



# **PROPUESTA PARA LA CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO DE SISTEMA DE MOVILIDAD PASIVA PARA MANO Y DEDOS: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN**

## **PROPOSAL FOR THE CONSTRUCTION OF A PROTOTYPE PASSIVE MOBILITY SYSTEM FOR HAND AND FINGERS: DESIGN AND CONSTRUCTION**

Steven Alejandro Guevara Toro <sup>1</sup>  
Katherine Mishell Jarrin Gordillo <sup>2</sup>  
Lilian Del Pilar Toro Chavez<sup>3</sup>  
Mario Gonzalo Rodríguez Caiza<sup>4</sup>

Recibido: 2024-03-10 / Revisado: 2024-04-16 / Aceptado: 2024-05-15 / Publicado: 2024-09-15

**Forma sugerida de citar:** Guevara-Toro, S. A., Jarrin-Gordillo, K. M., Toro-Chavez, L. P. y Rodríguez-Caiza, M. G. (2024). Propuesta para la construcción de prototipo de sistema de movilidad pasiva para mano y dedos: Diseño y construcción. *Revista Científica Retos de la Ciencia*. 1(4). Ed. Esp. 27-37. <https://doi.org/10.53877/rc.8.19e.202409.3>

### **RESUMEN**

Las lesiones de mano son una de las patologías biomecánicas más frecuentes en pacientes de diversas áreas e índoles. Perder la movilidad en una mano o de ambas, puede representar una disminución importante dentro del desarrollo de las actividades cotidianas y calidad de vida de la persona. En este sentido, la recuperación de estas lesiones son procesos prolongados y de significativo impacto económico. Esto, llevado al contexto ecuatoriano, en donde poblaciones de varias zonas del país tienen baja posibilidad de acceso a implementos médicos y sistemas de recuperación fisioterapéutica para su recuperación, señala la necesidad de implementar sistemas eficaces y eficientes de bajo costo y de alta facilidad de réplica para su uso en poblaciones principalmente rurales. De ahí que, el objetivo de este trabajo fue: crear un sistema de movilidad pasiva para la atención primaria en pacientes con trastornos motores de mano y muñeca. Se aplicó la metodología cuantitativa, basada en la recolección de datos en pacientes con patologías de mano que acuden al Hospital Gustavo Domínguez de Santo Domingo de los Tsáchilas. La edad considerada de los pacientes está entre los 16 y los 65 años para la aplicación y amplio rango de uso entre los pacientes. Posteriormente, se realizó una medida exhaustiva de las manos de las personas y comparación con datos de literatura para el diseño e impresión del prototipo en 3D, a más de agregar elementos motores para ayudar en la movilidad y rangos de la propia mano. Con ello, se aplicó la propuesta en pacientes y se evaluó inicialmente el prototipo para su desarrollo y

<sup>1</sup> Magíster en Sociología Políticas. Instituto Tecnológico Superior Compus Sur. Ecuador [saguevara94@hotmail.com](mailto:saguevara94@hotmail.com) / <https://orcid.org/0009-0003-7600-8527>

<sup>2</sup> Máster en terapia cardiorrespiratoria. Máster en terapia cardiorrespiratoria. Instituto Tecnológico Superior Compus Sur. Ecuador. [kmjarrin@udlanet.ec](mailto:kmjarrin@udlanet.ec) / <https://orcid.org/0009-0000-8869-6118>

<sup>3</sup> Doctora en Investigación y Docencia. Facultad de Ciencias Psicológicas. Universidad Central del Ecuador. Ecuador. [Liliantoro1966@hotmail.com](mailto:Liliantoro1966@hotmail.com) / <https://orcid.org/0009-0006-7913-9241>

<sup>4</sup> Magíster en Gerencia en Salud. Facultad de Ciencias Psicológicas. Universidad Central del Ecuador. Ecuador. [mrodriguez@uce.edu.ec](mailto:mrodriguez@uce.edu.ec) / <https://orcid.org/0000-0002-2339-049X>

modificación. Lo cual mostró una efectividad en pacientes específicos y sus limitantes en pacientes neurológicos.

