



Universidad
Señor de Sipán

**FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y
URBANISMO**

**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA
ELÉCTRICA**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

**Estudio Comparativo de modelado 3D de
Prótesis Mioeléctricas mediante Optimización de
Diseño, Materiales y Rendimiento, 2024**

**PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE BACHILLER
EN INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA**

Autores

Malca Requejo Jhohan Bybl Misael

ORCID <https://orcid.org/0009-0001-1119-9428>

Ydrogo Rojas Segundo Gilberto Tomas

ORCID <https://orcid.org/0000-0002-6189-9211>

Asesor

Dr. Rojas Coronel, Ángel Marcelo

ORCID <https://orcid.org/0000-0002-2720-9707>

Línea de investigación

**Tecnología e innovación en desarrollo de la construcción y la
industria en un contexto de sostenibilidad**

Sublínea de Investigación

**Innovación y tecnificación en ciencia de los materiales, diseño e
infraestructura**

Pimentel – Perú

2024


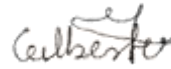
DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD

Quien(es) suscribe(n) la DECLARACIÓN JURADA, soy(somos) egresado (s)del Programa de Estudios de **Ingeniería Mecánica Eléctrica** de la Universidad Señor de Sipán S.A.C, declaro (amos) bajo juramento que soy (somos) autor(es) del trabajo titulado:

ESTUDIO COMPARATIVO DE MODELADO 3D DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS MEDIANTE OPTIMIZACIÓN DE DISEÑO, MATERIALES Y RENDIMIENTO, 2024

El texto de mi trabajo de investigación responde y respeta lo indicado en el Código de Ética del Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Señor de Sipán (CIEI USS) conforme a los principios y lineamientos detallados en dicho documento, en relación a las citas y referencias bibliográficas, respetando al derecho de propiedad intelectual, por lo cual informo que la investigación cumple con ser inédito, original y auténtico.

En virtud de lo antes mencionado, firman:

Malca Requejo Jhohan Bybl Misael	DNI: 73323438	
Ydrogo Rojas Segundo Gilberto Tomas	DNI: 73040232	

Pimentel, 6 de febrero de 2024

Dedicatoria

Este logro está dedicado a mi familia, en especial a mis padres, Hugo y victoria, resultado de su amor, de su guía y apoyo incondicional. A lo largo del camino, han sido pilares fundamentales en mi desempeño y formación académica. Con el ejemplo de la perseverancia y resiliencia, me inspiraron a enfrentar desafíos y superar obstáculos, siendo constante, perseverantes y sin rendirme jamás ante cualquier adversidad.

A nuestro creador por guiarme en el camino, por darme sabiduría y fortaleza a lo largo de la vida, siempre me ha acompañado ante cualquier desafío y obstáculo que se me ha presentado.

Ydrogo Rojas Segundo Gilberto Tomas

Con todo mi amor y gratitud, dedico este logro a mis dos hijos, Caleb y Jael, quienes son mi mayor fuente de inspiración y motivación. Caleb, tu energía y curiosidad me han impulsado a seguir adelante, mientras que Jael, tu dulzura y fuerza me recuerdan cada día lo que realmente importa. Gracias a ambos por darme el coraje de superar obstáculos y seguir persiguiendo mis sueños. Este logro es tan suyo como mío, porque sin su amor incondicional y apoyo constante, no habría sido posible. ¡Los amo profundamente!

Malca Requejo Jhohan Bybl Misael.

Agradecimiento

Primeramente, agradecer a dios por la vida y por mantenerme constante ante cualquier adversidad, por permitirme haber culminado otra etapa en mi vida.

Agradecer a mis padres, mi hermana y amigos por haberme impulsado a seguir adelante en cada proceso y etapa en los que han sido participes. También a mis compañeros, con quienes juntos hemos enfrentado desafíos a lo largo de la carrera y hemos celebrado los logros que hemos obtenido en cada proyecto realizado, tanto personal como profesional.

Ydrogo Rojas Segundo Gilberto Tomas

Agradezco profundamente a Dios, por ser mi guía y fortaleza en todo momento. A mis padres, quienes con su amor, sacrificio y sabiduría me han apoyado en cada paso de este camino, sin ustedes esto no habría sido posible. A mis hermanos, por su compañía y apoyo incondicional. A mis amigos, por su motivación y por siempre creer en mí.

Malca Requejo Jhohan Bybl Misael.

ÍNDICE

Dedicatoria	3
Agradecimiento	4
Resumen	6
ABSTRACT	7
I. INTRODUCCIÓN:.....	8
1.1. Realidad problemática	8
1.2. Formulación del problema	19
1.3. Hipótesis	19
1.4. Objetivos	20
1.5. Teorías Relacionadas al tema	20
II. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN	33
III. RESULTADOS.....	36
IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	58
V. REFERENCIAS	60

Resumen

Esta investigación se centra en el estudio de modelados 3D de prótesis mioeléctricas, el cual busca optimizar su diseño, selección de materiales, en donde se estudiara modelado de prótesis, requeridas para crear una prótesis siendo eficiente, asequible y fácil de usar, además de abordar materiales adecuados que se puede utilizar en el diseño de prótesis 3D, como también la base fundamental del estudio de la anatomía de la mano el cual incluye los tendones, músculos, dedos y grados de libertad para comprender y replicar los movimientos naturales en el diseño de la prótesis, por otro lado se explora y se considera el uso de programa para un modelado 3D el cual sirva para su funcionalidad, precisión y facilidad para el uso del diseño en donde se considere aspecto de ergonomía, adaptabilidad y comodidad de la prótesis para el usuario mejorando su calidad de vida, también se considera factores socioeconómicos y acceso de la tecnología, como es el costo de la prótesis dependiendo de su disponibilidad y ubicación, como también la disposición del usuario dependiendo su ubicación geográfica, considerando su sexo, condición económica y tipo de amputación, donde además esto busca contribuir al desarrollo de prótesis mioeléctrica, donde se den avances y se mejoren su funcionalidad, estética y calidad de vida de las personas que han sufrido una pérdida de una extremidad.

Palabras clave

Modelado de prótesis, Diseño de prótesis, optimización de modelado, Rendimiento de prótesis, Rendimiento de materiales.

ABSTRACT

This research focuses on the study of 3D modeling of myoelectric prosthesis, which seeks to optimize its design, selection of materials, where we will study the modeling of prosthesis, necessary to create a prosthesis being efficient, affordable and easy to use, in addition to addressing the appropriate materials that can be used in the design of 3D prosthesis, as well as the fundamental basis of the study of the anatomy of the hand that includes tendons, muscles, fingers and degrees of freedom to understand and replicate the natural movements in the design of the prosthesis, on the other hand is explored and considered the use of software for a 3D modeling that serves for its functionality, It is explored and considered the use of a 3D modeling software that serves for its functionality, accuracy and ease of use of the design where the ergonomics, adaptability and comfort of the prosthesis is considered for the user to improve their quality of life, also considered socioeconomic factors and access to technology, such as the cost of the prosthesis depending on its availability and location, as well as the disposition of the user depending on their geographic location, considering their sex, economic condition and type of amputation, where we also seek to contribute to the development of myoelectric prostheses, where advances are achieved and improve their functionality, aesthetics and quality of life of people who have suffered the loss of a limb.

Keyword

Prosthesis modeling, Prosthesis design, Modeling optimization, Prosthesis performance, Material performance.

I. INTRODUCCIÓN:

1.1. Realidad problemática

Actualmente, la pérdida de un órgano humano puede provocar discapacidad a cualquier persona, cuando esto sucede las personas reciben asistencia física para intentar reemplazar los órganos faltantes que proporcionan la conexión entre el cuerpo y la prótesis, y se administran tratamientos adicionales para tratar de restaurar las capacidades perdidas. La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que el 15% de la población mundial sufre algún tipo de discapacidad, de la cual el 10% se ve afectada por la pérdida de miembros inferiores.[1]

Según la Secretaría Técnica para la Gestión Integrada de las Personas con Discapacidad de Ecuador, 11.800 personas han sido amputadas y se les han colocado prótesis. Además, según datos del Ministerio de Trabajo, la población económicamente activa (18-65 años) representa el 63% de las personas con discapacidad física y problemas de movilidad (CONADIS, 2017). Por ello, se propone desarrollar una prótesis que imite los movimientos naturales de la marcha y esté destinada a personas económicamente activas.[2]

La causa de la amputación puede ser causada por el siguiente: 70 % de la vascular (minas, accidentes de tráfico, accidentes de trabajo) El 22 % del tumor, el doctoral Karlos Ald González, que tiene el más alto indicador de personas discapacitadas, es médico, 53.6 % del país después de Brasil es mejor. En Columbia, 100 personas tienen restricciones constantes en la baja amputación. Fuerte (52 %), función (38 %), EE. UU. (7 %) y costo (4 %).[3]

La Organización Mundial de la Salud estima que entre el 40% y el 70% de las amputaciones de miembros inferiores están relacionadas con la diabetes, una enfermedad crónica no transmisible de origen multifactorial. Una de las consecuencias

de esta enfermedad es el pie diabético, que se produce cuando los tejidos más profundos del pie se infectan, duelen o dañan. El principal método de tratamiento del pie diabético es la amputación parcial.[4]

Hace siete décadas y tres años se planteó restaurar la funcionalidad de extremidades faltantes mediante prótesis mioeléctricas, siendo así empleados en la vida diaria por amputados hoy en día, si bien se ha logrado un avance tecnológico aún no se está considerando como eje principal y de mayor utilidad las prótesis mioeléctricas debido a que las prótesis de control convencional son el eje principal en ensayos clínicos y de aplicaciones comerciales, es por ello que a través de estudios se encontraron 1716 menciones desde 1990 el cual se concluyó que solo existen 69 experimentos originales y donde fueron ejecutados en campo dándose así un rechazo por la prótesis del 50 %.[5]

Mediante el comité de ética de investigación en salud de la región norte de Dinamarca, aprobó en diez adultos sanos, siendo estos de 27,7 años comparar desempeños aplicados a la vida diaria a través de esquema híbrido de lengua e interfaz mioeléctrica, con el control mioeléctrica comercial habiéndose realizado en tareas de envolver regalos o hacer sándwiches en diferentes tareas como son cortar pan, mantequilla, jamón, queso, pepino, entre otros, pero al realizar esta última actividad fue sustancialmente más rápido de 0.05, siendo este un método prometedor para mejorar el control de las prótesis diestra, donde el enfoque TMH permite el agarre deseado con breves entrenamientos reduciendo así los tiempos deseados en las tareas sin olvidar también el tipo de dificultad de cada actividad a realizar. [6] Pero a su vez los componentes electrónicos estuvieron expuestos pudiendo así afectar el rendimiento del control THM, otro inconveniente es el adaptar la prótesis a la mano a una férula, donde los individuos sanos sin experiencia tienen una imitación antinatural

con la exposición de la mano real, es por ello por lo que se deben experimentar con sujetos reales amputados para completar tareas funcionales.

Según estudio realizado en Canadá del departamento de ingeniería biomédica, menciona que es un desafío evaluar movimientos compensatorios, el cual imiten a las de las personas sanas mediante dispositivos simulados, ya que recrear movimientos coordinados de la muñeca y la mano, son un desafío para los individuos que han padecido una amputación, donde a través de estrategias de control de prótesis como modelos de reconocimiento mediante patrones de electromiografía (EMG) de contracciones musculares, pretender recrear movimientos confiables de precisión, pero al emplear las señales EMG se reduce la confiabilidad realizadas de las extremidades por varias opciones de actividades; lo que provoca la reducción de movimientos inesperados de la muñeca y la mano de la prótesis [7] Donde podemos apreciar la importancia de investigar varios métodos para mitigar problemas, ya que aún existe la falta de fiabilidad para el control con reconocimiento intramusculares en la práctica.

Con la revolución industrial y la aplicación en la biomecánica existen dos segmentos importantes, tanto en la aplicación academia como técnica y además la comercial, dándose esto a través de investigadores contemporáneos, como especialistas de diversas áreas, la salud industria y el deporte, donde se da el enfoque de desarrollar y agrupar elementos de prótesis, siendo estos las placas protoboard, placa Arduino, servomotores, microcontroladores, para realizar la optimización y funcionalidad de la prótesis, en beneficio y comodidad del portador para la portabilidad vía impresión de 3D, con buena resistencia, durabilidad y considerando los movimientos. [8] Donde se busca contribuir con el avance tecnológico de la industria y su comercialización permitiendo el desarrollo y el bienestar de las personas. La existencia de personas con amputaciones, de datos publicados si bien no existe

estudios relativos y dirigidos de gran magnitud por amputaciones traumáticas, se realiza un estudio de obtención de datos de 10 años por el SOS Main (centro de emergencia de mano) del hospital universitario de Nancy de Francia, donde la recolección tuvo lugar a datos de (sexo, edad, extremidad dominante, extremidad lesionada) de un promedio de 1715 casos representado con un total de 3 % siendo estos hombres de mediana edad, en donde se trató como primera alternativa implantar y reparar mediante cirugía, con un éxito del 70 % siendo el promedio de pacientes de 583 de edad media de 48 años y 1132 casos de edad media de 59 años teniendo como mecanismo de lesión un sierra de mesa. [9] Es por ello la importancia de desarrollar e implementar prótesis funcionales, ya que ayudaran a personas amputadas a solventar las pérdidas sufridas.

