


Imagen 5.9. Resultado de la carga de 150N en la primera falange del dedo en posición semiflexionada.

Mientras que en la imagen 5.9 podemos notar una zona con un color rojo, lo que nos indica una deformación plástica temporal, que dado los valores de elasticidad y la transformación austenita-martensita el Nitinol podrá recuperar sus posiciones grabadas sin ningún problema.

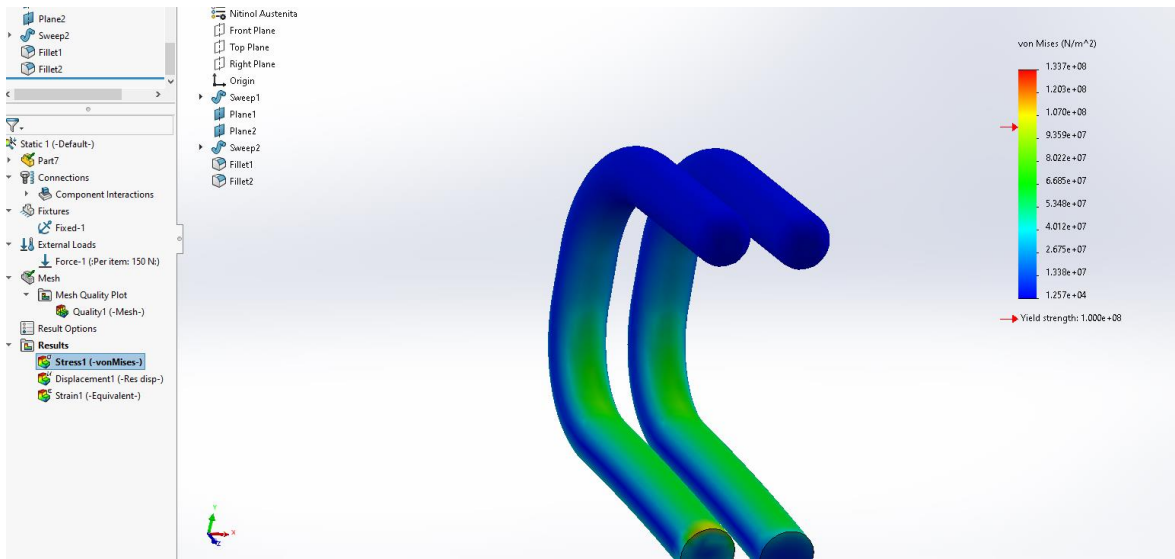


Imagen 5.10. Resultado de la carga de 150N en la primera falange del dedo en posición flexionada.

Podemos entonces concluir que las varillas pueden tolerar la fuerza máxima promedio tolerada por un dedo humano sufriendo una deformación plástica temporal en las zonas donde el cambio de color de las varillas se torna naranja, sin embargo, es esperado que el material vuelva a sus posiciones originales tras sufrir el cambio de fase austenita a martensita, por lo cual es despreciable esta deformación plástica temporal.

De cualquier forma, siendo el propósito de la prótesis tareas que no demanden un exceso de fuerza, como tocar una tecla o sostener objetos o puertas, las fuerzas que serán necesarias no superarán unas pocas decenas de Newtons, los cuales podrán ser tolerados sin sufrir ninguna deformación.

Análisis Von Misses con temperaturas y cargas.

Si bien los datos tolerables para la mano humana no son claros pues dependen del paciente, en promedio las temperaturas de 45° C pueden causar lesiones a tras cierto periodo de exposición en manos humanas, las siguientes pruebas serán realizadas con las cargas de 10N (una fuerza considerable para presionar teclas, sostener objetos poco pesados, etc.), cargas de 150N (el máximo tolerable antes de una fractura humana) y 46° C, que además de ser la temperatura máxima antes de presentar lesiones en la mano humana, es una de las temperaturas más altas registradas en varios estados del país mexicano.

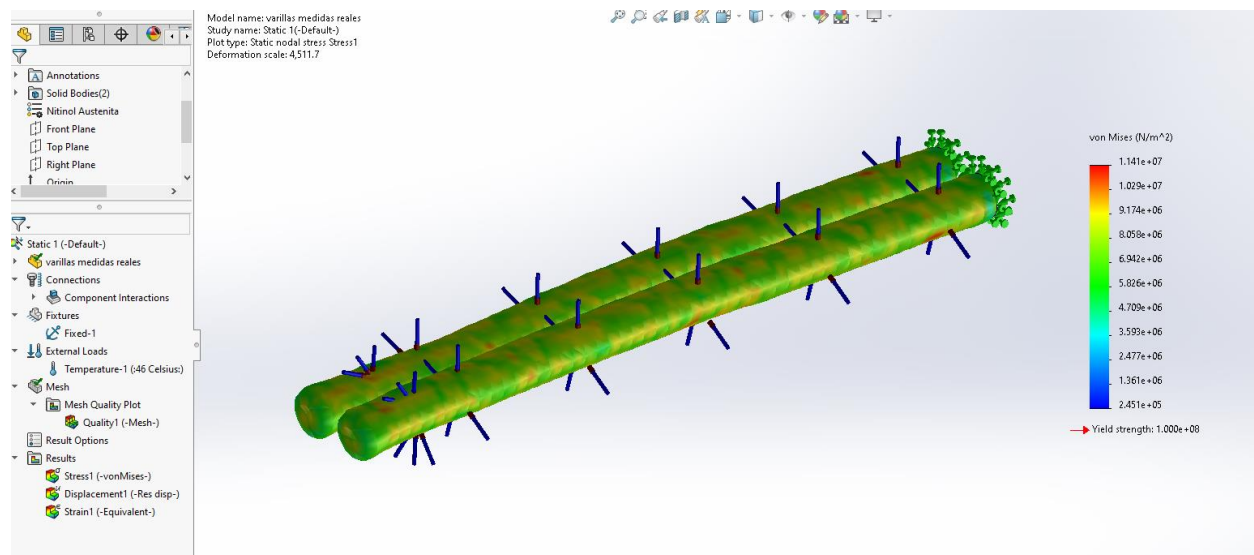


Imagen 5.11. Varillas estiradas en fase austenita a 46° C.

En la imagen 5.11 podemos notar que la escala de deformación se muestra amplificada ($deformation\ scale = 4511.7$), por lo que la deformación visual es exagerada para propósitos de análisis. Máxima tensión de Von Misses es de 11.4 MPa que está muy por debajo del límite elástico de 100 MPa, con estos datos es posible calcular su factor de seguridad de la fórmula 4.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{Limite\ de\ Extensión}{Máxima\ Tensión} \quad (4)$$

Para esta simulación con la temperatura de 46 grados Celsius sustituimos los siguientes valores.

$$\frac{110 \text{ MPa}}{11.4 \text{ MPa}} \approx 8.77 \quad (4)$$

Siendo el factor de seguridad aproximadamente 8.77, no supera el límite elástico del material ni vemos indicios de plastificación ni fallo estructural, se puede concluir que la prótesis bajo estas temperaturas no activa su transformación y bastante segura de manejar.