**Palabras clave:** movilidad pasiva, mano, rehabilitación, prototipo, impresión 3D.

## **ABSTRACT**

Hand injuries are one of the most common biomechanical pathologies in patients of various areas and types. Losing mobility in one hand or both can represent a significant decrease in the development of daily activities and the quality of life in a person. In reference to this, recovery from these injuries is a prolonged process with a significant economic impact. This, brought into the Ecuadorian context, where populations in various areas of the country have low possibility of access to medical implements and physiotherapy recovery systems, points out the need to implement low cost effective and efficient systems and of high ease of replication. This is mainly for use in rural populations. Therefore, the aim of this research was to create a passive mobility system for primary care in patients with hand and wrist motor disorders. The methodology applied was quantitative and was based on data collection in patients with hand pathologies who attend Gustavo Domínguez Hospital in Santo Domingo de los Tsáchilas. The age of the patients was considered between 16 and 65 for the application and wide range of use among patients. Subsequently, an exhaustive measurement of the people's hands and comparison with literature data was carried out for the design and printing of the 3D prototype in addition to adding motor elements to assist in the mobility and ranges of the hand itself. In this way, the proposal was applied in patients and the prototype was initially evaluated for its development and modification. This, hereby, showed effectiveness in specific patients and its limitations in neurological patients.

**Keywords:** passive mobility, hand, rehabilitation, prototype, 3D printing.

## **INTRODUCCIÓN**

La mano es una herramienta esencial para la vida diaria, utilizada en una amplia variedad de actividades que van desde la alimentación y el vestirse hasta el trabajo y el ocio. Por esta razón, es una de las partes del cuerpo más propensas a sufrir lesiones. Estas lesiones pueden afectar a cualquier persona, independientemente de su edad, sexo u ocupación, y sus causas más comunes incluyen accidentes, trabajos manuales y la práctica de deportes. La alta frecuencia de estas lesiones subraya la importancia de desarrollar sistemas terapéuticos que faciliten la recuperación de este instrumento vital para la vida cotidiana (Burstein, 2004).

La recuperación de una lesión en la mano puede ser un proceso prolongado y costoso, que en algunos casos requiere cirugía o fisioterapia intensiva. Sin embargo, estas opciones no siempre están al alcance de todos, especialmente en aquellas personas con ingresos limitados. En respuesta a esta necesidad, hemos desarrollado un prototipo de sistema de movilidad pasiva para la mano, diseñado para ser asequible y fácil de usar, incluso para personas con recursos limitados y sin acceso a la atención médica tradicional.

Latinoamérica es uno de las regiones con mayores desigualdades en el planeta, lo que se refleja en la falta de políticas públicas adecuadas para la salud y en un acceso limitado a servicios esenciales (Maceira, 2020). En Ecuador, muchas zonas carecen de los instrumentos médicos disponibles en las grandes ciudades, es por ello que hemos implementado este proceso en Santo Domingo de los Tsáchilas una zona con condiciones económicas y de salud precaria esto se observa principalmente en datos que señalan el acceso a salud del año 2017:

De las 41 408 personas que trabajaban en el sector de la salud en la provincia, para el 2017 41193 se concentraba en las zonas urbanas, y solamente 215 se ubicaban en las zonas rurales. Igualmente, durante el 2017 en los establecimientos de salud se realizaron 1 277 466 consultas de morbilidad y emergencia, de las cuales 158 814 fueron emergencias (12,43%), el 69% se realizaron en los establecimientos del Ministerio de Salud Pública, el 25% por establecimientos privados con fines de lucro y el 5% en establecimientos privados sin fines de lucro (Ayala Reyes, 2020, p. 66)

Creemos que era necesaria la creación de un instrumento que permitiera realizar intervenciones fisioterapéuticas de calidad, democratizando así el acceso a sistemas de movilidad pasiva para la mano.