Según como se menciona en esta investigación, el (EMG) es empleada en aplicaciones protésicas siendo eficientes, innovadores y aplicadas en extensa investigaciones, siendo estas de señales tecnológicas de asistencia artificial, donde se pudo apreciar una revisión sistemática el cual proporciona una descripción detallada de investigación mediante su historia, siendo aplicada en miembros superiores e inferiores, a su vez este estudio no sería posible sin fuentes de datos el cual se consideraron 3791 estudios, donde 188 artículos son potencialmente relevantes; pero con todo ello aún falta un mayor desarrollo en las investigaciones en colaboración de equipos robóticos, biomédicos, mecanismo electromecánicos.[10]

Además, se menciona que el instituto de estadística e informática (INEI), hay una población de más de 31526018 millones entre ambos sexos en el cual sufren con discapacidad 1654953 con una tasa de prevalencia de 5.2%, siendo esta la primera encuesta nacional del 2012, donde esta información se toma de del INEI de la información del 2017.[11]

Por otra parte, el Ministerio de salud (MINSA) en el año 2017 el cual se menciona y clasifica por personas discapacitadas, en relación con su sexo, región natural entre otro, donde que hay cierto grupo de discapacitados siendo un total de 43,096 personas en Lambayeque con discapacidad, siendo el 49.7% la representación de los hombres y el 50.3% en representación de las mujeres, ya que desarrollar estos mecanismos para las personas con discapacidad permitirán manipular distintos objetos, en el cual podrán realizar actividades diarias.[11]

Trabajos previos

Existen varios estudios simulados en el mundo sobre prótesis mioeléctricas en individuos con miembros intactos, pero poco se sabe de investigaciones en las personas amputadas en la cual hayan solventado estas funcionalidades como son el caso para personas amputadas, para ello se realizan estudios de movimientos de extremidades superiores en personas de diferentes situaciones tanto cuentan con discapacidad o alguna amputaciones, donde la investigación abarque recopilación de movimiento de actividades realizadas, calculándose así rendimiento, movimientos, cinemática angular; obteniéndose resultados de desviaciones similares del comportamiento normativo, la cual busca ofrecer una aproximación a los movimientos empleados en personas que mediante el uso de prótesis mioeléctrica obtengan movimientos razonables compensatorio en tareas ejecutadas. [12]

Si bien ha habido un progreso a lo referente en la prótesis gracias a diferentes componentes que existen estos han ayudado a resolver situaciones de capacidad de agarre, donde ofrecen diferentes características y sistemas funcionalidades, donde conlleva a que las mismas prótesis sean a elevados costos y no solo eso sino que al tratar de desempeñar diferentes funciones son necesarios más componentes donde además necesitan estar en contacto con la prótesis para poder desempeñar las actividades de manera precisa, todo esto conlleva a que las prótesis al ser más

voluminosa hace que la prótesis sea menos vistosa, además de existir una complejidad en el sistema, limitando así sus capacidades a realizar, donde la implementación de las prótesis mioeléctricas, en la actualidad buscan reducir y establecer las capacidades, dado que al experimentar con una prótesis multifuncional se busca restablecer movimientos habituales, incorporados a través de sensores de electromiografía de EMG, si bien no se logró un 100 % de rendimiento, si se alcanzó una alta probabilidad de operación de agarre con destreza, además se busca que el enfoque sea eficiente y beneficiar a usuarios a través de bajo costo, además de contar con grados de libertad múltiples para el sistema EMG. [13]

Las limitaciones de personas amputadas, depende de la gravedad de la amputación de su miembro superior, generando así de menos a más las complicaciones del uso de una prótesis mioeléctrica debido a su funcionalidad , teniendo como impedimento para su calidad de vida de la persona, donde existirán limitaciones debido a la falta de retroalimentación sensorial táctil, generando así desconcierto en los demás y el abandono de las prótesis mioeléctrica, ya que es un poco tedioso estar en constante monitoreo o supervisión del mecanismo, existiendo así comparación entre prótesis tradicional, una prótesis mioeléctrica y una mano natural, donde este estudio está enfocado en la retroalimentación háptica a través del esfuerzo mental del usuario, donde se dé la incorporación de neuroimagen de espectroscopia de infrarrojo funcional (Fnirs), portátil e inalámbrica de evaluación directa y continua del esfuerzo. [14] Lo que se busca es presentar rendimientos en las tareas y reducir las cargas cognitivas con el uso de la prótesis potenciando el avance tecnológico para la utilidad del individuo.

Realizar un estudio de predicciones de una actividad mediante la contribución de características de gestos de la mano es necesario obtener resultados a través de clasificaciones de algoritmos de utilidad para la comprensión de prótesis mediante

señales, la cual reconozcan gestos de procesos fisiológicos mediante modelos IA pertenecientes a gestos humanos, siendo estos mapeados y utilizados para funciones de reconocimiento y movilidad de la mano mediante músculos en donde estos efectos individuales sirven en función para la organización multifuncional y aplicable para actividades, que conduzcan a la mejorase robustes y tiempo aplicado de en prótesis.[15]

La existencia de personas con amputaciones como es el caso de mano humana que cuenta con reflejos, donde al ser utiliza por prótesis convencional se estaría limitando su funcionalidad, es por ello que se busca la viabilidad de restaurar reflejos mediante estudios de chip neuro mórficos en tiempo real para prueba de agarre funcional de miocontroladores de prótesis de agarre funcional de individuos de amputaciones de antebrazos en donde se busca el desempeño de ajuste de agarre pudiendo controlar las manos protésicas de sistemas sensoriales mediante compatibilidad neuromotora pudiendo realizar agarre delicados en la cual se logren mejoras a una prótesis convencional.[16]

La existencia de prótesis modernas dadas en el mercado pueden variar y tener ventajas y desventajas, pueden tener un peso moderado dado por el material o regularmente tener el peso de una mano, pudiendo estas generar inconvenientes, además de ser caras donde se realiza un estudio de diseño e interacción con prótesis mioeléctricas que mediante sistemas de diseño de prótesis de mano, de sus parámetros y a través de software se busca mejorar y optimizar la personalización de una prótesis cumpliendo con análisis de elementos de métodos finitos la cual se obtengan resultados que soporten cargas y la empleabilidad de polímeros dadas en impresoras 3D, además de la utilización de Arduino de diseños electrónicos sirvan para optimizar las mejoras de un prototipo de prótesis de mano mioeléctrica,

hidráulica, liviana y de bajo costo, con sugerencia de grado de libertad y en la cual se cumplan con diferentes tipos de agarres con control de fuerza y velocidad.[17]

Para diseñar una prótesis mioeléctrica se debe contar con señales o sensores capaces de determinar y controlar, los estudios de retroalimentación capaces de reconocer y coordinar estados estáticos y dinámicos en relación de un cuerpo con el ambiente, donde es necesario identificar estos movimientos al ser empleados como son sensores de señales mioeléctricas de músculos flexores y extensores de los dedos para controlar la prótesis en donde se evoquen y se mejoren la precisión del control del ángulo a articular, con un rendimiento comparable en las condiciones de control fino de posición y velocidad.[18]

El diseñar prótesis mioeléctricas sirven de utilidad para solucionar de movilidad de personas amputadas, en la cual puedan realizar actividades cotidianas, pero ante ello las prótesis pueden verse afectados por diferentes factores, contexto que se dan al utilizarla, como a pesar también de ser caras, donde se requiere contar con diferentes elementos o factores que ayuden a solucionar y a detectar las contracciones musculares del antebrazos mediante señal de control, en donde se puedan formular sensores de comando que den solución al accionar de una prótesis de mano, siendo así que se verifique y desarrolle un prototipo para diferentes situaciones o patrones de agarre de objetos a utilizar, como también se establezca un precio económico y accesible para el diseño en comparación de la funcionalidad limitada de una prótesis dado en la práctica. [19]

Las prótesis robóticas avanzadas son principalmente autónomas. Aunque los dispositivos de control actuales pueden ayudar a los amputados a realizar movimientos circulares durante la locomoción, la funcionalidad de estos dispositivos avanzados está limitada por la falta de control neuromuscular (es decir, el control se basa en las señales neuronales del ser humano enviadas desde el sistema nervioso

central a los músculos periféricos para producir movimiento. Se pueden almacenar señales de control del nervio o señales musculares eléctricas llamadas EMG. De hecho, el uso de señales mioeléctricas para controlar prótesis robóticas ha sido un nuevo tema de investigación en este campo en la última década, con el objetivo de abordar nuevas funciones de las prótesis y su capacidad para adaptarse a diferentes entornos y contextos de tareas. El objetivo de este artículo es revisar el control de prótesis robóticas utilizando señales eléctricas registradas desde los músculos residuales de amputados de miembros inferiores.[20]

En la descripción de un método de control directo y proporcional de los movimientos de un brazo protésico multiagarre, se empleó en nueve posiciones utilizando electrodos de electrografía de superficie, donde se evalúa eficiencia del método de control a personas no amputadas, el cual accedieron a treves del controlador mioeléctrica multiagarre donde pudieron realizar movimientos de una prótesis virtual, de secuencia aleatorias de posición de objeto en pruebas experimentales, evaluándose el tiempo de posición al pasar de un lado a otro, donde los sujeto evidenciaron 1,49 segundos y 0,81 segundos en el controlador mioeléctrica, con una aprobación promedio de 99,2 % para su funcionalidad pero a su vez existe una contradicción donde el MHP en prótesis manuales mioeléctricas (SHP) estándar es limitada y no concluyente.[21]

Debido a la capacidad limitada a usuarios por la retroalimentación sensorial de manos mioeléctricas, se ven afectado por su funcionabilidad y utilidad, aunque se podría adquirir equipos con sensores, pero estos son un desafío para aplicarlos en tareas funcionales el cual se resuelvan en gran medida, donde tratando de resolver y mediante la retroalimentación electro táctil se busca mejorar la fuerza de agarre del sensoriomotor el cual permita el reconociendo de rigidez del objeto mediante cuatro estrategias siendo estas la modulación graduada, amplitud lineal, frecuencia lineal,

biocinética, donde estas estrategias de codificación mejoran el rendimiento gradual identificando niveles de rigidez de objetos con precisiones favorables. [22]

A pesar de los enormes avances tecnológicos, las prótesis de manos todavía enfrentan importantes desafíos. Neuro Compatibilidad bidireccional con los sistemas sensoriales humanos. Uno de los mayores obstáculos es que el comportamiento compensatorio es muy diferente al comportamiento de una mano sana, lo que dificulta la adaptación del usuario a las actividades diarias.

La información sensorial inconsistente durante la cirugía requiere un procesamiento cognitivo adicional para operar hábilmente la prótesis. Estas limitaciones en la coordinación de los nervios sensoriales y los movimientos dificultan la integración armoniosa de los dispositivos artificiales en el sistema sensorial humano. Es casi seguro que las conexiones sensoriales bidireccionales ricas mejoran las conexiones neuronales. Compatibilidad con prótesis de mano. La retroalimentación sensorial permite la transmisión de mensajes somatosensoriales periféricos. Proporcionar a los usuarios información para mejorar el control de las funciones de las prótesis. La manipulación protésica se mejora mediante un mayor control del grado de libertad, una detección más precisa de las intenciones de movimiento mediante señales de electromiografía o el uso de materiales blandos y accionamiento neumático. La evidencia de varios grupos de investigación muestra que mejora la función nerviosa sensorial y motora. Mejorar la conformidad neuronal está surgiendo como un enfoque alternativo a la investigación de prótesis de mano. Este artículo revisa los avances recientes en el control protésico realista y novedoso y la retroalimentación somatosensorial no invasiva.[23]

Incluye también desafíos importantes en equipos artificiales como comodidad, uso, rentabilidad, privatización y obstáculos técnicos. La función principal de la rama MyD - Artic es ayudar a la amputación de las extremidades superiores identificando el

estado electromagnético (EMG). Los sensores EMG con conexiones flexibles integradas en el diseño brindan durabilidad y mayor resistencia al impacto, proporcionando una funcionalidad manual precisa en este brazo Mioeléctrico de código abierto y de bajo costo, al mismo tiempo que admiten el control del motor y el reconocimiento de patrones EMG. De hecho, el precio también lo hace más asequible para los amputados en los países en desarrollo. Este estudio muestra que la integración de la electromiografía y la impresión 3D mejora la capacidad de agarrar objetos delicados y diferencia la prótesis de las prótesis mioeléctricas tradicionales, que no tienen esta característica. Las pruebas a largo plazo de las funciones del brazo resultan sencillas gracias a su perfecta integración en enchufes estándar. Esta investigación puede ayudar a hacer de los dispositivos protésicos una solución tecnológicamente más avanzada, asequible y accesible para los amputados de miembros superiores.[24]

Justificación e importancia del estudio. Este trabajo se justifica ya que el presente del estudio tiene la necesidad de avanzar en el desarrollo de la prótesis mioeléctrica eficientes y que se adapten a las necesidades de los usuarios, siendo este a través de la comparación de modelos 3D de simulaciones de carga modelada, el cual busca identificar diseños que maximicen el rendimiento funcional de la prótesis, donde se optimicen el diseño y la fabricación donde este permitirá mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones.

Justificación social. Se justifica ya el desarrollo de prótesis mioeléctricas mejoran significativamente la calidad de vida de las personas que han sufrido una amputación, además de mejorar su eficiencia, aumentar la autonomía y que sea parte activa de la sociedad.

Justificación Tecnológico y científico. La justificación tecnología es que a lo largo de los años se viene dando una demanda de prótesis funcionales que permitan el

desarrollo tecnológico mediante sus avances, la cual la simulación es un punto crucial y una herramienta valiosa para optimizar diseño en prótesis mioeléctricas.

Importancia científica. Es bueno contribuir con el conocimiento sobre diseños, materiales y rendimientos de prótesis mioeléctricas, que es necesario para el desarrollo de nuevas tecnologías aplicables en el campo de la rehabilitación

Importancia de accesibilidad y costos. La importancia de nuevos hallazgos por parte de la investigación puede inspirar a nuevos desarrollos y nuevas prótesis con características innovadoras que puedan retribuir las necesidades individuales de las personas siendo accesibles también para un mayor número de individuos.

Importancia calidad de vida y autoestima. Se necesita ser eficiente y personalizar las prótesis en función a los usuarios, que puedan realizar sus actividades de la vida diaria mejorando su calidad e independencia.

También se pueda dar la importancia de desarrollar prótesis más cómodas y mejoren la autoestima, realizando prótesis de alta calidad que contribuyan a mejorar la imagen corporal y la autoestima de personas amputadas de alguna extremidad.

1.2. Formulación del problema

¿Las prótesis mioeléctricas existente presentara un diseño optimo en términos de funcionalidad, capacidad de carga de acuerdo a los modelos de simulaciones 3D?