A continuación, en la *imagen 5.12* apreciamos la misma exposición a la temperatura pero con una carga de 10N a lo largo de toda la prótesis, esta carga simula a la perfección presiones necesarias para accionar botones, sostener objetos ligeros de la vida cotidiana (llaves, una bolsa de mano, mover el mouse de una computadora)

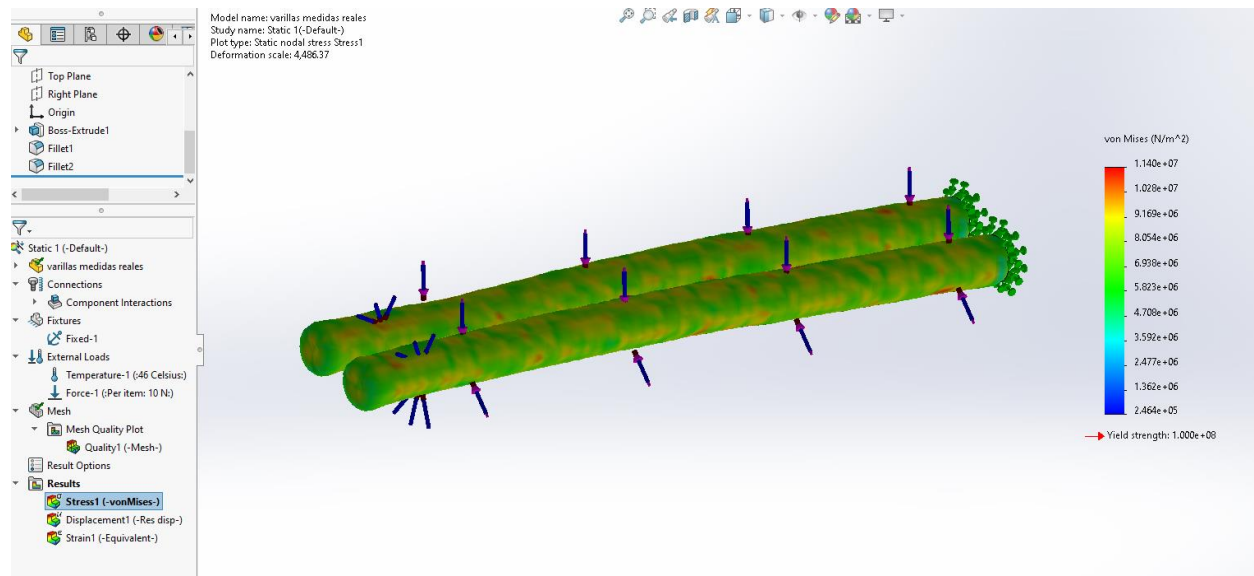


Imagen 5.12. Varillas estiradas con carga de 10N y 46 grados Celsius.

La deformación está amplificada (4986.37 veces) para facilitar la visualización, pero no representa una deformación real preocupante, visualmente, no hay puntos en rojo (cercanos al límite elástico), por lo tanto, no hay riesgo de plastificación. La tensión máxima

inducida (11.4 MPa) sigue muy por debajo del límite elástico del Nitinol en fase austenita (100 MPa). La carga aplicada (10 N por punto) no compromete la integridad del material, ni genera concentraciones críticas de esfuerzo.

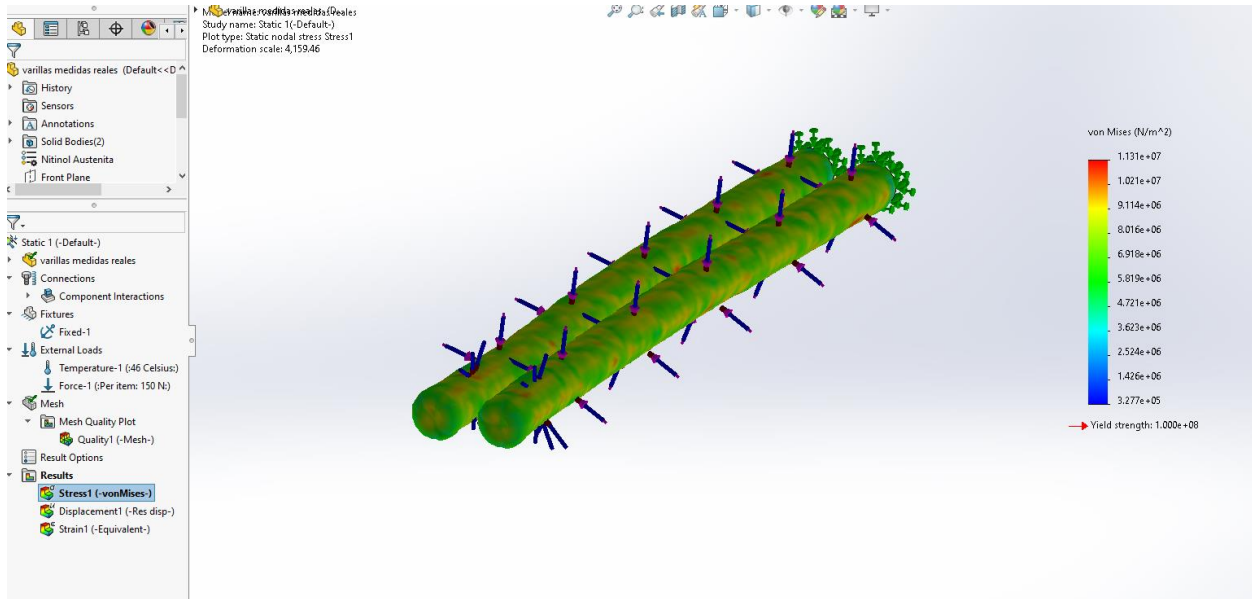


Imagen 5.13 Varillas estiradas con carga de 150N y 46 grados Celsius.

En la *imagen 5.13* toda la estructura está en zona elástica (colores verde/amarillo) no hay zonas rojas ni indicios de falla plástica; la estructura no se ha deformado plásticamente, y puede recuperar su forma sin problema. El material está funcionando dentro de su rango de recuperación. El rango de esfuerzos se mantiene muy por debajo del límite elástico del material (10^7 frente al límite de 10^8).

Aunque la escala de deformación es 4.15x, visualmente parece muy pequeña, lo cual concuerda con los bajos niveles de esfuerzo. La deformación elástica es reversible, y está dentro del rango permitido.

A continuación, se aprecia en la *imagen 5.14* un nuevo análisis, representa una simulación estática tipo Von Mises de varillas de Nitinol ya predeformadas a 45°, con una temperatura de 46 °C y una carga de 10 N por punto.

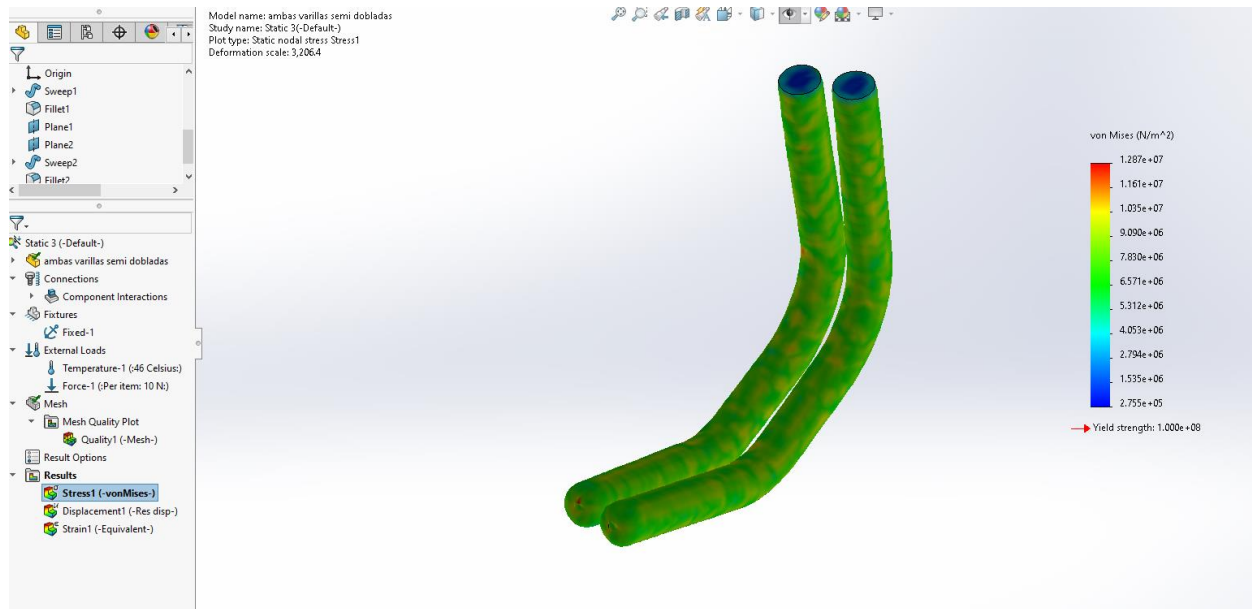


Imagen 5.14. Varillas semidobladas con carga de 10N y temperatura de 46 grados Celsius.