El sistema que hemos desarrollado consiste en una estructura de plástico equipada con un motor Arduino Nano. Este motor se puede programar para generar movimientos de flexión y extensión de la mano, lo que ayuda a aumentar el rango de movimiento de la mano y los dedos, acelerando el proceso de recuperación. Este sistema puede ser una propuesta segura y eficaz dado que se ha realizado pruebas en un grupo de pacientes con lesiones en la mano y demostrando mejoras significativas en el rango de movimiento.

Este sistema tiene el potencial de modificar de manera significativa el tratamiento de las lesiones en la mano. Al hacerlo más asequible y accesible, puede ayudar a un mayor número de personas a recuperar la funcionalidad de sus manos y a reincorporarse a sus actividades cotidianas, lo que, en última instancia, contribuiría al mejoramiento de la calidad de vida de los pacientes en lo referente a su movilidad.

### **El proceso biomecánico: una aproximación a la comprensión de los sistemas de movilidad pasiva desde una perspectiva histórica**

Las diversas aportaciones desarrolladas a lo largo de la historia en torno al problema de la movilidad y los miembros amputados reflejan la necesidad de la sociedad de construir apoyos y reemplazos para estos. Los primeros acercamientos datan del año 1564 D.C., cuando Ambroise Paré diseñó una mano mecánica basada en la anatomía de una mano real, sustituyendo los músculos por elementos mecánicos. Utilizó técnicas de metalurgia y diseño de marionetas para construirla. La mano mecánica de Paré fue uno de los grandes aportes al campo de la biomecánica (Chávez Garza et al., 2007).

Otro aporte significativo en esta área es la Mano Utah/MIT, que adoptó un diseño más antropomórfico y realizó importantes modificaciones estructurales en la distribución de las falanges. La configuración de tres dedos permite minimizar la dependencia de la fricción y proporciona un soporte redundante en 18 tareas de manipulación. Cada dedo es independiente y se controla mediante controladores independientes y cables de tensión que funcionan como tendones. Estos cables se distribuyen en 32 cilindros neumáticos de vidrio. Los sensores de rotación, montados en cada articulación de los dedos, utilizan el efecto Hall para transmitir la medida del ángulo de articulación (Cano Sánchez, 2010). Estos desarrollos sistémicos en la construcción de sistemas de movilidad pasiva muestran la evolución y las modificaciones que se han realizado a lo largo de la historia.

En 1981, se desarrolló la mano Stanford/JPL (Salisbury), que utiliza un sistema de conexión con cuatro cables de acero recubiertos de teflón y flexibles, accionados por un servomotor en cada falange de los tres dedos, lo que proporciona cierto grado de libertad (Cano Sánchez, 2010). Sin embargo, esta mano presentaba problemas en el control de los cables, dificultando una ejecución precisa y la libertad de uso para el paciente.

Con la llegada de nuevas tecnologías a principios del siglo XXI, se realizaron avances significativos en el campo de la prótesis. En 1999, en el contexto de la carrera espacial y los conflictos militares entre las dos potencias vencedoras de la Segunda Guerra Mundial y la posterior Guerra Fría, la NASA incursionó en la construcción de partes mecánicas humanoides. Esto dio lugar a importantes proyectos en el ámbito de la biomecánica, como la mano Robonaut. Diseñada para combinar fuerza, cinemática y tamaño para los astronautas, la Robonaut tiene tres dedos con 3 grados de libertad (3-DOF) y un eje flexible de acero inoxidable acoplado a un motor sin escobillas que transmite la potencia a través de los antebrazos hacia los dedos (Abadiano, 2009). La complejidad de estos avances refleja el desarrollo de instrumentos biomecánicos como prótesis y miembros superiores para diversos usos.

En el siglo XXI, se ampliaron las especializaciones y los usos de las prótesis biomecánicas, así como la complejidad de los elementos estructurales. Desde el año 2000, se han desarrollado prototipos de manos robóticas que buscan reemplazar miembros

amputados o servir como proyectos terapéuticos para personas con patologías espásticas. Entre 2007 y 2011, surgieron varias propuestas en este ámbito.