1.3. Hipótesis

Un modelado 3d de una prótesis mioeléctrica según su diseño y sus diferentes funcionalidades presentara un mejor rendimiento en términos de fuerza de agarre y precisión al momento de simular las cargas modeladas que una prótesis funcional.

1.4. Objetivos

Objetivo General

- ❖ Describir modelos 3D de prótesis mioeléctricas de diseños, identificando diseños tipo de materiales y su rendimiento, con el fin de optimizar su funcionalidad y la adaptación al usuario.

Objetivo Especifico

- ✓ Identificar e informar estudios previos necesarios para fundamentar el diseño de una prótesis mioeléctrica.
- ✓ Describir diferentes modelos de prótesis mioeléctricas de modelado 3D analizando su diseño, materiales, movimiento y grados de libertad.
- ✓ Comparar los resultados obtenidos de los distintos estudios para fundamentar mejoras en los diseños de prótesis mioeléctricas.

1.5. Teorías Relacionadas al tema

1.5.1 Capacidades biomecánicas

Para desarrollo del prototipo de una mano se tiene 19 articulaciones, de cinco dedos con tres articulaciones móviles cada uno conectados a la palma mediante articulación de aducción y una rotación para el dedo pulgar, donde se consideran la articulación interfalángica distal proximal, metacarpofalángica, abducción y articulación de rotación donde esta última es impulsada por el motor mediante tendones elásticos. [25] donde el conocimiento de la aplicación e identificación de estudio de articulación son necesarios para poder una configuración adaptativa en el agarre de la manipulación de la mano.

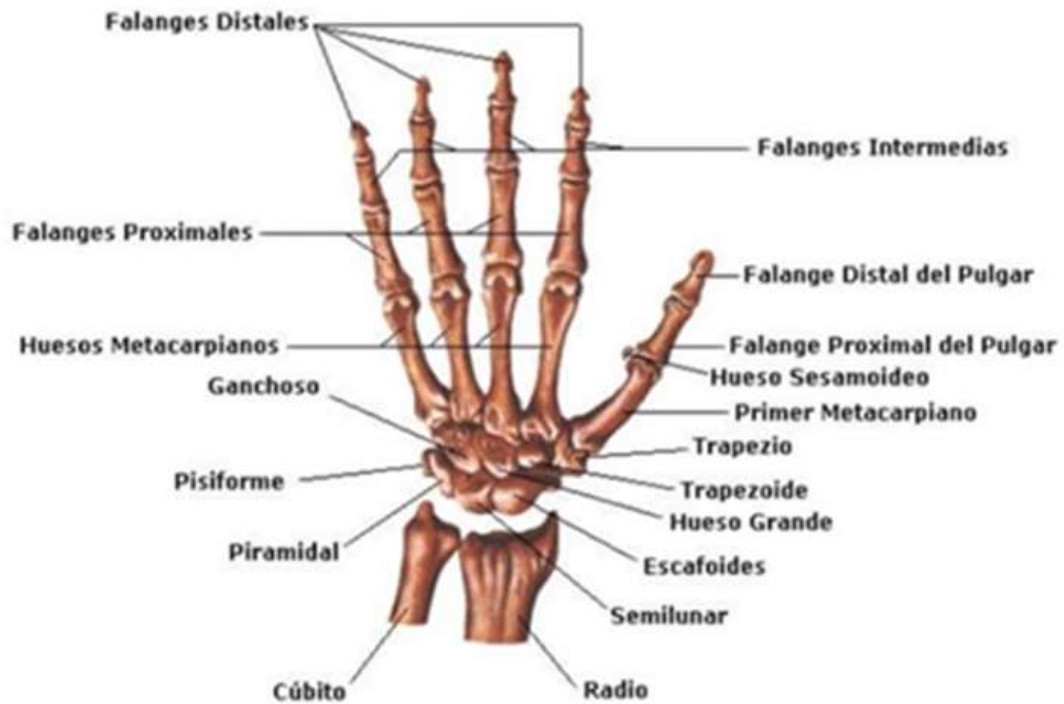


Ilustración 1 Anatomía de la mano humana

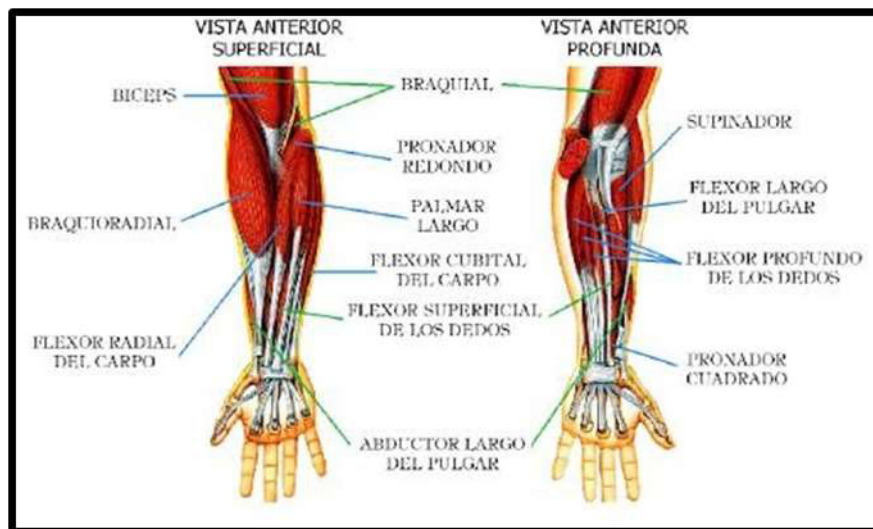





Ilustración 2 músculos del antebrazo superficial y profunda

También hay músculos flexores que le permiten doblar las pequeñas articulaciones de los dedos, las muñecas y los codos. Ubicado entre los huesos largos y largos, se divide en cuatro músculos en la superficie palmar entre la muñeca y la

mano, y cruza cada dedo de la mano (excepto el pulgar). Estas falanges se encargan de flexionar los dedos, permitiendo que la mano realice movimientos de agarre.[26]



Ilustración 3 Musculo flexor de los dedos de la mano

	CAPA	MÚSCULO	IMAGEN	ACCIÓN
FLEXORES MÚSCULOS	SUPERFICIAL	Flexor Radial del carpo		Flexiona y separa la mano mediante la muñeca
		Extensor radial largo del Carpio		
MÚSCULOS EXTENSORES POSTERIORES	SUPERFICIAL	Extensor radial corto del carpo		Extiende y separa la mano mediante la muñeca

También se cuenta con el músculo extensor siendo este un músculo encargado de realizar la abducción del pulgar ampliando la superficie de presión de la mano como también la abducción de la muñeca. Tiene su origen en el lado cubital posterior del radio.[26]

Los diversos elementos de una mano son importante, el cual tiene una articulación compleja que conecta el brazo con la mano, donde para que exista movimiento de la mano se da por diferentes huesos el cual genera la fuerza que necesitamos usar, donde también se considera la anatomía de la muñeca, los huesos, ligamentos, tendones, músculos, vasos sanguíneos y nervios, falange distales, falange media, falange proximal, hueso metacarpiano y base del hueso metacarpiano, generando así un conjunto de huesos, el cual son empleados para el movimiento y fuerza de agarre.[27]

Para poder aplicar un modelo debe ver una proporción de elementos considerando antebrazos, brazo, tronco empleados en la utilización mediante articulaciones y los sistemas de coordinación precisos, donde se consideran la descomposición del ángulo del tronco, del hombro y codo, empleados mediante el cálculo de Euler de acuerdo con la rotación biomecánica.[28]

Se debe considerando la movilidad en aplicaciones EMG donde es necesario controlar los movimientos de los músculos mediante los dedos encontrándose entre capas intermedia y profunda del antebrazo, donde existen variaciones significativas anatómicas con respecto a tejido muscular en algunos casos.[29]

Finalmente, la capacidad del sistema nervioso es una teoría importante en este contexto ya que describe la capacidad del cerebro para adaptarse a nuevas tareas y cambios que sean requeridos, donde al entrenarse o cumplir los diferentes desafíos con la prótesis mioeléctrica, el cerebro puede aprender

a utilizar la prótesis como parte de su propio cuerpo, el cual esto conduce a un mejor control e integración de la prótesis en la vida diaria del usuario.

1.5.2 Control Mioeléctrico

El estudio del algoritmo es relevante para la red neuronal de señales EMG ya que es indispensable el reconocimientos de patrones, ya que se reconoce características, las clasifica y asocia con los gestos mediante operaciones de series que identifican gestos deseados mediante señales de sensores EMG en aprendizaje autónomo, siendo en actividad en reposo y periodo de contracción, identificado en el músculos y se activa reconocimientos de patrones para el inicio de algoritmo EMG al momento de contraerse imitando movimientos específicos de la mano de agarre o soltar.[25]

El desarrollo de una prótesis mioeléctrica se basa en varios principios teóricos, una teoría importante en esta área es la electromiografía (EMG), que mide la actividad eléctrica de los músculos, donde las señales EMG se utilizan para registrar los movimientos de los músculos de la mano y convertirlos en comandos de control para la prótesis. Esto permite un control intuitivo de la prótesis por parte de los músculos restantes del brazo.[29]

Las señales mioeléctricas implican sensores EMG de diseños para actividades intermitentes mediante amplificador diferencial, donde referencia la banda de frecuencia y efectos del ruido de la línea eléctrica, recopilación datos de EMG, donde el mecanismo de posición de postura del musculo reconoce el espacio de objeto con la mano.[30]

En el desarrollo de control mioeléctrica de la mano robótica de asistencia manual es importante la función múltiple de agarre para tareas, el cual tenga la capacidad de modo de agarre y control de la fuerza del Angulo, donde la detección de la intención humanas se utiliza para identificar

movimientos extensos de las manos libres y se inicie el reconocimiento del modo de agarre utilizando LSTM donde se entrena y clasifica los tipos de agarre y también se utiliza el SVM, el cual tiene posturas para controlar la prótesis basándose en la contracción coordinada de músculos, con el propósito de ejecutar un movimiento preciso.[31]

Métodos para detección de señales se tiene además “Single-Threshold Methods” y “Double-Threshold Methods”, ambos estiman el tiempo entre el encendido y apagado de la señal muscular localizando un umbral por encima de la potencia media del ruido. Además, el segundo tiene mayor robustez frente a contracciones involuntarias de los músculos que el primero [32]

El desarrollo de una prótesis mioeléctrica para una mano que agarra requiere una comprensión profunda de las bases biomecánicas y electrofisiológicas del agarre humano, donde utiliza señales eléctricas generadas por los músculos para controlar los movimientos de la mano, estas señales se registran mediante electrodos y se convierten en comandos de control de la prótesis. Comprender esta base es crucial porque las señales musculares suelen ser débiles y propensas a sufrir interferencias, lo que puede afectar la precisión y confiabilidad de la prótesis.

Preamplificador este recibe las señales de los electrodos y amplifica su diferencia para eliminar, lo mejor posible, el ruido presente en ambos electrodos puede usarse un amplificador diferencial, doble diferencial o de instrumentación. [32]

1.5.3 Innovación de diseño

En la parte mecánica está equipada por unida de control de sensor EMG contando con el servomotor, donde la unidad del hardware electrónico

controla el Arduino, contando con pines entradas para el dispositivo donde esta funciona como modulador ancho de pulso, también se emplean transistores para controlar la velocidad, el brillo y la potencia de los calentadores.[27]

La importancia de la estructura mecánica del diseño, teniendo en cuenta la resistencia y sensibilidad de la fuerza incrustada y aplicada en la impresión 3D, el cual recibe la fuerza contráctil muscular de la piel a través de acopladores PDMS periféricos, además de emplear el sensor FSR-402 para el rango de sensibilidad de la fuerza contráctil muscular del área y que recibe la fuerza en la parte convexa del acoplador para proporcionar estabilidad y detectar las diferentes contracciones musculares.[33]

Para el de aplicaciones se aplican sensores de tensión con nano cables presentando una resistencia a medida que aumenta la tensión sobre el sensor, se mide mediante un amplificador, altamente flexible, estirable y sensible aplicados en una nano red de cables de plata y elastómeros, donde se aplica también sensores multifuncionales integrados de temperatura, presión y tensión de caucho etileno propileno, además de poder combinar con teleoperadores y realidad virtual siendo estas la clave para sensaciones de la mano que comunicarían de manera artificial a medios mecánicos.[34]

También se incluye no sólo el rendimiento técnico, sino también se consideran aspectos ergonómicos como el peso y el ajuste de la prótesis. Por lo tanto, se busca como principios estudios de desarrollo centrados en el usuario que tenga en cuenta las necesidades de estos mismos usuarios ya que es esencial para crear una solución eficaz y aceptada de diseño mediante estructuras y piezas que solvente su funcionamiento.