Dados los colores predominantes en la *imagen V.XIV* (Verde claro, amarillo y azul), nos indica un bajo nivel de esfuerzo, típico de cargas elásticas no críticas con un valor máximo de $1.28 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, que representa solo un $\sim 13\%$ del límite elástico. En su zona crítica no hay acumulación de esfuerzo cerca del límite de fluencia, las zonas azuladas cerca de los extremos indican esfuerzos mínimos (casi nulos).

Este análisis es valioso para validar el comportamiento en posiciones intermedias de activación. Muestra que incluso si las varillas están deformadas a 45° , la estructura no falla bajo cargas moderadas y permanece en la región segura del material. Es una prueba funcional sólida para mostrar que el diseño puede operar de forma cíclica (doblar y volver a forma recta sin sufrir daño).

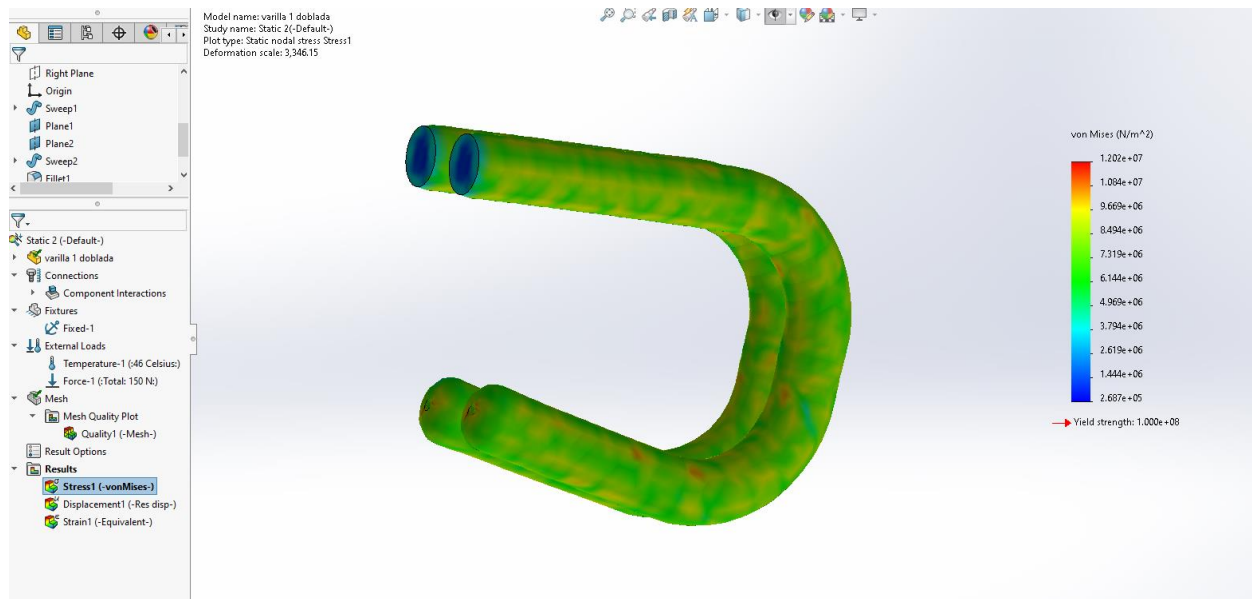


Imagen V.XV. Varillas dobladas mimetizando el dedo en posición cerrada con cargas de 10N y temperatura de 46 grados Celsius.

Finalmente, la *imagen 5.15* nos presenta la prótesis en su estado cerrado, donde los ángulos se aproximan a 90 grados; ninguna región se aproxima al límite de fluencia, los colores predominantes son verde y azul que simbolizan zonas elásticas sin riesgo, las zonas más cargadas son las curvaturas interiores, donde se concentran las fuerzas debido al momento flector. El material opera en zona completamente elástica, con amplio margen de seguridad.

Esta simulación demuestra que el diseño de una falange doblada completamente a 90° con varillas de Nitinol opera de forma estable y segura bajo condiciones térmicas y de carga realistas. No se presenta riesgo de fallo por fatiga ni deformación permanente, y el sistema conserva la capacidad de regresar a su forma original recta gracias al efecto memoria de la fase austenita.

Los resultados muestran que, en todos los casos, incluso al aplicar una carga elevada de 150 N a 46 °C, el esfuerzo máximo de von Mises permanece muy por debajo del límite elástico del material (máx. 12.8 % del yield strength). La fase austenita del Nitinol, dominante a 46 °C, asegura un comportamiento elástico y estable, con adecuada

distribución del esfuerzo en las zonas críticas, como las curvaturas. Asimismo, no se detectaron concentraciones de tensión que comprometan la integridad estructural ni la funcionalidad del sistema. Estos resultados confirman que el diseño propuesto puede operar de manera segura en condiciones de uso funcional, permitiendo la recuperación por memoria de forma sin riesgo de daño estructural.

Capítulo 6. Análisis comparativo de la prótesis.

Se propone a realizar un análisis de las características más importantes de las prótesis analizadas en el apartado **prótesis actuales en el mercado** junto a la propuesta, se harán uso de los datos teóricos y resultados de las simulaciones realizadas.

6.1. Análisis de peso.

Considerando la prótesis completa para un dedo de 6.65 cm. como el que se trabajó en las simulaciones, y un recubrimiento de silicona con un peso máximo de 30 g. se obtendrá un peso de 71.89 g. aproximadamente.

Incluso al sumar el peso de los sensores, batería y el controlador, que según las hojas de datos correspondientes son de 5, 20 y 10 g. respectivamente, el peso total que estaría sobre el brazo del paciente es de 106.89 g. peso que de ser comparado con las prótesis del apartado **prótesis actuales en el mercado** que contienen movimiento es significativamente menor, provocando una menor carga en la mano del paciente.

Tabla 6. Comparativa de los pesos de las prótesis analizadas y la propuesta.

Nombre Comercial	Peso
VariFlex VC-P [12]	30-50 g.
Touch Solutions Myoelectric [13]	100-150 g.

Arnes Hosmer 5X [14]	150-200 g.
LIM Innovations [15]	20-40 g.
Ottobock Myoelectric [16]	120-180 g.
Arnes Becker Hand [17]	180-250 g.
Propuesta de diseño	≈110 g.

Podemos hacer una comparativa específica con la prótesis para un dedo de la marca *Becker Hand* [17] que tiene el mismo movimiento del dedo propuesto pese a que tiene activación por arnés supera el peso en casi el doble o incluso más que la propuesta con Nitinol, pues tiene materiales como Acero y Cobre, de igual forma en la *tabla 6* se puede apreciar dicha comparativa de mejor manera.

Pese a no estar centrado el trabajo de tesis en el diseño final de los cables y el sensor en el paciente, se recomienda utilizar cables a la medida, utilizar electrodos con buena adherencia y realizar algún tipo de muñequera para colocar el ESP32 y la batería, de este modo la prótesis es totalmente móvil y tendrá autonomía durante las horas que la batería dure.

6.2. Análisis de costos.

Si bien el costo de producción dependerá en gran parte del proveedor de Nitinol y del centro donde lo traten para grabar las posiciones deseadas, se puede hacer un presupuesto cercano al producto final, en sitios web como lo son Amazon o MercadoLibre podemos encontrar la ventana de Nitinol, donde comparando precios encontramos un promedio de \$300 USD Por 7 cm^3 , suficiente para generar un dedo como el escaneado.

Empresas donde se pueden tratar estos metales como Gema [21] en la Ciudad de México, pueden tratar el material para grabar las formas pertinentes y proveer el Nitinol en aproximadamente \$550 USD con envío a ciudades de área metropolitana del país mexicano.

El costo de las cubiertas dependerá del material selecto, sin embargo, al ser fáciles de cotizar por el software UltiMaker Cura [22], software que considera material utilizado y consumo energético, nos da un resultado de únicamente \$2 USD por las cubiertas de las varillas con las medidas de detalle necesario en material PLA y de \$4 USD hechas de silicona médica, añadiendo únicamente los costos de la impresión 3D.