Un ejemplo es la Mano Squsse, que alcanzó una alta precisión con solo tres falanges. Asimismo, la mano del Instituto de Robótica del Centro Aeroespacial Alemán, fabricada en fibras sintéticas, se destaca por su avance, precisión y manejo sensorial en su mecanismo de trabajo (Pérez, 2012). Estos desarrollos representan solo una parte del progreso en la construcción de dispositivos que contribuyen a diversas áreas. La propuesta inicial es plantear desde la fisioterapia una estrategia de movilidad pasiva para su aplicación terapéutica.

### **Propuesta teórica para la construcción del sistema de movilidad pasiva de mano y dedos**

En el siguiente apartado, realizamos un análisis de las fuentes principales de comprensión mecánica del cuerpo para la propuesta de construcción del sistema de movilidad pasiva de mano y dedos. Partiendo de la comprensión de la biomecánica. Esta ha tenido diferentes formas de comprenderla, principalmente, se comprende como "La biomecánica es el estudio de la estructura, función, movimiento y comportamiento mecánico de los sistemas biológicos, utilizando los métodos de la mecánica." (Gray y Skandalakis, 2016, pág. 145). Es decir que, desde las ciencias médicas la biomecánica estudia el movimiento humano, la función de los músculos y sobre todo esto ayuda tanto en el proceso de diagnóstico, función y movimiento, como en la comprensión de las prótesis y de la implementación de nuevas tecnologías, entre medias, se comprende de igual manera a la biomecánica como "La biomecánica es el estudio de la estructura, función y movimiento de los sistemas biológicos, utilizando los principios de la física, la ingeniería y las matemáticas." (Winter, 2009, p.43).

Los aportes de la definición de Winter (2009) nos permiten comprender la importancia de la multidisciplinariedad de los sistemas de pensamiento asociados al concepto de biomecánica, dado que existe diferentes aportes de diferentes ciencias que forman parte de la comprensión estructural de la morfo fisiología. Desde la ingeniería, el deporte y sobre todo la rehabilitación, la comprensión de la biomecánica permite entender los aspectos fundamentales dentro de la construcción de un sistema de movilidad pasiva, dado que en rehabilitación este permite ayudar de manera eficiente a los pacientes que han sufrido daños severos o patologías asociadas al movimiento o discapacidades (McMahon, 2006), lo que nos permite implementar sistemas de salud y bienestar.

En el caso específico de nuestra propuesta investigativa, la biomecánica de la mano nos permite realizar diferentes acercamientos a las patologías asociadas a este miembro. La articulación es uno de los ejes fundamentales en el momento de la realización de la robótica y de la construcción del prototipo, dado que este tiene como eje central a la articulación como punto de acción, es por ello que se desarrollaron elementos como actuadores y una comprensión morfológica de la mano, para la construcción del prototipo. La idea fundamental justamente fue construir una mano que nos permitiera realizar todas las funciones con relación al movimiento y que pueda aperturar y cerrar las falanges para la implementación de tratamientos terapéuticos, principalmente la flexión y la deflexión de las coyunturas del prototipo, con ello, poder realizar una adecuada relación entre la eficiencia de los movimientos y la funcionalidad de una mano sin problemas.

Los arcos de movilidad de las articulaciones nos determinan las pautas para observar los grados en los cuales la articulación puede realizar movimientos, con ello, podemos evitar lesiones en la construcción del sistema de movilidad pasiva, justamente en torno a Rangos de movimientos de flexión y extensión de la muñeca de movimiento esperados para la mano tenemos que "La amplitud media del movimiento es de 70° para la extensión y de 80° para la flexión" (Cailliet, 2005, p. 160). De igual manera, tomamos en cuenta los elementos de los rangos de movimiento de las falanges tanto los rangos de movimientos de flexión y extensión de la articulación metacarpofalángica, es decir que se tomó en cuenta que;

Durante la flexión normal de los dedos, éstos se encuentran juntos en movimiento continuo y tocan la palma aproximadamente al nivel del surco palmar distal. En la

extensión normal los dedos se mueven de forma conjunta y se extienden hasta la posición recta (Velázquez-Sánchez et al., 2007, p. 178).