1.5.4 Tipos de prótesis

Las prótesis mecánicas sólo pueden realizar funciones básicas como por ejemplo abrir y cerrar los dedos de la mano, por lo que solo se limitan a agarrar objetos livianos. Además, este tipo de prótesis son algo imprecisas y para su accionamiento no necesita de algún componente electrónico o eléctrico, utiliza el movimiento de otra parte del cuerpo para ser accionada mediante cuerdas. [26]

La prótesis neumática utiliza músculos neumáticos que proporcionan una gran cantidad de energía. El músculo neumático está compuesto por caucho con una cobertura de fibras trenzadas helicoidalmente. Para su funcionamiento, cuando se cerraba por ambos lados en uno de ellos entraba aire, entonces en el tubo interior entra aire y aumenta la presión esto causa que el músculo se hinche y contraiga. [26]

El movimiento de las prótesis eléctricas es generado por motores eléctricos que pueden controlarse mediante mandos o botones. Su fuerza y velocidad de agarre son sus mayores ventajas, pero su costo, peso y mantenimiento son su desventaja. [26]

Las prótesis más utilizadas en el mundo son las mioeléctricas, reconocidas por su estética, precisión y resistencia. La fusión de prótesis es el resultado de señales musculares que son recibidas por electrodos sensores, que reciben, amplifican, rectifican y procesan la señal. [26]

a) Prótesis cosméticas

Las prótesis cosméticas es sustituir sólo una parte del cuerpo, teniendo en cuenta la estética, es decir nos priorizan la funcionalidad. De hecho, su única finalidad es mejorar y facilitar el proceso de recuperación psicológica del

paciente o amputado. Los guantes de silicona requieren menos trabajo y utilizan menos energía para doblarse. También tienen menos rigidez en las articulaciones y requieren un par máximo. Los guantes de silicona son los más adecuados para su uso con prótesis articuladas de mano cuando se prueban según los requisitos de durabilidad, rigidez de las articulaciones y torsión requerida.[35]



Ilustración 4 Prótesis de mejora estética y del material

b) Prótesis mioeléctrica

Existe la señal no invasiva cuando se colocan electrodos en la superficie de los músculos activos de las manos del paciente u otras partes del cuerpo o si están en el músculo, son invasivos, a pesar de las ventajas de los métodos invasivos, todavía no han aparecido modelos comercialmente exitosos. El potencial de los métodos no quirúrgicos sigue siendo interesante incluso cuando se trata de prótesis avanzadas como Shadow, BeBionic o SmartHand, que en este caso funcionan mediante sistemas de accionamiento muscular transmitidos a través de cables, no se utiliza para movimientos complejos o precisos.[36]



Ilustración 5 prótesis tecnológicas con patrones mioeléctricos

c) Prótesis robótica

El control y la gestión se utilizan para procesadores de señales digitales. Utilizando LabVIEW® Solo consigue el primer prototipo. Se puede utilizar como solución funcional, transportar amputados y eso Proporcionar otros medios de sujeción.[37]

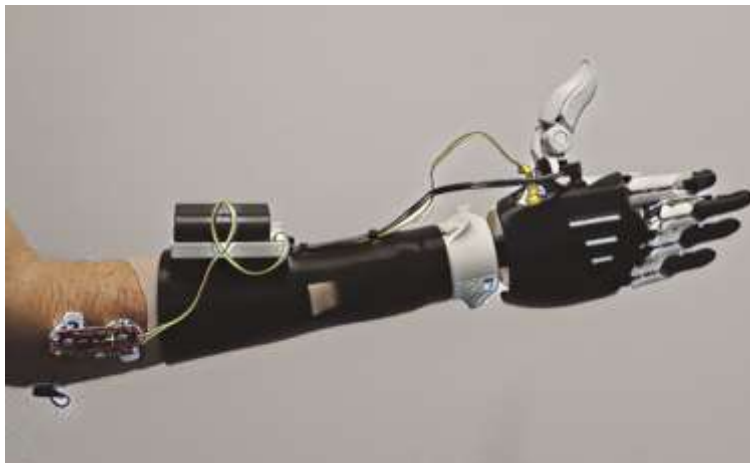


Ilustración 5 prótesis controlados mediante señales digitales

Impresión 3D:

La impresión 3D, también conocida como sobreimpresión, es el proceso de creación de objetos físicos mediante capas de materiales basados en modelos digitales. Todos los procesos de impresión 3D requieren software, hardware y materiales (filamento) para funcionar juntos. "La tecnología de impresión 3D se puede utilizar para crear una variedad de cosas, que van desde modelos clave y detalles simples hasta productos técnicos altos, como girar aviones, trasplante médico e incluso órganos artificiales que ocurren en la capa de células humanas". La mayoría de las impresiones, la mayoría de la impresión, la mayoría de la impresión, la mayoría de la impresión, la mayoría de la impresión, la mayoría de la impresión, la mayoría de la impresión, la mayoría de la impresión, la mayoría de la impresión. Condensación láser selectiva (SLS). La producción (MDF), también conocida como modelado de lecho existente (MDF), es el bajo costo más utilizado causado por varios materiales existentes (hilo). Es necesario destacar los tipos de materiales que se pueden utilizar con este método de impresión 3D:

- ❖ PLA (ÁCIDO POLILÁCTICO)
- ❖ ABS (ACRILONITRILO BUTADIENO ESTIRENO)
- ❖ ASA (ACRILONITRILO ESTIRENO ACRILATO)
- ❖ PETG (TEREFTALATO DE POLIETILENO)
- ❖ NYLON
- ❖ PC (POLICARBONATO)
- ❖ FIBRA DE CARBONO (COMO REFORZAMIENTO A LOS MENCIONADOS ANTERIORMENTE)
- ❖ CONDUCTIVO

- ❖ TPE, TPU, TPC (MATERIALES FLEXIBLES)
- ❖ HIPS (POLIESTIRENO DE ALTO IMPACTO)
- ❖ PVA (ALCOHOL POLIVINÍLICO)
- ❖ PP (POLIPROPILENO)

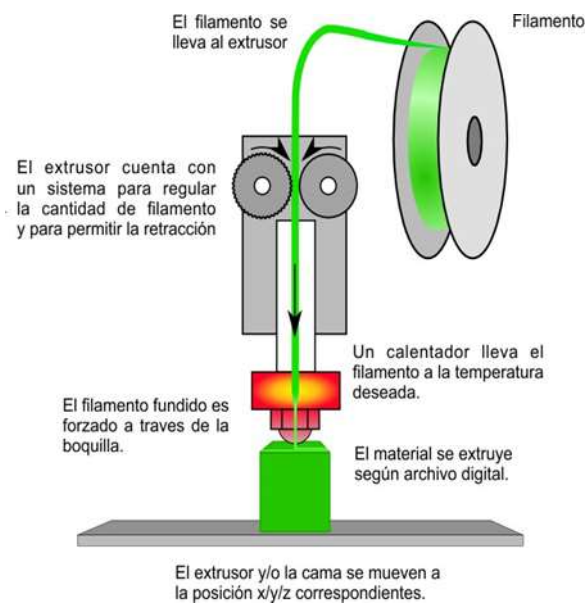


Ilustración 6 prótesis tecnológicas con patrones mioeléctricas

Dimensiones En cm.		PERCENTIL					
		Hombres			Mujeres		
		5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
22	Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
23	Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24	Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
25	Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
27	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
28	Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
29	Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
30	Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31	Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32	Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33	Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34	Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35	Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36	Largo total de la mano	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Ilustración 7 TABLA DIMENSIONES DE PERCENTIL DE NORMA DIN 33 402

II. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN

La siguiente investigación es de tipo descriptiva de método cualitativo. Por lo que, se plantea realizar un estudio descriptivo, donde se tomara investigación de trabajos literarios de experimentales comprobadas.

En el diseño de la investigación cualitativa se enfoca en el proceso enfocado en la descripción profunda y detallada de modelado 3D de prótesis mioeléctrica, a través de su análisis característica y funcionalidad.

El estudio de la población se plantea en relación a estudios de datos de recopilación de unidades de información de diferentes investigaciones. Por lo tanto, el enfoque de la población tiene como base el estudio de datos de resultados de investigaciones ya desarrollados y enfocados en estudios propuestos y de resultados obtenidos, ya que estos sirven para el estudio de la investigación, con el fin de completar el proceso de investigación que exige esta parte del estudio siendo este fundamental para el desarrollo de la tesina.

Se utiliza un enfoque exploratorio, utilizando las bases de datos científicas y técnicas de revisión y tecnología de información, estando entre estas bibliotecas científicas, y bases académicas que recopilan la información para el estudio del enfoque propuesto.

La Observación directa recoge parte fundamental propuestos como objetivo de análisis, permitiendo diferenciar la gran importancia de la investigación, donde precisa el ámbito del enfoque real de los datos del análisis. Siendo que el instrumento en cuestión está enfocado en la observación y la obtención de datos estadísticos de resultados dados en investigaciones, el cual usamos para planificar secuencias en la recolección de la información, permitiendo facilitar la información que es indispensable para la investigación, mencionaremos los siguientes instrumentos que se pueden utilizar:

- ✓ Modelados de carga 3D
- ✓ Software de Análisis de Datos
- ✓ Instrumentos de Medición de Fuerza
- ✓ Software SolidWorks

Para la validación se da un análisis teórico que describe el contenido teórico y validado por otras investigaciones de estudios de variables que están relacionadas y enfocadas por diferentes resultados de estudios propuestos y que tienen como base a criterios demostrados, donde la validación esta enfocado en el instrumento mediante la técnica de análisis teórico elaborado del escritor a medida que se va desarrollando el enfoque dado.

El presente trabajo de investigación lleva a cabo la búsqueda del modelado de prótesis Mioeléctrico la cual es fundamental para ver la función que realiza y se puede emplear al diseñar la prótesis de una mano y la utilidad de esta misma en función a movimiento, cargas del diseño para una mejor función.

El análisis de documentos se dará también la aplicación del análisis de documentos producto de las revisiones técnicas y estudios de diferentes fuentes confiables y fidedignas debido a que se las diferentes investigaciones realizadas mediante la revisión en diversas plataformas, el cual tienen como finalidad de emplear plataformas de libros digitales, Tesis, artículos y entidades que emiten datos estadísticos de fuentes de los diferentes investigaciones entre otros, donde todo esto tiene como finalidad de poder servir como apoyo al tema investigado y además que los diferentes estudios sirven como antecedentes para las nuevas investigaciones.

El artículo científico es un trabajo de investigación publicado en una revista especializada del conocimiento científico, tecnológico y/o innovador. El objetivo es difundir de manera clara, objetiva y precisa, los resultados de una investigación

realizada sobre una determinada área del conocimiento científico, tecnológico y/o innovador. La investigación científica es la exploración inicial y programada que tiene como objetivo obtener un nuevo entendimiento de la ciencia y la tecnología. La investigación de la ciencia se divide en investigación fundamental y aplicada.

III. RESULTADOS.

Identificar e informar estudios previos necesarios para fundamentar el diseño de una prótesis mioeléctrica.

- **Referencia de tendones y músculos**

Comparar los resultados obtenidos de los distintos estudios para fundamentar mejoras en los diseños de prótesis mioeléctricas.

Se sabe que el músculo surge del epicóndilo medial del humero, contiguo a las caras, como también la inclinación del radio y el cubito, el cual desciende por el antebrazo de la parte interior, dadas están en partes supinadores, del antebrazo y del músculo intrínseco[38].

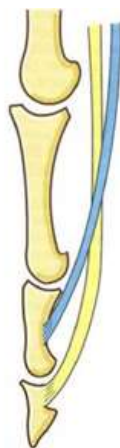


Ilustración 8 Músculo flexor color azul superficial de dedos y tendón del flexor de color amarillo profundo de dedo.

Dando seguimiento de los músculos extensores de los dedos y la muñeca, estas tienen el origen en el epicóndilo lateral ligado al cubito, el cual desciende por el dorsal del antebrazo ayudando así en la pronación como también en los músculos intrínsecos[38].

1. Músculo extensor cubital del carpo
2. Músculo extensor del dedo meñique

3. Musculo extensor de los dedos y extensor del índice.
4. Musculo extensor largo del pulgar.
5. Musculo extensor radial largo del carpo y musculo extensor radial corto del carpo 5.
6. Musculo extensor corto del pulgar y musculo abductor largo del pulgar.

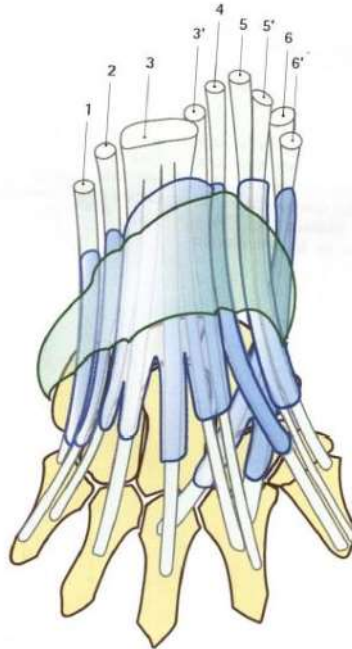


Ilustración 9 Musculo extensores de la muñeca y los dedos.

Además, se dice que el pulgar comparte esquema con el fleco extensor, pero se sabe que sus extensores y abductores se originan en la parte media y distal del radio[38].

- **Extensión de dedos**

Dado por la combinación de músculos del extensor los dedos se pueden estirar, como también por a los músculos interóseos, los músculos lumbricales, e incluso por cierta medida del musculo flexor superficial del dedo[38].

- **Musculo del pulgar**

Se condiciona la movilidad superior del dedo pulgar de los nueve músculos motores siendo esta una riqueza muscular que estimula con claridad los otros músculos

en su función, donde los llamados músculos extrínsecos o largos el cual son cuatros se localizan en el antebrazo, los extensores y abductores siendo estas tres y realizan la acción de relajar la presa, siendo el ultimo el flexor y su potencia es utilizada para el bloqueo de presas de fuerza; pero por otro lado los músculos intrínsecos están incluidos la eminencia tenar y el primer espacio interóseo siendo estas cinco, siendo participes en la realización de distinta presa y particular a la oposición, donde su potencia es limitada ya que se trata más bien de motores de precisión y coordinación[38].

- **Análisis de movimientos y rangos**

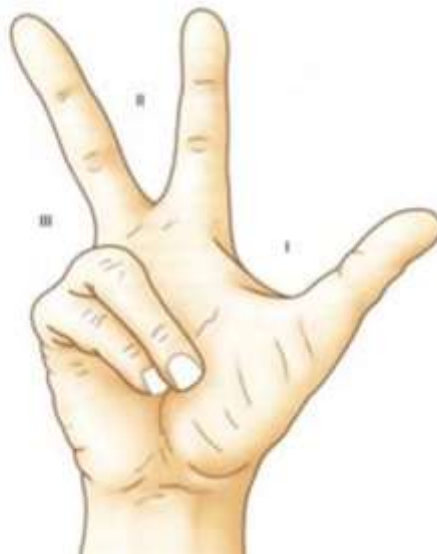


Ilustración 10 Zonas de la mano y de los dedos.