Sumando el costo de componentes electrónicos vistos en el capítulo **Diseño mecatrónico de la prótesis de dedo**, los cuales han sido consultados en Amazon y Mercado Libre en abril del año 2025, son de aproximadamente \$30 USD por todos los componentes.

Es así como, sumando todos los componentes y materiales necesarios, el ensamble final de la prótesis sería alrededor de \$582 USD a la fecha de escrita esta tesis, podemos comparar este precio con la prótesis de Ottobock Myoelectric [16], que teniendo un movimiento más en la prótesis su precio es de 10 veces más que la propuesta, alcanzando precios de \$6000 USD por un dedo, mostrando así un precio más accesible por esta prótesis. De igual forma, pueden ser comparados de una mejor manera los costos en la *tabla 7*.

Tabla 7. Comparativa de las prótesis analizadas con la prótesis propuesta, se aprecia si tienen sistemas de activación y su costo aproximado.

Nombre Comercial	Sistema de activación	Costo
VariFlex VC-P [12]	N/A	\$500-\$1,000 Dlls.
Touch Solutions Myoelectric [13]	EMG	\$5,000-\$10,000 Dlls.
Arnes Hosmer 5X [14]	Cable con control	\$1,500-\$3,000 Dlls.
LIM Innovations [15]	N/A	\$1,000-\$2,500 Dlls.
Ottobock Myoelectric [16]	EMG	\$6,000-\$12,000 Dlls.
Arnes Becker Hand [17]	Cable de control	\$2,000-\$4,000 Dlls
Protesis propuesta	EMG	\$600 Dlls

6.3. Análisis de viabilidad del material Nitinol.

Como ya se mencionó, a diferencia del acero inoxidable o las aleaciones de cromo-cobalto, el Nitinol presenta una excelente biocompatibilidad, reduciendo al mínimo el riesgo de rechazo o reacciones alérgicas. Su superficie forma una capa pasiva de óxido de titanio (TiO_2) que previene la corrosión y la liberación de iones metálicos al organismo. El Nitinol es inmune a la corrosión en entornos fisiológicos, a diferencia del acero u otros metales de uso común, que puede sufrir picaduras o degradación galvánica en presencia de fluidos corporales. Esta característica elimina la necesidad de recubrimientos adicionales y garantiza una vida útil prolongada sin pérdida de propiedades mecánicas.

Para finalizar este apartado, las prótesis de Nitinol requieren poco o ningún mantenimiento gracias a su resistencia al desgaste y a la fatiga. A diferencia del acero, que puede requerir lubricación o ajustes periódicos en articulaciones, el Nitinol mantiene su desempeño sin degradarse. Esto reduce costos hospitalarios y mejora la calidad de vida del paciente, especialmente en regiones con acceso limitado a servicios de reparación.

6.4. Análisis con base en encuestas a pacientes.

Dentro del **apéndice 1** podemos encontrar los resultados de las encuestas realizadas en pacientes con amputación. Dentro de los aspectos más importantes encontramos los siguientes:

Comodidad. Dentro de las cualidades principales para considerar cómoda la prótesis, podemos comparar el peso de la prótesis con las demás prótesis estudiadas en este trabajo, si bien puede superar el peso de las prótesis meramente estéticas, recordemos que esta prótesis propuesta tiene movimientos generados por señales EMG, y comparado con este tipo de prótesis su peso es inferior, lo que resultara en mayor comodidad para el usuario.

Adaptabilidad. Se pudo notar la tendencia de algunos pacientes a las prótesis que tuvieran un correcto ajuste, una unión al cuerpo cómoda y firme, si bien este punto no fue del todo detallado, se realizaron recomendaciones de ajuste acorde al muñón restante del paciente, así como el uso de escaneo 3D para generar una prótesis acorde a la necesidad del paciente.

Estética. Si bien la estética final dependerá del tipo de recubrimiento que el paciente decida tener, al tener el escaneo 3D se pueden generar cubiertas de plástico o silicona que asemejen a detalle los dedos del paciente, a su vez, las medidas de las varillas de Nitinol mimetizan los movimientos naturales del dedo humano.

Costos. Como se analizó en el apartado **Análisis de costos**, el costo de producción de esta prótesis es significativamente menor, de hasta una décima parte comparándola con prótesis con movimiento.

6.5. Comparación de materiales en la prótesis propuesta.

En las *imágenes 6.1 y 6.2*. se comparó el desplazamiento resultante en varillas de Nitinol y acero inoxidable bajo la misma carga axial. El Nitinol presentó un mayor desplazamiento relativo, con un gradiente de deformación más pronunciado, característico de su menor módulo de elasticidad. Por su parte, el acero mostró un comportamiento más rígido y uniforme, con desplazamientos igualmente bajos, pero ligeramente inferiores. Estos resultados reflejan las propiedades inherentes de ambos materiales: mientras que el acero es adecuado para componentes estructurales, el Nitinol ofrece una respuesta más flexible y elástica, ideal para aplicaciones biomédicas donde se requiere deformación controlada

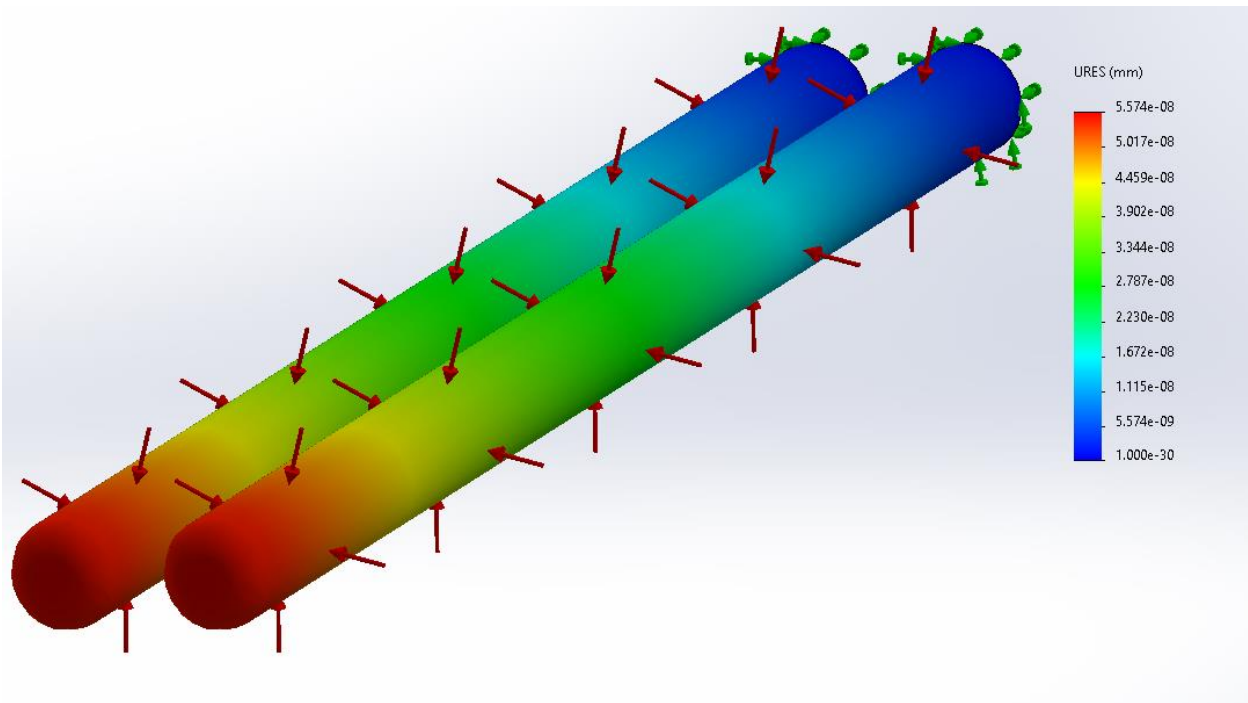


Imagen 6.1. Estrés en carga de 150N en Nitinol.

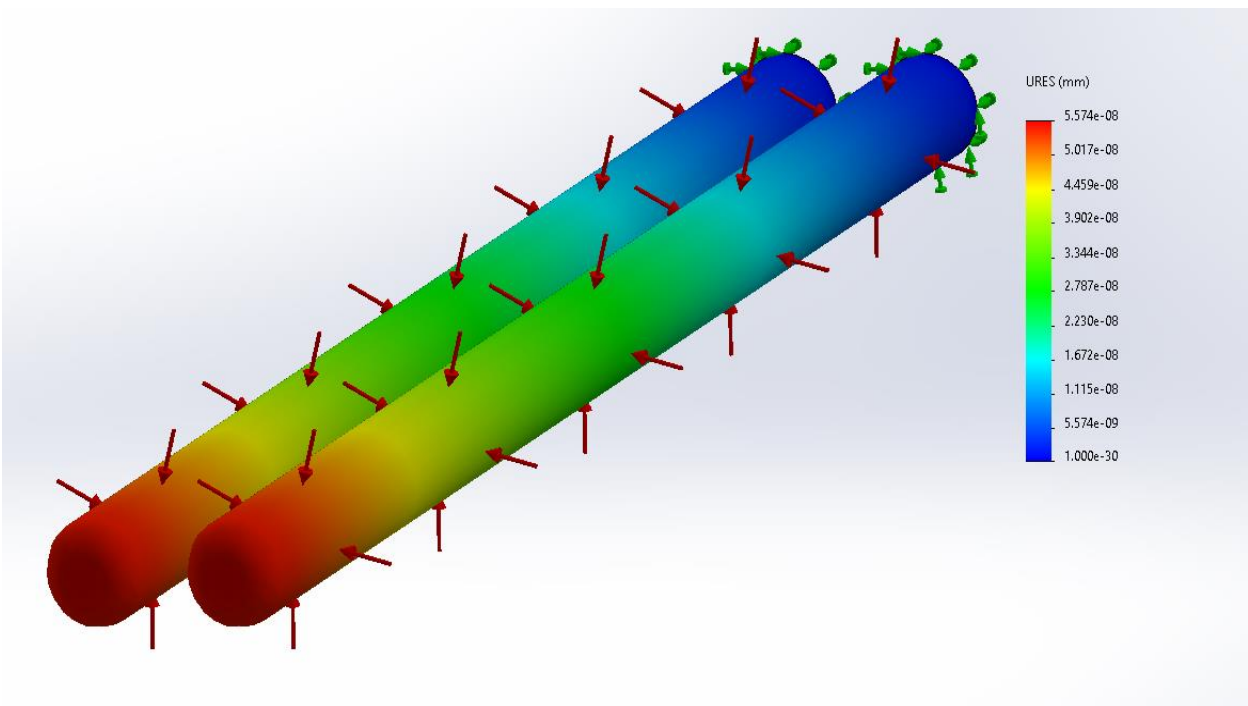


Imagen 6.2. Estrés en carga de 150N en Acero 2106.

A continuación, en la tabla 8, podemos hacer una rápida comparación donde se destaca frente a otros metales tradicionalmente utilizados en prótesis por su capacidad única de recuperar forma mediante activación térmica, lo que le permite generar movimiento sin necesidad de motores ni mecanismos complejos. Esta propiedad, sumada a su biocompatibilidad, flexibilidad y resistencia a la fatiga, lo convierte en un material ideal para prótesis ligeras, compactas y funcionales.

Tabla 8. Comparativa de Nitinol frente a otros materiales en prótesis.

Propiedad / Material	Nitinol	Titanio (Ti-6Al-4V)	Acero inoxidable 316L	Aluminio (serie 7000)
Tipo de material	Aleación con memoria de forma	Aleación metálica resistente	Aleación ferrosa	Aleación ligera
Biocompatibilidad	Excelente	Excelente	Buena	Moderada
Densidad (g/cm ³)	~6.45	~4.43	~8.00	~2.80
Elasticidad / Flexibilidad	Muy alta (superelástico)	Baja	Baja	Moderada
Resistencia a la corrosión	Excelente	Excelente	Buena	Baja
Capacidad de memoria de forma	Sí (actuación térmica)	No	No	No
Actuación sin motor	Sí (al calentarse)	No	No	No
Aplicación en movimiento activo	Ideal para flexión y contracción	Solo soporte estructural	Solo soporte estructural	Solo soporte estructural
Uso en prótesis modernas	Avanzadas (dedos, válvulas, grippers)	Implantes estructurales (cadera, hueso)	Estructuras de soporte resistentes	Uso limitado en componentes auxiliares

Conclusiones.

El diseño mecánico propuesto logró satisfacer los criterios fundamentales de funcionalidad, ergonomía y compatibilidad biomecánica requeridos para replicar los movimientos básicos de un dedo humano. La aplicación de aleaciones con memoria de forma (SMA) como elemento activo resultó efectiva en términos de simplicidad estructural y respuesta mecánica, al tiempo que redujo la necesidad de componentes complejos. La adaptación de la geometría protésica a patrones de movimiento humano, junto con la selección de materiales adecuados, permitió establecer un punto de partida funcionalmente válido.

El sistema mecatrónico desarrollado propone de manera tentativa integrar exitosamente sensores electromiográficos (EMG) con un mecanismo de activación térmica basado en SMA, permitiendo una interacción intuitiva entre el usuario y la prótesis. A través del uso de un microcontrolador ESP32, circuitos de amplificación y filtrado, y un código de control robusto, se buscó traducir las señales musculares del muñón en movimientos precisos del dedo protésico. Este avance representa un paso importante hacia el desarrollo de prótesis accesibles y con un control más natural para los pacientes.

Las simulaciones virtuales realizadas mediante software CAD y herramientas de análisis estructural permitieron evaluar el rendimiento del diseño mecánico de la prótesis bajo condiciones controladas. Se analizaron factores como deformación, distribución de esfuerzos y comportamiento térmico del Nitinol, validando la viabilidad del diseño propuesto.

El análisis comparativo evidenció que la prótesis desarrollada presenta ventajas relevantes frente a tecnologías actuales, especialmente en términos de peso, simplicidad estructural y respuesta al control mioeléctrico. A pesar de su diseño menos complejo, ofrece una funcionalidad eficaz para usuarios con amputaciones digitales a partir del metacarpo. Además, la combinación de SMA con activación EMG representa una solución innovadora que, por su bajo costo y adaptabilidad, tiene alto potencial de aplicación en contextos clínicos reales, especialmente en poblaciones con recursos limitados.

Trabajo a futuro.

Si bien el presente trabajo demuestra la viabilidad del uso de aleaciones con memoria de forma (SMA) y control mediante señales electromiográficas (EMG) en el diseño de prótesis de dedo, existen múltiples líneas de investigación que podrían enriquecer y perfeccionar esta propuesta.

Una de las principales áreas de mejora se encuentra en el sistema de control térmico del Nitinol. Actualmente, la activación depende de la generación de calor por efecto Joule, lo cual, aunque efectivo, presenta limitaciones en velocidad de respuesta y consumo energético. Investigaciones futuras podrían explorar métodos más eficientes de activación térmica, como microresistencias de alta eficiencia, materiales con menor histéresis térmica o sistemas de control adaptativo que optimicen la entrega de energía según la señal EMG captada.

Otro aspecto relevante es la posibilidad de ampliar los grados de libertad de la prótesis. El diseño actual se centra en el movimiento de flexión-extensión de un solo dedo, pero futuros desarrollos podrían incluir mecanismos que permitan movimientos laterales (abducción-aducción), integración con múltiples dedos o incluso rotación controlada, utilizando configuraciones más complejas de Nitinol o actuadores híbridos.

Asimismo, se sugiere profundizar en el procesamiento de señales EMG, implementando algoritmos de reconocimiento de patrones basados en inteligencia artificial o aprendizaje automático. Esto permitiría una mejor interpretación de la intención del usuario, mayor precisión en los movimientos y una adaptación más fluida a diferentes usuarios o contextos de uso.

Finalmente, se recomienda realizar pruebas clínicas con usuarios reales, lo cual permitiría validar en la práctica la ergonomía, funcionalidad y aceptación del diseño propuesto. Estos ensayos aportarían datos esenciales sobre la experiencia de uso, el

desgaste en condiciones reales y la percepción de los usuarios frente a esta nueva tecnología, abriendo la puerta a una futura comercialización o estandarización del sistema.