Se menciona que los cinco dedos no tienen relevancia para la utilización de la mano, compuestas así por tres zonas, siendo una de estas el pulgar de la zona uno, están también las pinzas de la zona dos, como los del alcance de la zona tres; en la primera zona se desarrolla un papel preponderante por su oposición a los otros dedos, siendo imprescindible para la realización de pinzas pulgodigitales con los dedos restantes de dedos y en particular con el índice, aplicado también en la presa de fuerza de los otros cuatro dedos como también pueden interactuar con las partes que conciernen a las otras partes.

Para la zona dos de pinzas, toma como referencia el dedo del corazón y primordialmente el dedo del índice importante para la acción de la pinza bidigital constituida por el pulgar e índice, o pinza de precisión o tridigital que consta del pulgar índice corazón, donde se el enfoque de alcanzar alimentos, ya pero para la zona de alcances tres se habla del borde cubital que emplea la mano con los dedos anular y meñique donde se da la firmeza de la presa a través de la palma de la mano y que forme el puño, siendo la manera de coger los mangos de las herramientas mediante presas de fuerza frecuentemente empleadas.

- Se da el rango de flexión de 90° , la cual se recalca que aumenta hasta el quinto dedo progresivamente.

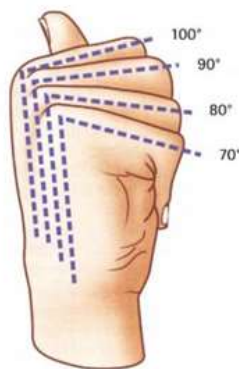


Ilustración 11 Zonas de la mano y de los dedos.

- Se da la amplitud según requiera el individuo para la extensión, pudiendo alcanzar el 30 a 40.

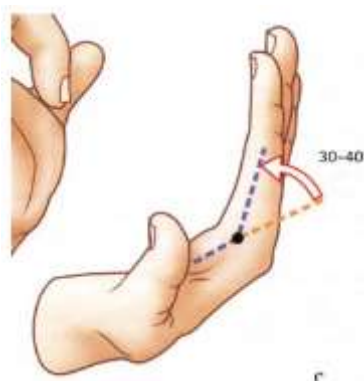


Ilustración 12 Zonas de rango de los dedos.

-
- La amplitud de la flexión en las articulaciones Inter falanges próximas que sobrepasa los 90°

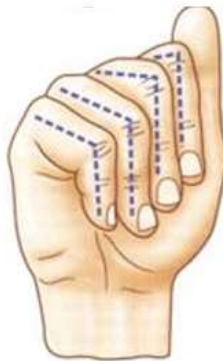


Ilustración 13 Rango de flexión de articulaciones Inter falanges proximales

- Se da la amplitud de la flexión en las articulaciones Inter falanges distales, con grado de 90°.



Ilustración 14 Rango de flexión de articulaciones Interfalángicas distales.

- La amplitud de la extensión activa en las articulaciones interfalángicas se da:
 - ✓ Des una perspectiva de articulaciones proximales P.
 - ✓ Donde la inexistencia que es menor de 5° al de las articulaciones distales D.



Ilustración 15 Rango de la extensión de articulaciones interfalángicas.

Menciona que Schlesinger en 1919 realizo un avance en la clasificación de la taxonomía, con respecto a la destreza de las manos humanas, siendo agrupadas en seis categorías de forma estratégica para el agarre de la mano humana, tanto agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma, esférico y de lado lateral[38].

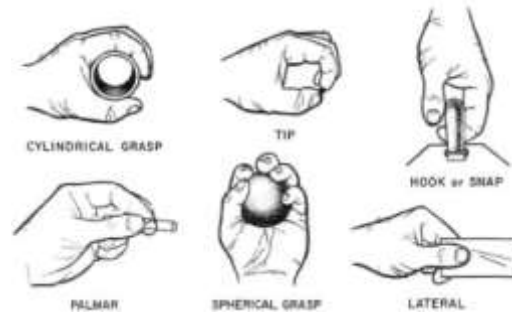


Ilustración 16 Zonas de la mano y de los dedos.

- **Movilidad**

La gran importancia de analizar el mecanismo de grados de libertad del eslabonamiento, se refleja en la cantidad de entradas individuales que son requeridas a posicionar con precisión los eslabones de mecanismos ligado al suelo[39].

Pero al número de grado de libertad también es conocido o llamado en el mecanismo como movilidad; donde los grados de libertad para la elaboración de planos conectados con uniones siendo calculadas con ecuaciones como en este caso pudiendo ser el de Gruebler[39].

$$M = \text{grados de libertad} = 3(n - 1) - 2j_p - j_h$$

Donde:

n: Numero total de eslabones en el mecanismo.

j_p: Numero total de uniones principales.

j_h: Numero total de uniones de orden superior.



Ilustración 17 Zonas de la mano y de los dedos.

○ **Mecanismo de cuatro barras**

Se habla del eslabonamiento de cuatro barras es más común y no es tan complejo, siendo esta una combinación de cuatro eslabones, identificando a uno como bancada y estando por coordinación de cuatro uniones de perno, siendo llamada al final mecanismo de cuatro barras[39].

$$M = \text{grados de libertad} = 3(4 - 1) - 2(4) - 0 = 1$$

Pero se sabe que solo se emplea un actuador y eslabón de eje de mecanismo limitado, a su vez está conectado a una fuente llamada eslabón de entrada o impulsor, donde el eslabón del eje que este acoplado al lecho se designa como eslabón de salida, se sabe que el enlace no tiene el emparejamiento de movimiento de los dos enlaces anteriores[39].

○ **Criterio de Grashof**

Esta relación se pronostica la capacidad de rotación de una inversión de enlace de 4 barras basándose solamente en la longitud de barras, esto es lo que se enfoca la condición y criterio de Grashof[39].

$$S + L \leq P + Q$$

Donde:

S: Longitud de eslabon mas corto.

S: Longitud de eslabon mas largo.

P: Longitud de un eslabon restante.

Q: Longitud de otro eslabon restante.

A continuación, se describen mecanismo de cuatro barras clasificados a las cinco categorías:

Caso	Criterios	Eslabón más corto	Categoría
1	$s + l < p + q$	Triple balancín	Doble manivela
2	$s + l < p + q$	Lado	Manivela-balancín
3	$s + l < p + q$	Acoplador	Doble balancín
4	$s + l = p + q$	Cualquiera	Punto de cambio
5	$s + l > p + q$	Cualquiera	Triple balancín

Ilustración 18 Mecanismos de cuatro barras según su categoría.

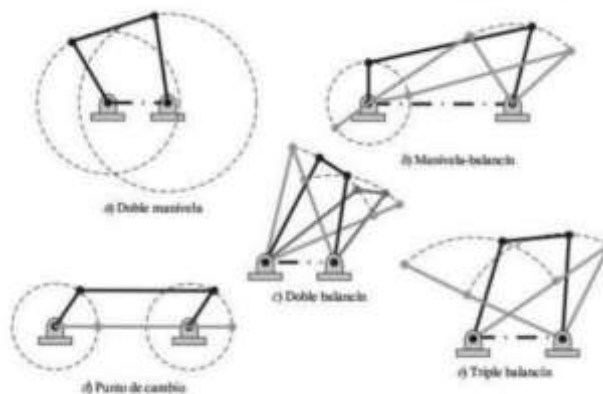


Ilustración 19 Mecanismos de cuatro barras según su categoría.

También, se exploran herramientas que CAD/CAM que sirve para explorar ideas de productos fomentado la colaboración de equipos de desarrollo, siendo esta que facilitan la rapidez y sencillas de exploración de ideas de diseño, teniendo también claro conceptos de producción, como son la funcionalidad de ensamblajes permitiendo así innovar y verificar una correcta modelación de piezas, pero además

tener claro que en el ámbito CAM se puede generar trayectorias de herramientas para mecanizar los componentes[40].

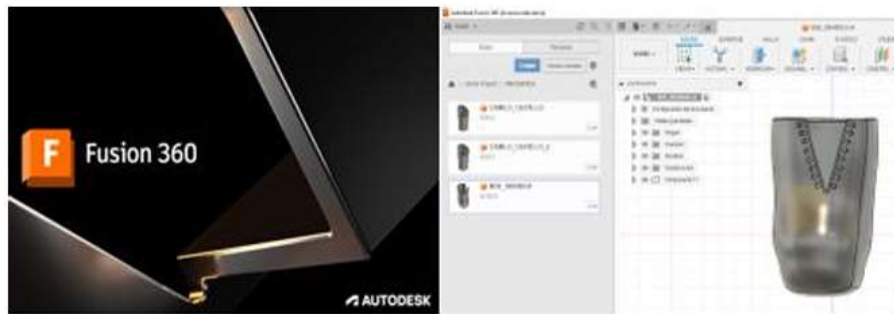


Ilustración 20 Programa de fusión de 360 Herramienta CAD/CAM.

Por otro lado, en el programa de SOLIDWORKS de diseño CAD para modelar piezas y realizar ensamblajes en tres dimensiones, también sirve para generar planos de dos dimensiones el cual proporciona una amplia gama de posibles soluciones siendo estos abarcados en varios aspectos de proceso de desarrollo al momento de la creación de diseño, simulación, fabricación, publicación y gestión de datos que están relacionados al proceso de diseños[40].

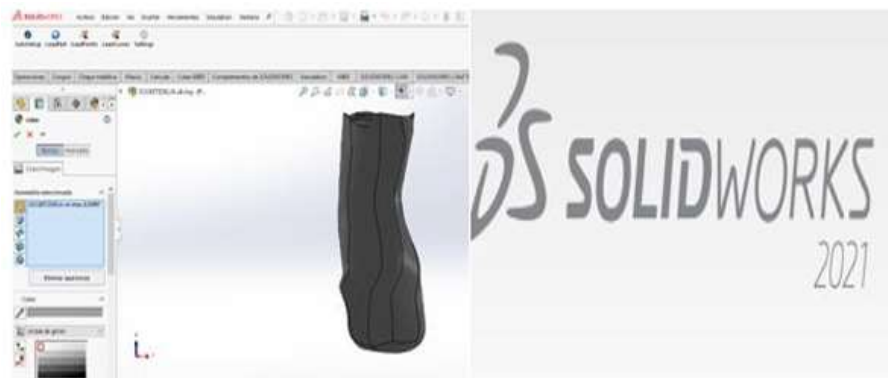


Ilustración 21 Programa de SolidWorks para diseño de piezas.

Describir diferentes modelos de prótesis mioeléctricas de modelado 3D analizando su diseño, materiales, movimiento y grados de libertad.

El estudio del modelado del dedo del meñique ya que es crucial y debe ser valorado por las funciones que cumple y la dimensiones que posee, donde

se le garantice el espesor adecuado a la geometría de las piezas al diseñar, siendo la estructura modelada cinemática y simplificada de la falange proximal, media y distal teniendo unión de acero inoxidable, considerados también el diámetro de 2 mm para todos los ejes, pero la longitud oscila de 4 mm y 10.5 mm para los dedos; además se utiliza un material flexible de textura rugosa antideslizante como también permitiendo deformación elástica del objeto además de considerar la yema del dedo el cual pueda desarrollar un control de posición con menos precisión, donde se aproveche las ventajas de almohadilla, cual sea replicable para el resto de falanges[41].

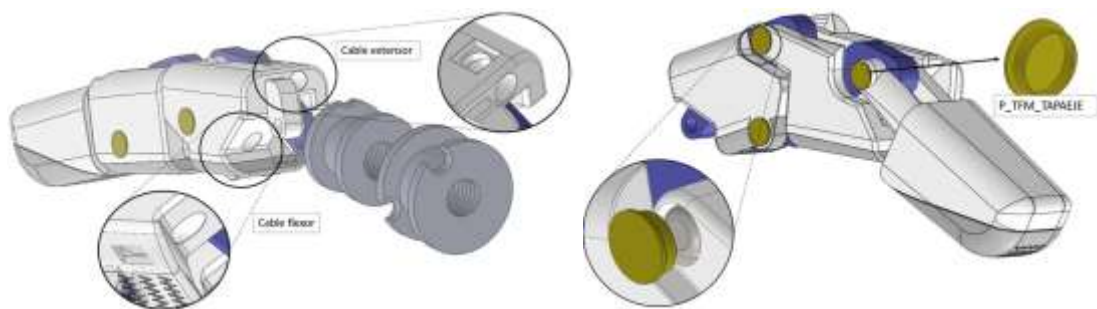


Ilustración 22 Barra de unión proximal y distal y cable de accionamiento en la unión de mecanismo.

Además de la consideración de las barras de unión proximal y barra de unión distal, donde los ejes no salgan de las articulaciones que se colocan como tapas de plástico al siendo ensambladas, estando estos cables de extremo a extremo en la falange proximal y otras que giran en las bobinas del eje del servomotor, también se consideran poleas que se instalaran en las poleas el cual se direccionan dentro del layout del dorso; después de esto se define posicionamiento en los planos siendo uno perpendicular de perfil izquierdo que forma el ángulo de 50° al plano frontal, también se referencia y se gira a 25° alrededor del eje definido como intersección de un plano paralelo al plano izquierdo, según el modelado de los dedos estos poseen un movimiento plano, que se moverá realizando movimientos de flexión y extensión dentro del mismo plano[41].

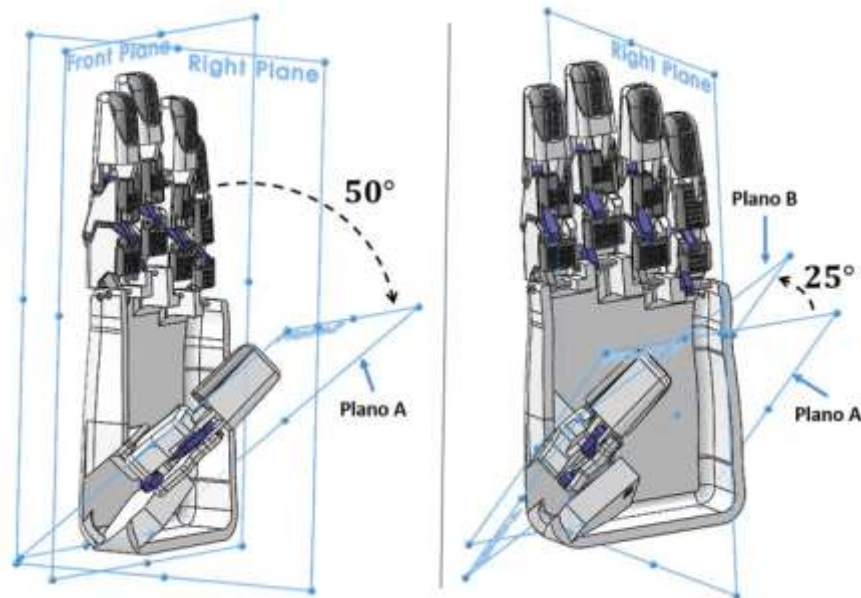


Ilustración 23 Situación del dedo pulgar a la mano robótica.