Bibliografía.

- [1] UNAM Global. (2021, 15 noviembre). *75 amputaciones diarias en México*. UNAM Global. https://unamglobal.unam.mx/global_revista/75-amputaciones-diarias-en-mexico/
- [2] Rajati, M., Shahabi, A., & Hoseini, M. G. (2011). Biocompatibility of Nitinol stapes prosthesis. *Otology & Neurotology*, 32(2), 119-121. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318204ae0a>
- [3] Herrera-Ramírez, J. M., Pérez-González, A., & Martínez-Gómez, L. (2020). Shape memory alloys in prosthetics: A review of Nitinol applications for assistive devices. *Materials Today: Proceedings*, 25(4), 591-596. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2019.12.267>
- [4] Duerig, T., Pelton, A., & Stöckel, D. (2003). An overview of Nitinol medical applications. **Materials Science and Engineering: A*, 273-275*, 149-160. [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(99\)00294-4](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(99)00294-4)
- [5] González-López, J. R., & Martínez-Sánchez, H. (2020). *Applications of shape memory alloys in biomedical engineering: A review*. *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, 7(1), 45-52. <http://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/916/531>
- [6] Smith, J. A., & Johnson, B. C. (2012). Advanced applications of Nitinol in medical devices. *Journal of Materials Science & Engineering*, *5*(3), 112-125. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2012.04.654>
- [7] Johnson, R. W., & Smith, L. M. (1998). Nitinol actuator design for prosthetic applications. In *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in*

Medicine and Biology Society (Vol. 20, pp. 1234-1237).
IEEE. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1998.814077>

[8] Hunter, I. W., Doukoglou, T. D., Hollerbach, J. M., & Hunter, P. J. (1988). A novel shape memory alloy microactuator for large, fast displacements. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (Vol. 10, pp. 442-443). IEEE. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1988.94990>

[9] Tanaka, Y., & Shimizu, T. (2012). *Shape memory alloy actuator and medical device using the same* (Patent No. JP5123433B2). Japan Patent Office. <https://patentimages.storage.googleapis.com/d7/1f/bc/eb402bbff9ccd2/JP5123433B2.pdf>

[10] Johnson, A. D., & Martynov, V. V. (2011). *Medical devices including metallic films and methods for making and deploying the same* (U.S. Patent Application No. US20110071633A1). U.S. Patent and Trademark Office. <https://patentimages.storage.googleapis.com/09/a9/da/e973aa02a8e3e5/US20110071633A1.pdf>

[11] Duerig, T. W., Pelton, A. R., & Stöckel, D. (2024). *Medical devices comprising shape memory materials* (U.S. Patent No. US11890208B2). U.S. Patent and Trademark Office. <https://patents.google.com/patent/US11890208B2/>

[12] Ossur. (2025) Prótesis de miembro superior. <https://www.ossur.com/es-mx/protesica/miembro-superior/i-digits-quantum>

[13] OSSUR. (2025) Livingskin, <https://www.ossur.com/es-mx/protesica/miembro-superior/livingskin>

[14] Fillauer. (2019) Hosmer 5X Hook. <https://fillauer.com/products/hosmer-5x-hook/?lang=sv>

[15] LIM INNOVATIONS. (2025) Customized Solutions Built for Comfort. <https://www.liminnovations.com/technology/>

- [16] Ottobock Deutschland (S/F) Mano Bebionic. https://www.ottobock.com/es-es/product/8E7*
- [17] Becker. (2025) Finest Mechanical Hands Made. <https://beckermechanicalhand.com/>
- [18] Rodríguez, P., Fernández, M., & González, J. (2012). Biomechanical properties of Nitinol stents in vascular applications. *International Journal of Morphology*, 30(2), 567-573. https://www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0717-95022012000200040&script=sci_arttext
- [19] ScandyPro. <https://es.linkedin.com/company/scandy>
- [20] SolidWorks. <https://www.solidworks.com/>
- [21] Especialidades Gema. https://www.quiminet.com/shr/es/especialidades-gema-11033518000.htm?ppid=70232133764&mkt_source=22&mkt_medium=70232133764&mkt_term=2_1&mkt_campaign=3
- [22] UltiMaker Cura. <https://ultimaker.com/es/software/ultimaker-cura/>
- [23] Proteus. <https://www.labcenter.com/>

Apéndices

Apéndice 1. Resultados de las entrevistas a pacientes con amputación y/o prótesis.

Con el fin de recopilar información de pacientes que han requerido prótesis o de personas que han sido afectadas con amputaciones, se realizó la entrevista a 12 personas bajo la supervisión y el apoyo del **Instituto de Rehabilitación en Pro del Aprendizaje e Integración para Ciegos y Débiles Visuales**, con instalaciones en la ciudad de Puebla, dicha institución facilitó el contacto con los pacientes, testimonios que fueron recabados y serán presentados a continuación.

Si bien el instituto y los entrevistados otorgaron su autorización para recabar datos, los nombres de los pacientes serán censurados con fines de privacidad.

Tabla 9. Resultados de las entrevistas realizadas en el IRPA.

Nombre	Amputación	Motivo	Tipo de Prótesis	Preferencia en Prótesis
Paciente 1	Dedos de pie derecho	Enfermedad Diabetes	Plantillas	Comodidad Adaptada Precio
Paciente 2	Dedo de pie izquierdo	Infección cutánea	No utiliza	Precio Comodidad
Paciente 3	Ambos pies	Enfermedad Diabetes	Prótesis Estéticas	Adaptada Comodidad Precio
Paciente 4	Todos los dedos Mano derecha	Malformación Genética	Prótesis Estéticas	Estética Funcional
Paciente 5	Desde el antebrazo derecho	Accidente Vial	Sensores Arnés en Claw	Fácil uso Comodidad
Paciente 6	Brazo Derecho	Fractura múltiple	Prótesis de Arnés	Peso Adaptada Comodidad
Paciente 7	Mano Izquierda	Accidente Laboral	Prótesis con sensores	Fácil uso Discreta (Estética)
Paciente 8	Pierna Izquierda	Accidente Vial	Prótesis de Apoyo	Aceptación del Cuerpo Precio
Paciente 9	Ambos pies	Enfermedad Diabetes	Prótesis Estéticas	Precio Comodidad
Paciente 10	Dedos de mano Derecha	Accidente Laboral	Prótesis con sensores	Comodidad Estética
Paciente 11	Amputación parcial de dedos	Accidente Vial	Prótesis con Sensores	Estética Fácil uso Comodidad

Gráficamente podemos apreciar esta información a continuación.

En la *imagen A.1* podemos ver una tendencia a sufrir amputación por enfermedades, de las cuales la diabetes fue la enfermedad más comentada. Sin embargo, es importante notar que las pérdidas de miembro superior (mano o dedos) han sido accidentes laborales.

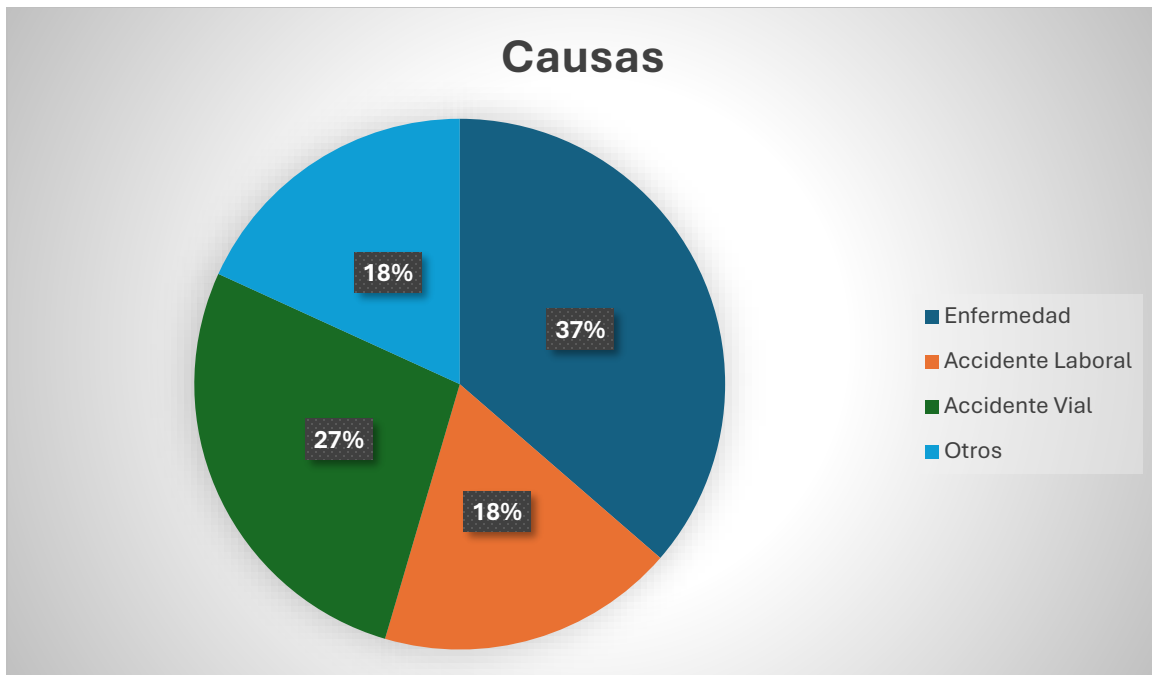


Imagen A.1. Gráfico tipo pastel sobre las causas de amputación de miembros en pacientes entrevistados en IRPA.

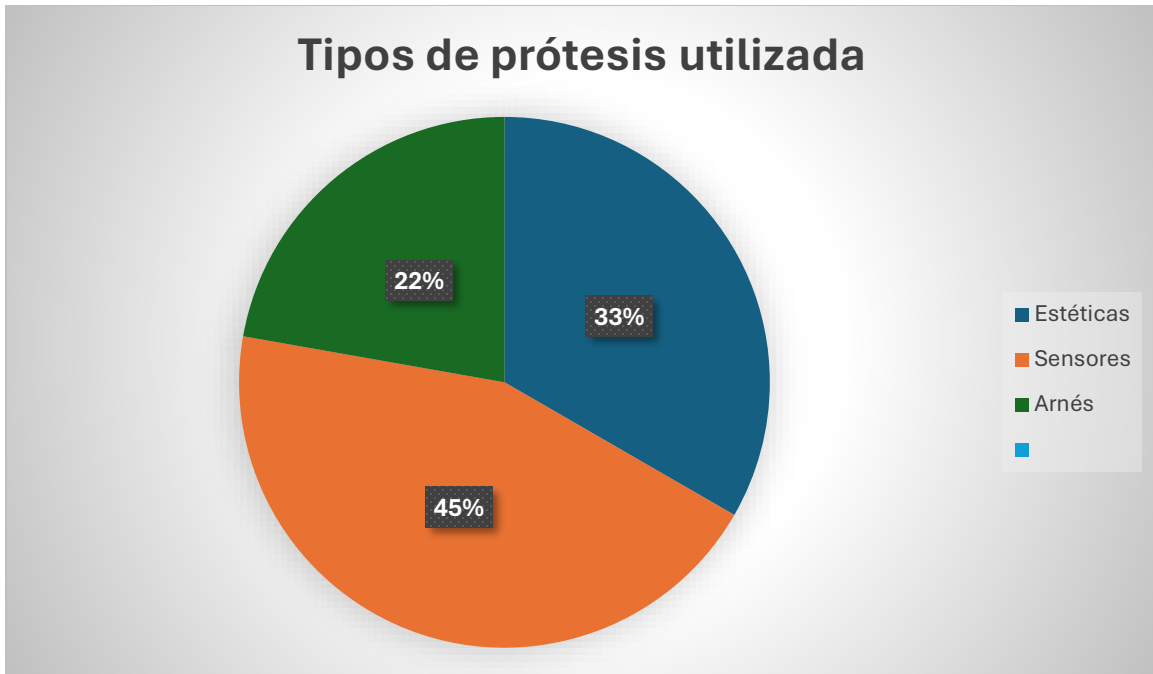


Imagen A.2. Gráfico tipo pastel sobre el tipo de prótesis que han utilizado algunos pacientes entrevistados del IRPA, las prótesis meramente estéticas y las que usan algún tipo de sensor son las más utilizadas.

En la imagen A.2 se nota que las prótesis estéticas y con sensores fueron las más comunes en los pacientes entrevistados que ya han tenido prótesis, esto nos muestra que es importante la innovación en ambas áreas, prótesis que se activen con EMG y que se asemejen al dedo humano.



Imagen A.3. Las necesidades que consideraron los pacientes entrevistados en IRPA que son más importantes por cubrir.

Podemos ver la tendencia a buscar comodidad y precio en la prótesis, características cubiertas en la prótesis propuesta. Podemos recurrir al **Análisis con base en encuestas a pacientes** para observar la parametrización de estas necesidades y de qué forma fueron cubiertas. Pese a que los pacientes buscan cosas distintas acorde al estilo de vida de cada uno, podemos ver que la comodidad y el precio son fundamentales para ellos.

Apéndice 2. Código del sistema mecatrónico de la prótesis.

A continuación, es presentado el código para activar el Nitinol utilizando los Sensores EMG y el ESP32. Este código compila en programas como Arduino IDE y no requiere librerías extra, salvo que sea necesario añadir conexiones bluetooth o Wi-Fi.

```

const int threshold = 2000; // Umbral de la señal EMG para activar el nitinol
const int activationTime = 500; // Tiempo de activación del nitinol en milisegundos

void setup() {
  // Configuración de pines
  pinMode(emgPin, INPUT); // Configura el pin del sensor EMG como entrada
  pinMode(mosfetPin, OUTPUT); // Configura el pin del MOSFET como salida
  digitalWrite(mosfetPin, LOW); // Asegura que el MOSFET esté apagado inicialmente

  // Inicialización del monitor serial (para depuración)
  Serial.begin(115200);
  Serial.println("Sistema de prótesis controlado por EMG iniciado.");
}

void loop() {
  // Leer la señal del sensor EMG
  int emgValue = analogRead(emgPin); // Lee el valor analógico del sensor (0-4095 en ESP32)

  // Mostrar el valor de la señal EMG en el monitor serial (opcional)
  Serial.print("Valor EMG: ");
  Serial.println(emgValue);

  // Verificar si la señal EMG supera el umbral
  if (emgValue > threshold) {
    // Activar el MOSFET para calentar el nitinol
    digitalWrite(mosfetPin, HIGH); // Enciende el MOSFET
    Serial.println("Nitinol activado.");

    // Mantener el MOSFET activo durante el tiempo de activación
    delay(activationTime);

    // Desactivar el MOSFET
    digitalWrite(mosfetPin, LOW); // Apaga el MOSFET
    Serial.println("Nitinol desactivado.");
  }

  // Pequeña pausa para evitar lecturas demasiado rápidas
  delay(10);
}

```

Apéndice 3. Planos de las varillas de Nitinol.

Mediante el software SolidWorks se crearon los siguientes planos 2D, se pueden apreciar las diversas vistas de cada pieza.