También se tiene prótesis de codo (WO 2011/028088) de grado de libertad de rotación de 80 y flexo extensión de 55, controlado por sensores bioeléctricos, activados por motor de control manual.

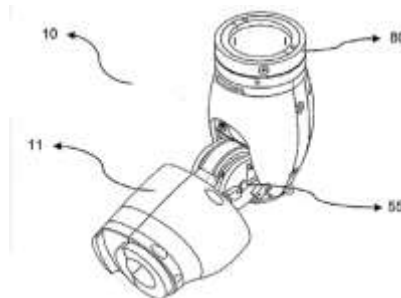


Ilustración 24 Prótesis de codo 2 GDL.

La Arm prosthetic device system (WO 2010/120404) se aplica un diseño en toda la extremidad de la prótesis donde es necesario motores eléctricos apoyado por actuadores neumáticos, como también transmisiones mecánicas logrando movimientos por engranajes y movimientos de articulaciones de retroalimentación, observándose de 12 y 14 grados de libertad del hombro, como también 16 humeral, 18 de codo 20 y 22 de muñeca; además de un control de EMG, IMU de presión de extremidades sobrantes con variables de entrada y salida para los actuadores.

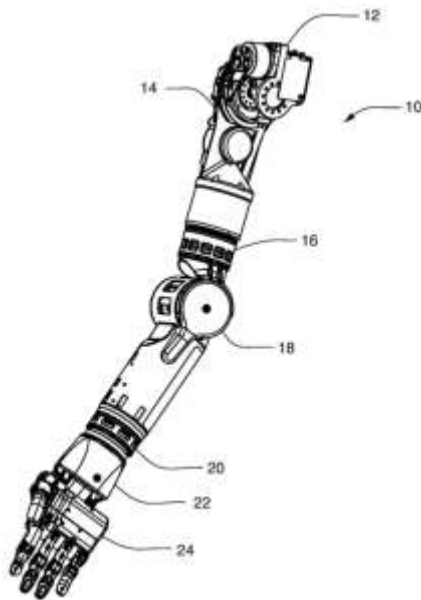


Ilustración 25 Prótesis de 6 GDL controlado por el hombro por varios sensores y actuadores.

Aspecto	WO 2011/028088	WO 2010/120404
Control	Mioeléctrico	Múltiple
Material	---	Elastómero, fibra de carbono
Masa	---	5000 g
Batería	Bajo voltaje	Varias
Actuador	Motor DC	Motores eléctricos y actuadores neumáticos

Donde de estos se concluye agregar la rotación humeral de flexo extensión al movimiento de codo, además de un control, pero en el caso dos se utilizan sensores para su utilización, pero aún falta estudiar a comparación de otros, pero para el primer caso se destaca la utilización de batería de bajo voltaje.

Se desarrollo otro método de prótesis a través de transmisión de barras, la cual se incluyen tendones artificiales, haciéndose paso por las articulaciones diseñadas efectuadas para el movimiento, mediante motores o servomotores ubicados en antebrazos logrando flexiones en los dedos de la acción abrir y cerrar

de la mano, además de considerar la reducción del peso para el diseño, donde se aplica tres falanges con corte de 45 grados, donde esto servirá que las piezas trabajen en conjunto al cierre de los dedos de la forma natural del ser humano[42].

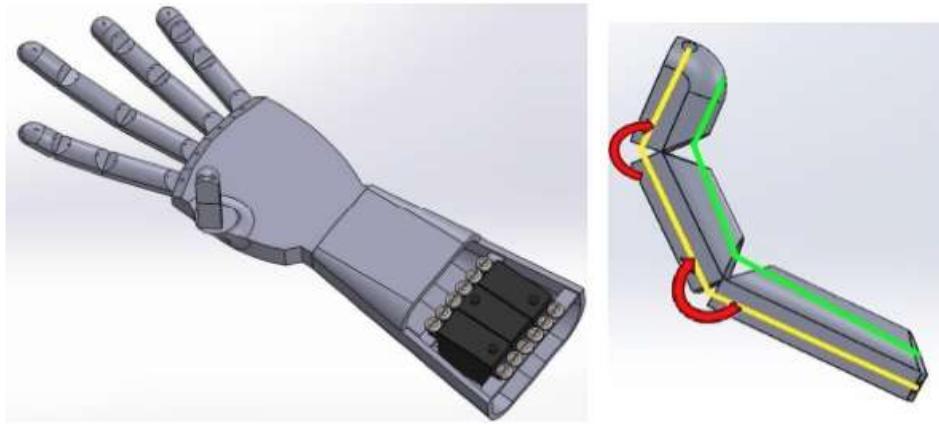


Ilustración 26 Prótesis de codo 2 GDL.

Además, se aplica que cuando el servomotor que acciona el movimiento del cordón de pesca se genera una rotación en las tres partes que lo componen y cuando vuelve a su estado inicial retira la fuerza ejercida haciendo que cumpla la función del tendón artificial, donde para esto se utilizó el análisis de las partes que componen el prototipo de polímero PLA de límite elástico de 60 Mpa y con un módulo de 3.5 GPa; siendo esta aplicada por colores azul, verde y rojizo, lo cual se distribuye secuencialmente a falange proximal, media y la distal; pero con todo esto de aplica fuerza de 450 N en el índice, como también se considera la sujeción de geometría de la cara conjunta teniendo como muestra de valor máximo de tensión de 13.7 MPa, lo cual se entiende que queda lejos de la tracción del PLA(60 MPa), también se muestra deformaciones en la falange proximal que arroja resultados 0.05 mm de desplazamiento siendo este un valor aceptable permitiendo trabajar con aplicaciones planteadas [42].

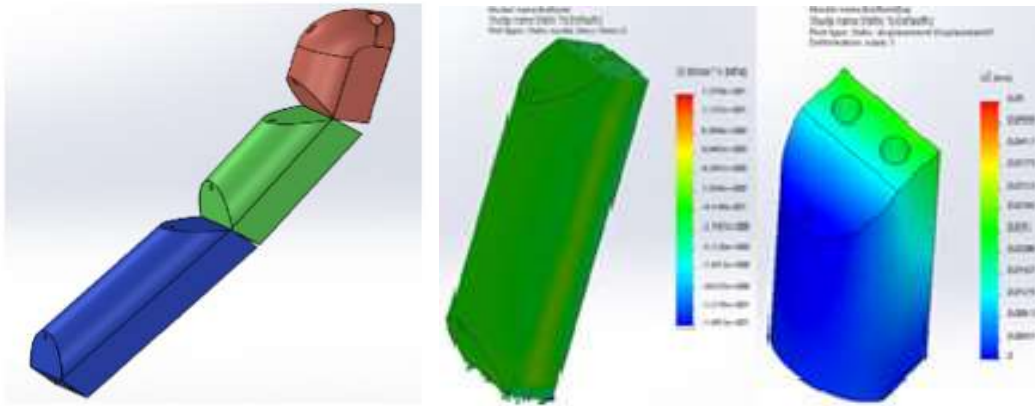


Ilustración 27 Prótesis de codo 2 GDL.

Tomando en cuenta los resultados que se dan en la falange media aplicando la fuerza de 450 N con sujeción conforme a la falange proximal, se sabe que tiene una tensión máxima de 2.16 MPa siendo aceptable al límite de la tracción de 60 MPa, también se realizó el análisis de desplazamiento obteniendo un valor de 0.0676 mm, siendo despreciable a las dimensiones de la pieza; luego en el analiza la palma del material del polímero PLA, considerándose resultados aceptables donde el mayor valor es de 17.76 MPa siendo este por debajo del límite de tracción aceptable [42].

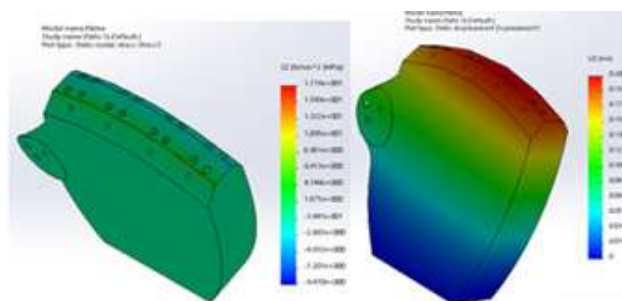


Ilustración 28 Prótesis de la base de la palma.

Pero se sabe que, a través del control electrónico se realiza el movimiento, de la presión, flexión, generada por la señal analógica mediante sensores mioeléctricas, siendo impulsado por señal modulada y controlado por servomotores,

además de ser tensados los tendones, para realizar el movimiento rotacional de los dedos; obteniendo como resultado la capacidad de control de señales mioelectricas destacando sensor Myo ArmBand para la acción de cerrar y abrir, pero cual cuenta con un retardo de 0.5 segundos, como también elimina el ruido que pudiera captar [42].

Para otro diseño como es utilizado por Meshmixer de una mano, realiza operaciones de modelos tridimensionales de suavizar, esculpir, texturizar y aplanar, como también el análisis de las secciones geométricas considerando espesores, superficies de corte, análisis de malla, visualización de curvas de la mano, tratando de mejorar mediante modificaciones selecciones de las regiones del objeto, para se considera el diseño de apertura y cierre de la mano, el cual son utilizados por servomotores, considerando cortes de 45° de arriba hacia debajo de cada dedo, donde se imita el movimiento de articulaciones humanas, además de la creación de tubos de 2 mm de diámetro conectados al servomotor mediante hilos, ya que al momento de al momento de activarse el diseño la prótesis generara los movimientos proporcionado para la funcionalidad de los pacientes con amputación, donde también no olvidar la modificación de apertura de los dedos de la mano, evitando así choques al momento de su movilidad[40].



Ilustración 29 Prótesis unido por corte de 45° dedo y orificios de unión Fuente:[40].

Pero para ello se considera materiales posibles para la utilización de las diferentes partes del diseño:

Tabla 1-1: Características esenciales y usos destacados de los filamentos utilizados en la impresión 3D.

	TEMPERATURA	VENTAJAS	DESVENTAJAS	APLICACIONES
PC	280°C	Duradero a impactos y elevadas T°	Requiere T° elevadas	Odontología, ortopédicas, y diseño de tejidos
TPE	210°C	Flexible	No es resistente a la humedad	Industria textil, y dispositivos ortopédicos como plantillas.
PVA	210-220°C	Soluble al agua y material de soporte	Susceptible a la humedad	Estructuras de apoyo de maquetas dentales
ABS	240-250°C	Resistente	Requiere T° elevadas	Micro dispositivos, aplicaciones en el ámbito biomédico
PLA	220° C	No es toxicidad, es biodegradable y económico	Resistencia baja	Ingeniería de tejidos, dispositivos de detección biológica

Tabla 1-1: Características esenciales y usos destacados de los filamentos utilizados en la impresión 3D.

Grafeno/PLA	220°C	Conductividad eléctrica, duradero, tecnología de estereolitografía (SLA).	Requiere el uso de una cama caliente y presenta dificultades en el proceso de impresión.	Instrumentos quirúrgicos, biomateriales neurogénicos, y protección mediante blindaje de inducción electromagnética
--------------------	--------------	---	--	--

Después para la elaboración y realización de nuevos cortes de la malla de la mano y de dedos, se importa la creación de planos y la extensión de esta misma en donde deben coincidir la parte del dorso, donde el diseño de la parte de sus orificios están concebidos para la inserción elástica el cual faciliten su retorno de los dedos en condiciona su posición inicial al momento de apertura de mano; pero no olvidar que el entorno de fusión 360 de objetos coloreados representan la estructura de

malla, también el color negro corresponde al dorsal y a la palma de la mano, siendo estas modeladas como solidos[40].

Comparar los resultados obtenidos de los distintos estudios para fundamentar mejoras en los diseños de prótesis mioeléctricas.

Para determinar información para poder armar el nuevo diseño se tiene que extraer datos de la situación actual nacional de pacientes que presenten una amputación, a su vez determinar información tecnológica comercial que sean destinadas para poder cubrir esta necesidad.

Se debe tener en cuenta que la data estadística detallada es escasa con respecto a los peruanos amputados, determinando características demográficas y clínicas de los pacientes amputados y donde se obtuvieron los siguientes datos.

Tabla 2. Características demográficas y clínicas de pacientes con una amputación.

ITEM	Cantidad	Porcentaje
Sexo		
Masculino	422	74 %
Femenino	148	26%
Condición económica		
Clase A y B	58	17.5%
Pobre	189	57.1%
Pobreza extrema	84	25.4%
Lugar de nacimiento		
Lima – Callao	267	46.8%
Costa	176	30.9%
Sierra	96	16.8%
Selva	31	5.4%
Extremidad faltante		
Pierna	445	78.1%
Brazo	125	21.9%
Motivo de amputación		
No traumático		
Angiopatia diabética	312	54.7%
Neoplasia	132	42.3%
Vascular	61	19.6%
Infecciones	51	16.4%
Infecciones	36	11.5%
Congénita	32	10.2%
Traumática		
	258	45.3%

Fuente: [5]

Después de tener los datos de las personas con alguna amputación y también las diferentes compañías que a nivel internacional han desarrollado dispositivos los cuales permiten recobrar funcionalidad de manera parcial de la extremidad amputada. Para lograr obtener esta solución los costos de las prótesis mecánicas son elevadas, siendo inaccesibles para las personas de bajos recursos y es por ello que se presentan el siguiente cuadro con las empresas, las prótesis precio y la disponibilidad existente.