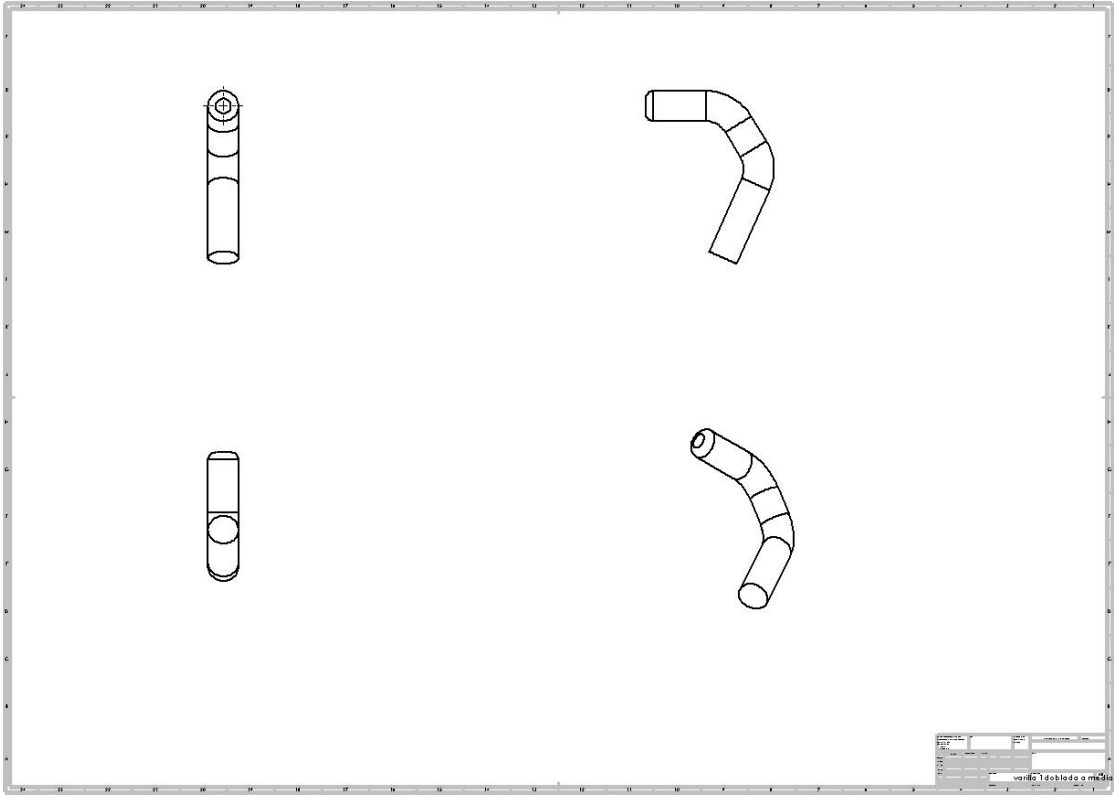


Imagen.A.4. Plano 2D de una varilla de Nitinol en su posición semiflexionada desde diversas vistas.

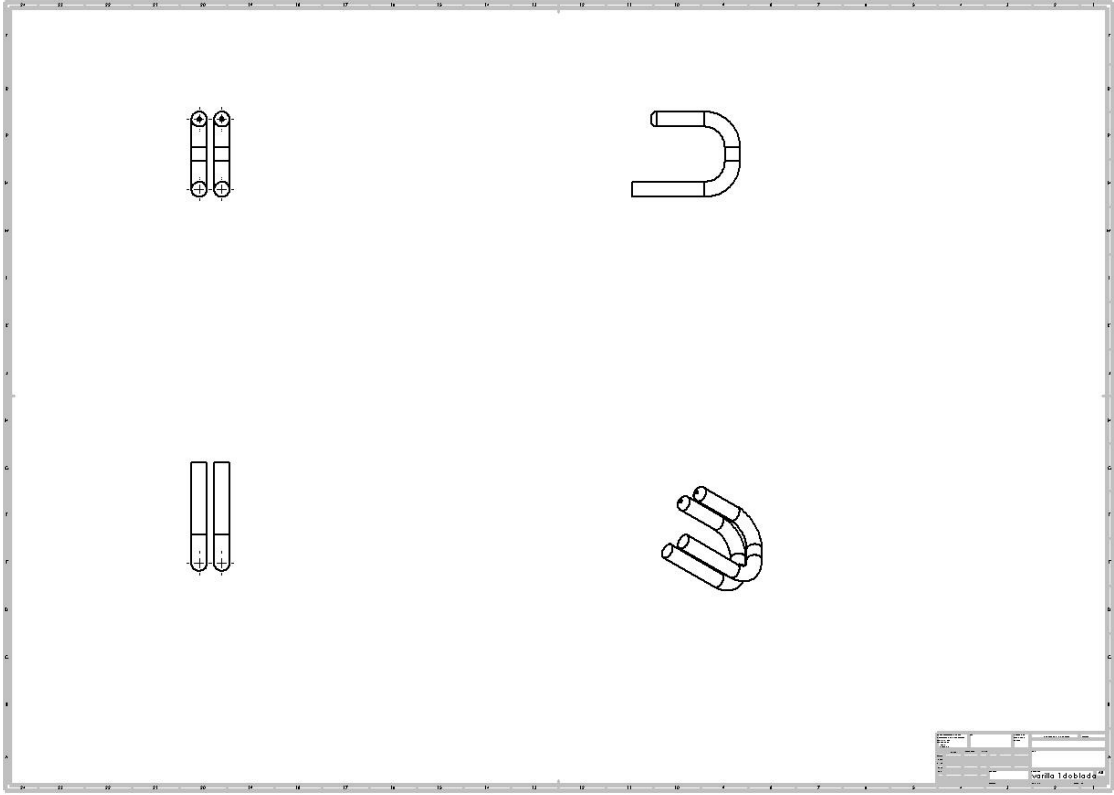


Imagen.A.5. Plano 2D de una varilla de Nitinol en su posición flexionada a 90 grados desde diversas vistas.

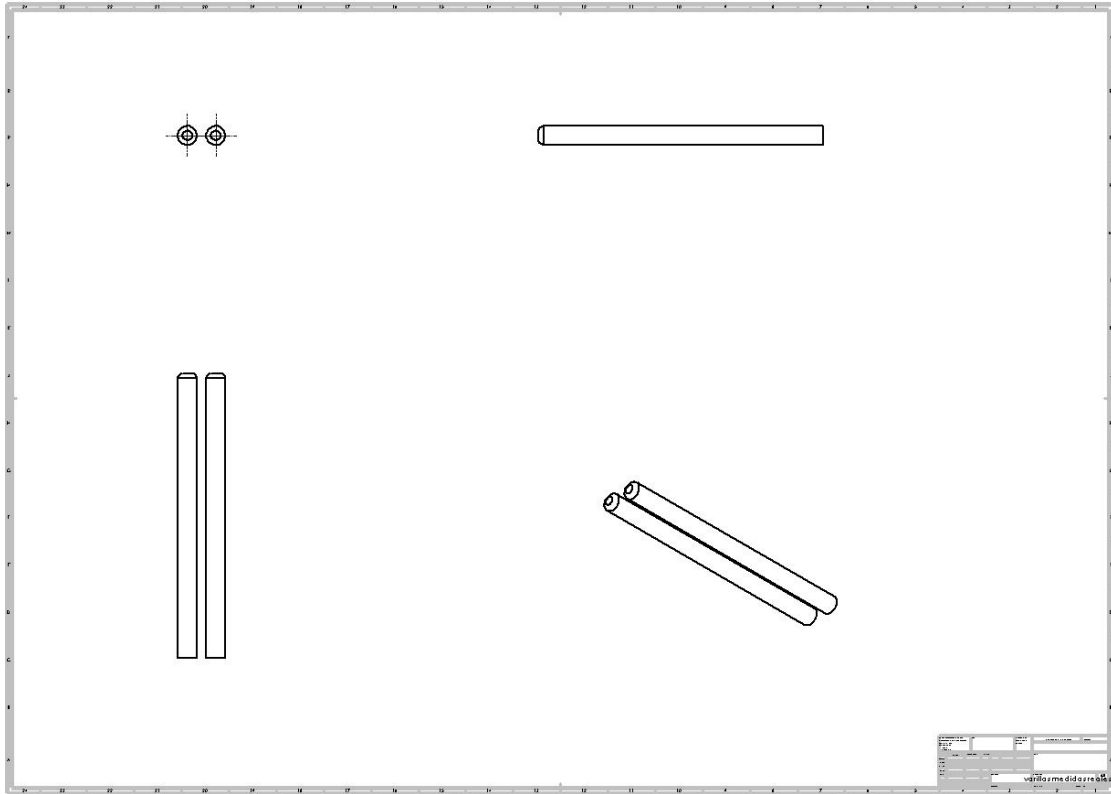


Imagen.A.6. Plano 2D de ambas varillas de Nitinol en su posición estirada desde diversas vistas.