Tabla 3. Costos de prótesis.

Prótesis	Precio (\$)	Disponibilidad
Ability Hand	20,000.00 a 30,000.00	USA
Adam´s Hand	30,000.00 a 40,000.00	Italia, USA, Alemania, Francia y España
Atom Touch	Más de 50,000.00	USA (2024)
Bebionic Hand	20,000.00 a 30,000.00	Mundial
Hero Am	10,000.00 a 20,000.00	USA, UK, Europa, Australia y NZ
i-Limb Access	40,000.00 a 50,000.00	Mundial
i-Limb ultra & quantum	Más de 50,000.00	Mundial
KalArm	10,000.00 a 20,000.00	India
LUKE Arm	Más de 50,000.00	USA
Manifesto Hand	10,000.00 a 20,000.00	India, Francia, EAU, Malasia y Sudáfrica
MeHandA	30,000.00 a 40,000.00	Rusia, Alemania, CEI
MehandB	20,000.00 a 30,000.00	Rusia, Alemania, CEI
Michelangelo Hand	Más de 50,000.00	Mundial
Nexus Hand	20,000.00 a 30,000.00	Mundial (24 países)
O Hand 2 – Channel	10,000.00 a 20,000.00	China
TASKA Hand	Más de 50,000.00	USA, UK, Europa, Canadá, Escandinavia, Australia, NZ.
True Limb	Menos de 10,000.00	USA, Canadá
Vincent Evolution	30,000.00 a 40,000.00	USA, Europa, Rusia
Zeus Hand	20,000.00 a 30,000.00	USA, Europa, Rusia, India

Fuente: [5]

Se aplica el cuestionario desarrollado para obtener información importante que permitan tener datos importantes para el diseño.

Tabla 4. Cuestionario para evaluación de función y satisfacción en personas con una amputación.

Pregunta	Respuesta.	Descripción
¿Has tenido acceso para optar la compra de una prótesis?	Sí/No	Se busca saber si la persona ha tenido la oportunidad de adquirir una prótesis.
¿Actualmente tienes funcionalidad de una prótesis?	Sí/No	Evaluar si la prótesis es funcional y si cumple su propósito.
¿Cuál prótesis utilizas actualmente?	Tipo de prótesis	Identificar el tipo de prótesis que está usando la persona.
¿Cuánto tiempo al día usas la prótesis?	Horas	Determinar la cantidad de tiempo diario que se emplea usando la prótesis.
¿Se te capacito para realizar el uso correcto de tu prótesis?	Sí/No	Saber si hubo una capacitación adecuada para el uso correcto de la prótesis.
¿Presentas molestias durante el uso de la prótesis?	Sí/No	Evaluar si el uso prolongado de la prótesis causa incomodidad o dolor.
¿En qué mejorarías tu prótesis?	Descripción	Recoger sugerencias de mejora por parte del usuario, tanto en diseño como en funcionalidad.
¿Cuánto te costó tu prótesis?	Monto	Determinar el costo económico de la prótesis, lo que puede ser un factor limitante.
¿Qué tan satisfactorio es el uso de tu prótesis?	Escala (1-5)	Medir el nivel de satisfacción general con la prótesis en una escala de 1 a 5.
¿Qué actividades realizas durante el día con tus prótesis?	Descripción	Identificar las actividades diarias que la persona puede realizar con la prótesis.
¿Qué actividad te genera mayor complejidad?	Descripción	Detectar las actividades que resultan más difíciles o problemáticas al utilizar la prótesis.
¿Qué material usa tu prótesis?	Material (ej. plástico, carbono, etc.)	Conocer los materiales utilizados en la prótesis para evaluar su funcionalidad, resistencia, y comodidad.
¿Qué actividad genera molestias su ejecución?	Descripción	Identificar las actividades que causan molestias o incomodidades al usuario.
La actividad con mayor importancia indicarla.	Descripción	Permite al usuario señalar cuál actividad es la más relevante para su vida diaria y de qué manera la prótesis podría mejorar esa actividad.

Fuente: Elaboración Propia.

Habiendo desarrollado el cuestionario en pacientes se procede a desarrollar una tabla que permitan obtener condiciones que permitan ayudar para el diseño de la prótesis.

Tabla 5. Requerimiento.

Requerimiento	Descripción	Uso
Fuerza	Prótesis capaz de poder levantar un peso mínimo de ½ kg y de un diámetro de 5cm	Si
Energía	Fuente de alimentación tiene que ser externa	Si
Material	Alta resistencia, buen acabado, no alérgica, material en el país	Si
Geometría	Prótesis no superior a 2 kg	Si
Seguridad	Totalmente aislado	Si
Señales	Tiempo de respuesta no mayor a 1 s	Si
Manufactura	Impresión 3D y material comercial	Si
Ergonomía	Adaptable, fácil y comodidad	Si
Mantenimiento	Accesibilidad de los repuestos	Si
Reciclado	Material ecoamigable	Si
Precio	Bajo costo para su accesibilidad	Si

Fuente: Elaboración propia.

Para el desarrollo de la matriz morfológica de Zwicky con el propósito distintos elementos de solución para cada subfunción donde posteriormente podremos interactuar con objetivos de exploración donde se encuentre diferentes posibilidades de alternativas de solución que se ajusten para lograr la estructura de función establecida, en la presente matriz se presentan tres posibles opciones las cuales están representadas por líneas de colores rojo, negro y verde y se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 1. Matriz morfológica.

ITEM	1	2	3
Recepcionar, procesamiento y conversión de la señal	Sensor EMG MyoWare	Diseño propuesto	
Programar pasa apertura o cierre.	Arduino	Python	
Emisión de orden de apertura y/o cierre	Arduino UNO	Arduino NANO	Repberry Pi
Alimentación del sistema	Batería de LiPo	Batería Litio	Batería Alcalina
Torsor	Servomotor	Motor C5	Motor escobillas

Fuente: Elaboración propia

Una vez teniendo la posible alternativa se procede a realizar la evaluación técnico económica con alternativas de solución que permitan una correcta elección y la cual se muestra en la siguiente tabla

Tabla 2. Matriz de evaluación técnico económica.

Criterios de evaluación	1	2	3	4
Tamaño (cm)	3	2	3	3
Peso (kg)	3	2	2	3
Componentes comerciales	3	2	3	3
Ergonomía	3	2	3	2
Fácil mantenimiento	3	2	2	2
Ensamblaje	3	2	2	2
Comodidad	3	2	3	3
Durabilidad	3	2	3	3
Fácil uso	3	2	2	3
Seguridad	3	2	2	3
Total	30	20	25	27
Calificación	0,75	0,50	0,63	0,68
Costos directo	3	1	1	2
Costos indirectos	3	1	2	3
Total	6	2	3	5
Calificación	0,75	0,25	0,38	0,63

La configuración mecánica de la prótesis se hace un bosquejo a mano alzada donde se muestra la estructura donde el pulgar el fijo y 4 dedos para el agarre trípode que se accionaran con servomotor que realizaran movimiento de los dedos en par y se muestra el dibujo;

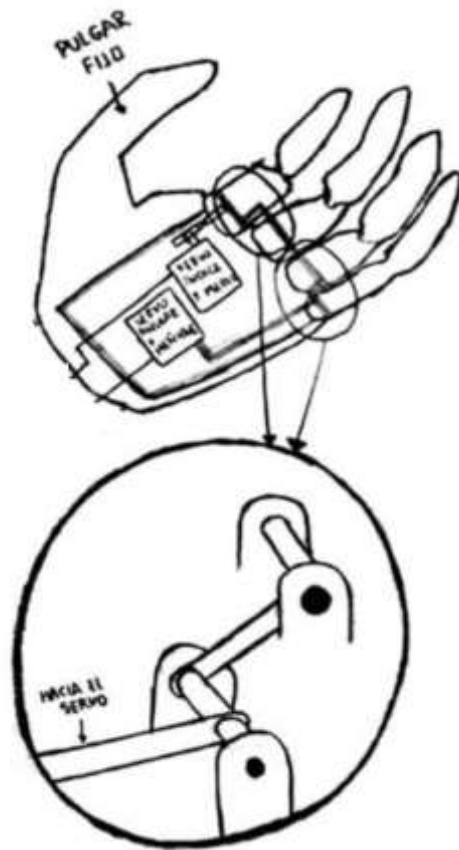


Ilustración 29 Modelo de una mano alzada de la prótesis.

IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Discusión.

Envase a los datos obtenidos en el trabajo de investigación, El desarrollo de prótesis mioeléctricas ha evolucionado significativamente con el uso del modelado 3D, lo que ha permitido optimizar su diseño, mejorar la selección de materiales y aumentar su rendimiento, con el fin de mejorar la adaptación al usuario. Para fundamentar su diseño, es esencial revisar estudios previos en biomecánica y señales mioeléctricas, sensores EMG y algoritmos de control, así como materiales avanzados y análisis de grados de libertad, lo cual los modelos 3D de prótesis mioeléctricas varían desde dispositivos comerciales de alta gama como bebionic e i-Limb, que ofrecen múltiples motores y mayor precisión en el movimiento, hasta diseños de código abierto como Open Bionics, que priorizan accesibilidad y bajo costo.

En cuanto a materiales, los polímeros avanzados como ABS y PLA han permitido la fabricación de prótesis accesibles mediante impresión 3D, mientras que aleaciones ligeras como el aluminio y el titanio ofrecen mayor durabilidad y funcionalidad por lo tanto resulta crucial seguir investigando en algoritmos de control mioeléctrico más eficientes, el desarrollo de nuevos materiales biocompatibles que reduzcan peso sin comprometer resistencia y la integración de impresión 3D multimaterial para mejorar ergonomía y funcionalidad. El modelado 3D ha revolucionado la fabricación de prótesis mioeléctricas al permitir diseños personalizados y eficientes, aunque aún existen desafíos en términos de accesibilidad, rendimiento y costo que requieren nuevas innovaciones para lograr dispositivos más funcionales.

Conclusiones

- ✓ El estudio que fundamente el principio de poder desarrollar el modelado de la prótesis mioeléctrica el cual estos elementos sirvan como principio base para poder desempeñar estudios de mejoras en diseño es necesario para su desarrollo o avance tecnológico.
- ✓ También se busca a través de investigaciones un rendimiento optimo capas de solventar modelado de prótesis mioeléctrica la cual la investigación de los diferentes estudios pueda desarrollar y ser capaces de poder mejorar diseños a través del reconocimiento de modelado y enfoques de diferentes diseñadores de modelado 3D.
- ✓ Pero es necesario el tipo de estructura que puede tener esta, ya que debido a su importancia que puede tener y el soporte que pueda dar llegue a la etapa de ser ligera y duradera, ya que es lo que se quiere lograr con este modelado de diseño, el cual dificulten la interacción y movilidad de la prótesis mioeléctrica.
- ✓ Recientemente se han logrado avances significativos desarrollar prótesis y promover la investigación multifuncional compromiso con nuevos cambios e innovaciones para generar beneficios, el objetivo es promover el desarrollo de prótesis mioeléctricas calidad de vida de las personas que nacen con o padecen malformaciones congénitas y amputación transradial de miembros superiores.
- ✓ Es por ello que este estudio busca identificar que el modelado de la prótesis sea, duradero, seguro y ligero, el cual puedan solventar a un diseño propuesto, donde estos diseños de la prótesis puedan cumplir con tareas y actividades cotidianas el cual demuestran la capacidad de la persona al emplearla.

V. REFERENCIAS

- [1] W. Albarracin, F. Jurado, and D. Gordón, "Desarrollo de un sistema de monitoreo de parámetros básicos para la adaptac...: EBSCOhost," 2023, Accessed: Apr. 29, 2024. [Online]. Available: <https://web.p.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=0&sid=b93c8e6e-82ec-4464-9a59-dcd342dcd2c2%40redis&bdata=Jmxhbm9ZXMmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl#db=iih&AN=174511799>
- [2] S. Vergara, G. Mosquera, V. Bonilla, M. Sánchez, and C. Rueda, "Diseño de un sistema de control de prótesis transfemoral basado en redes neuronales," *Revista Mutis*, vol. 13, no. 2, pp. 1–12, Jul. 2023, doi: 10.21789/22561498.2053.
- [3] A. F. Hernandez Marulanda, H. V. Robles Vega, R. M. Areiza Salazar, M. I. Almanza Romero, K. E. Gaviria Bustamante, and N. J. Escobar Mora, "Modelo de Prótesis Transtibial Funcional: Aquiles.," *INGENIERÍA Y COMPETITIVIDAD*, vol. 25, no. 2, May 2023, doi: 10.25100/IYC.V25I2.12705.
- [4] F. E. Cifuentes Cifuentes and B. T. Amador Cáceres, "Diseño de prótesis para amputación transmetatarsal y de Chopart: EBSCOhost," *INGENIARE - Revista Chilena de Ingeniería.*, Mar. 2022, Accessed: Apr. 29, 2024. [Online]. Available: <https://web.p.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=0&sid=653604d1-4da6-47e3-9263-f2fb64e02d4b%40redis&bdata=Jmxhbm9ZXMmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl#AN=157172750&db=a9h>
- [5] H. Wu, M. Dyson, and K. Nazarpour, "Arduino-based myoelectric control: Towards longitudinal study of prosthesis use," *Sensors (Switzerland)*, vol. 21, no. 3, pp. 1–13, Feb. 2021, doi: 10.3390/S21030763.
- [6] D. Johansen, D. B. Popovic, S. Dosen, and L. N. S. A. Struijk, "Hybrid Tongue - Myoelectric Control Improves Functional Use of a Robotic Hand Prosthesis," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 68, no. 6, pp. 2011–2020, Jun. 2021, doi: 10.1109/TBME.2021.3052065.
- [7] H. Williams, A. W. Shehata, M. Dawson, E. Scheme, J. Hebert, and P. Pilarski, "Recurrent Convolutional Neural Networks as an Approach to Position-Aware Myoelectric Prosthesis Control," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 69, no. 7, pp. 2243–2255, Jul. 2022, doi: 10.1109/TBME.2022.3140269.
- [8] C. Maiara de Paulo, L. D. Moreira da Costa, F. Luz Oliveira, V. H. Pancera Tedeschi, and V. Gonçalves Cremonez, "BIOMECHANICS IN THE FOURTH INDUSTRIAL REVOLUTION: developing a special mechanized prosthesis.," *Revista Gestão & Tecnologia.*, Jun. 2021, Accessed: Apr. 29, 2024. [Online]. Available:

<https://web.p.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=0&sid=36475df2-7252-42da-9713-1782ba362cda%40redis&bdata=Jmxhbm9ZXMmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl#db=bth&AN=151828770>

- [9] G. Pomares, H. Coudane, F. Dap, and G. Dautel, "Epidemiology of traumatic upper limb amputations," *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 104, no. 2, pp. 273–276, Apr. 2018, doi: 10.1016/J.OTSR.2017.12.014.
- [10] D. Yadav and K. Veer, "Recent trends and challenges of surface electromyography in prosthetic applications," *Biomedical Engineering Letters 2023 13:3*, vol. 13, no. 3, pp. 353–373, Apr. 2023, doi: 10.1007/S13534-023-00281-Z.
- [11] B. A. Polo, M. Yhamir, M. V. Garnique, and J. Carlos, "Diseño y simulación de un mecanismo exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior para personas adultas de hasta 100 kg," Universidad Señor de Sipán, Chiclayo, 2022. Accessed: Jun. 13, 2024. [Online]. Available: <http://repositorio.uss.edu.pe//handle/20.500.12802/9584>
- [12] H. E. Williams, C. S. Chapman, P. M. Pilarski, A. H. Vette, and J. S. Hebert, "Myoelectric prosthesis users and non-disabled individuals wearing a simulated prosthesis exhibit similar compensatory movement strategies," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 18, no. 1, p. 72, Dec. 2021, doi: 10.1186/s12984-021-00855-x.
- [13] A. Prakash and S. Sharma, "Single-channel surface electromyography (sEMG) based control of a multi-functional prosthetic hand," *Volume 49, Issue 4, Pages 428 - 444*, vol. 49, no. 4, pp. 428–444, 2021, doi: 10.1080/10739149.2021.1880933.
- [14] N. Thomas, G. Ung, H. Ayaz, and J. D. Brown, "Neurophysiological Evaluation of Haptic Feedback for Myoelectric Prostheses," *IEEE Trans Hum Mach Syst*, vol. 51, no. 3, pp. 253–264, Jun. 2021, doi: 10.1109/THMS.2021.3066856.
- [15] N. Gozzi, L. Malandri, F. Mercurio, and A. Pedrocchi, "XAI for myo-controlled prosthesis: Explaining EMG data for hand gesture classification," *Knowl Based Syst*, vol. 240, p. 108053, Mar. 2022, doi: 10.1016/j.knosys.2021.108053.
- [16] Q. Luo *et al.*, "Biorealistic Control of Hand Prosthesis Augments Functional Performance of Individuals With Amputation," *Front Neurosci*, vol. 15, p. 783505, Dec. 2021, doi: 10.3389/fnins.2021.783505.
- [17] F. G. A. Milfont and L. A. Gómez-Malagón, "Design of a lightweight hydraulic myoelectric prosthetic hand," *Research on Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 4, pp. 867–879, Dec. 2021, doi: 10.1007/s42600-021-00185-w.


- [18] L. Vargas, H. H. Huang, Y. Zhu, and X. Hu, "Closed-loop control of a prosthetic finger via evoked proprioceptive information," *J Neural Eng*, vol. 18, no. 6, p. 066029, Dec. 2021, doi: 10.1088/1741-2552/ac3c9e.
- [19] A. Prakash, A. K. Sahi, N. Sharma, and S. Sharma, "Force myography controlled multifunctional hand prosthesis for upper-limb amputees," *Biomed Signal Process Control*, vol. 62, p. 102122, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.bspc.2020.102122.
- [20] A. Fleming, N. Stafford, S. Huang, X. Hu, D. P. Ferris, and H. H. Huang, "Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: a review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions," *J Neural Eng*, vol. 18, no. 4, p. 041004, Jul. 2021, doi: 10.1088/1741-2552/AC1176.
- [21] J. J. Huaroto, E. Suárez, and E. A. Vela, "Wearable mechatronic devices for upper-limb amputees," *Control Theory in Biomedical Engineering: Applications in Physiology and Medical Robotics*, pp. 205–234, Jan. 2020, doi: 10.1016/B978-0-12-821350-6.00008-1.
- [22] G. Chai, H. Wang, G. Li, X. Sheng, and X. Zhu, "Electrotactile Feedback Improves Grip Force Control and Enables Object Stiffness Recognition While Using a Myoelectric Hand," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 30, pp. 1310–1320, Jan. 2022, doi: 10.1109/TNSRE.2022.3173329.
- [23] N. Lan *et al.*, "Biorealistic hand prosthesis with compliance control and noninvasive somatotopic sensory feedback," *Progress in Biomedical Engineering*, vol. 5, no. 2, p. 023001, Apr. 2023, doi: 10.1088/2516-1091/acc625.
- [24] N. Nibe, N. Barpute, Y. Pawar, R. Sutar, and K. N. Wakchaure, "Design and Development of Low-Cost Myoelectric Prosthetic Arm for Upper Limb Amputees," *2023 4th International Conference on Computation, Automation and Knowledge Management, ICCAKM 2023*, p. Dubai, doi: 10.1109/ICCAKM58659.2023.10449544.
- [25] A. Leccia, M. Sallam, S. Grazioso, T. Caporaso, G. Di Gironimo, and F. Ficuciello, "Development and testing of a virtual simulator for a myoelectric prosthesis prototype – the PRISMA Hand II – to improve its usability and acceptability," *Eng Appl Artif Intell*, vol. 121, p. 105853, May 2023, doi: 10.1016/J.ENGAPPAI.2023.105853.
- [26] T. Para, O. El, and T. De, "Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica antropomorfa con agarre de fuerza de bajo costo para mano en niños," 2021. Accessed: May 24, 2024. [Online]. Available: <http://tesis.usat.edu.pe/handle/20.500.12423/4204>
- [27] N. N. Unanyan and A. A. Belov, "Low-Price Prosthetic Hand Controlled by EMG Signals," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 54, no. 13, pp. 299–304, Jan. 2021, doi: 10.1016/J.IFACOL.2021.10.463.

- [28] S. M. Engdahl, C. Lee, and D. H. Gates, "A comparison of compensatory movements between body-powered and myoelectric prosthesis users during activities of daily living," *Clinical Biomechanics*, vol. 97, p. 105713, Jul. 2022, doi: 10.1016/J.CLINBIOMECH.2022.105713.
- [29] N. N. Unanyan and A. A. Belov, "Design of upper limb prosthesis using real-time motion detection method based on EMG signal processing," *Biomed Signal Process Control*, vol. 70, p. 103062, Sep. 2021, doi: 10.1016/J.BSPC.2021.103062.
- [30] Y. Yamanoi, Y. Ogiri, and R. Kato, "EMG-based posture classification using a convolutional neural network for a myoelectric hand," *Biomed Signal Process Control*, vol. 55, p. 101574, Jan. 2020, doi: 10.1016/J.BSPC.2019.101574.
- [31] X. Wang, H. Zhang, L. Teng, and C. Y. Tang, "Task-oriented human-robot interaction control of a robotic glove utilizing forearm electromyography," *J Franklin Inst*, vol. 360, no. 16, pp. 11351–11370, Nov. 2023, doi: 10.1016/J.JFRANKLIN.2023.08.046.
- [32] A. Jesús, L. Sánchez, W. E. Carrera, and S. Lima, "Diseño e implementación del sistema electrónico para una prótesis transradial mioeléctrica," Dec. 2020, Accessed: May 24, 2024. [Online]. Available: <https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio//handle/20.500.12404/17706>
- [33] A. Prakash, A. K. Sahi, N. Sharma, and S. Sharma, "Force myography controlled multifunctional hand prosthesis for upper-limb amputees," *Biomed Signal Process Control*, vol. 62, p. 102122, Sep. 2020, doi: 10.1016/J.BSPC.2020.102122.
- [34] C. Demolder, A. Molina, F. L. Hammond, and W. H. Yeo, "Recent advances in wearable biosensing gloves and sensory feedback biosystems for enhancing rehabilitation, prostheses, healthcare, and virtual reality," *Biosens Bioelectron*, vol. 190, p. 113443, Oct. 2021, doi: 10.1016/J.BIOS.2021.113443.
- [35] G. Smit and D. H. Plettenburg, "Comparison of mechanical properties of silicone and PVC (polyvinylchloride) cosmetic gloves for articulating hand prostheses," *J Rehabil Res Dev*, vol. 50, no. 5, pp. 723–732, 2013, doi: 10.1682/JRRD.2011.12.0238.
- [36] C. A. Quinayás-Burgos and C. A. Gaviria-López, "Sistema de identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica," *Ingeniería y Universidad*, vol. 19, no. 1, pp. 27–50, 2015, doi: 10.11144/JAVERIANA.IYU19-1.SIIM.
- [37] "Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1: EBSCOhost." Accessed: May 30, 2024. [Online]. Available: <https://web.p.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=0&sid=feea5b99-2fc0-4c61-aca6-f655d2199c41%40redis&bdata=Jmxhbm9ZXMmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl#db=a9h&AN=75190977>

- [38] C. Fredy and D. B. Castillo, "Diseño de prótesis de mano controlada mediante algoritmos de clasificación basados en el análisis de señales de electromiografía enfocada en pacientes con amputación transradial," UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA, BOGOTÁ D.C, 2023. Accessed: Dec. 19, 2024. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/10654/45690>
- [39] A. Camila *et al.*, "Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3D para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial," UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO, Chiclayo, 2024. Accessed: Dec. 19, 2024. [Online]. Available: <http://tesis.usat.edu.pe/handle/20.500.12423/7478>
- [40] B. A. Idrovo Cando and M. A. Carreño Taxi, "Desarrollo de una prótesis mioeléctrica móvil para transferencia de calor en pacientes con amputaciones transradial para el grupo de investigación IDIPM-001.," ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO, Riobamba, 2024. Accessed: Dec. 20, 2024. [Online]. Available: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/21973>
- [41] A. Martínez-Pais González, "Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana," Escuela Técnica Superior de Ingeniería Universidad de Sevilla, sevilla, 2020. Accessed: Dec. 22, 2024. [Online]. Available: <https://hdl.handle.net/11441/108878>
- [42] P. A. Hurtado Manzanera, D. Luviano Cruz, L. Vidal Portilla, and L. A. García Villalba, "Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica," *Mundo FESC*, ISSN-e 2216-0388, ISSN 2216-0353, Vol. 8, N°. 15, 2018, págs. 14-25, vol. 8, no. 15, pp. 14–25, 2018, Accessed: Dec. 15, 2024. [Online]. Available: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6638697&info=resumen&idioma=ENG>

jhohan bybl misael y segundo g malca requejo e yd...

ESTUDIO COMPARATIVO DE MODELADO 3D DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS MEDIANTE OPTIMIZACIÓN DE DISEÑO, MA...

 Universidad Señor de Sipan

Detalles del documento

Identificador de la entrega

trn:oid:::26396:429820879

Fecha de entrega

13 feb 2025, 9:55 a.m. GMT-5

Fecha de descarga

13 feb 2025, 9:56 a.m. GMT-5

Nombre de archivo

MALCA REQUEJO_YDROGO ROJAS_TRABAJO INVESTIGACIÓN_TURNITIN.docx

Tamaño de archivo

5.5 MB

52 Páginas

10,704 Palabras

58,593 Caracteres




12% Similitud general

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para ca...

Filtrado desde el informe

- ▶ Bibliografía
- ▶ Texto mencionado
- ▶ Coincidencias menores (menos de 8 palabras)

Fuentes principales

- 12%  Fuentes de Internet
- 1%  Publicaciones
- 5%  Trabajos entregados (trabajos del estudiante)

Marcas de integridad

N.º de alertas de integridad para revisión

No se han detectado manipulaciones de texto sospechosas.

Los algoritmos de nuestro sistema analizan un documento en profundidad para buscar inconsistencias que permitirían distinguirlo de una entrega normal. Si advertimos algo extraño, lo marcamos como una alerta para que pueda revisarlo.

Una marca de alerta no es necesariamente un indicador de problemas. Sin embargo, recomendamos que preste atención y la revise.



**ACTA DE CONTROL DE REVISIÓN DE
SIMILITUD DE LA INVESTIGACIÓN**

Código:	F3.PP2-PR.02
Versión:	02
Fecha:	18/04/2024
Hoja:	1 de 1

Yo, **Silvia Yvone Gastiaború Morales**, Coordinadora de Investigación del Programa de Estudios de Ingeniería Mecánica Eléctrica, he realizado el control de originalidad de la investigación, el mismo que está dentro de los porcentajes establecidos para el nivel de Pregrado, según la Directiva de similitud vigente en USS; además certifico que la versión que hace entrega es la versión final del Trabajo de Investigación titulado: **ESTUDIO COMPARATIVO DE MODELADO 3D DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS MEDIANTE OPTIMIZACIÓN DE DISEÑO, MATERIALES Y RENDIMIENTO, 2024** elaborado por el (lo) egresado(s):

MALCA REQUEJO JHOHAN BYBL MISAEEL
YDROGO ROJAS SEGUNDO GILBERTO TOMAS

Se deja constancia que la investigación antes indicada tiene un índice de similitud del **12%**, verificable en el reporte final del análisis de originalidad mediante el software de similitud TURNITIN.

Por lo que se concluye que cada una de las coincidencias detectadas no constituyen plagio y cumple con lo establecido en la Directiva sobre índice de similitud de los productos académicos y de investigación vigente.

Pimentel, 13 de febrero de 2025

Dra. Gastiaború Morales Silvia Yvone

Coordinador de Investigación

DNI N° 16481433