Dentro del proceso de concreción de la comprensión de las funciones morfológicas de las manos y dedos, se debe también entender los rangos de movimiento de flexión y extensión de las falanges distal y media, estos contemplan “la abducción y la aducción se miden a partir de la línea axial de la mano, todos los dedos se separan en arcos de aproximadamente 20°, mientras que en aducción se juntan y tocan entre sí” (Velázquez-Sánchez et al., 2007, p. 178). Es por ello que se debe tomar en cuenta como parte del trabajo de construcción del arquetipo de movilidad, los rangos, entre los cuales, justamente entran “El pulgar puede abducirse en el plano de la palma (0°) o en ángulo recto en la abducción palmar (AP) hasta los 70°” (Cailliet, 2005, p. 168). En este sentido el pulgar adquiere especial relevancia dentro de la construcción del sistema dadas las características del movimiento y biomecánica que este representa al momento de replicar dicha acción, esta consiste especialmente en;

En los movimientos de alejamiento del lado radial del índice en la palma de la mano. La abducción es el movimiento de alejamiento de la palma en un plano perpendicular al plano de dicha palma. La flexión es el movimiento de alejamiento de la palma hacia el lado cubital. Los dedos 2, 3 y 4 se flexionan hacia adelante. En el quinto dedo la extensión involucra a todas las falanges. La abducción se realiza mediante el alejamiento de la palma a lo largo de su propio plano. La flexión es de 90° en la articulación metacarpofalángica (Cailliet, 2005, p. 166).

Dentro de las implicaciones dentro de la construcción del modelo también una variable relevante que debe ser tomada en cuenta, es los grados de libertad, dado que “Para el análisis estático de los dedos se debe tener en cuenta las longitudes de las falanges, el peso, la gravedad, el punto de inserción del musculo, el centro de articulación y puntos de contacto entre las falanges” (Andrade Zeas y Zúñiga Tenesaca, 2011, p.46). Comprendidos estos componentes cabe también señalar los movimientos básicos dentro de las funciones de la mano y dedos, estos, fueron taxonomizados:

En 1919, Schlesinger desarrolló una clasificación de la taxonomía para el estudio de la destreza de las manos humanas. Este autor agrupó en cinco categorías las estrategias de agarre de la mano: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (Palmar), esférico y de lado (Lateral) (Pizarro de la Hoz y Rincón Sánchez, 2012, p. 29).

Dentro de los elementos trascendentales de la comprensión de los movimientos de la mano entra el llamado alfabeto dactilológico también señalado como lenguaje de señas. La idea de estos es justamente imitar los movimientos, arcos y demás características fundamentales de la mano, por ejemplo, la letra P y W (Andrade Zeas y Zúñiga Tenesaca, 2011). Esto, en principio nos permite observar los complejos entramados al momento de la ejecución del movimiento y sirven además para acoplarlas al sistema de movilidad pasiva que se construyó.

En tanto a la definición de sistemas de movilidad pasiva se desarrolló un prototipo, el cual se comprende como “un modelo (representación, demostración o simulación) fácilmente ampliable y modificable de un sistema planificado, probablemente incluyendo su interfaz y su funcionalidad de entradas y salidas” (Maner, 1997, p.1). Dada la falsación del modelo, la propuesta está destinada justamente a la aplicación a largo plazo para su posterior evaluación complementaria. Continuando con la definición de sistema de movilidad pasiva, este:

Consiste en movilizar las extremidades de la persona a través del movimiento de articulaciones con el objetivo de mejorar y mantener la capacidad de movimiento, evitar rigideces y dolor en las articulaciones y mantener el tono muscular en lo posible. Estas maniobras son una buena herramienta de auxiliares y asistentes personales en su trabajo diario con personas encamadas o en los casos de personas mayores con limitación de movimiento o síndrome de inmovilidad (Loro, 2014, párr. 5).

Dentro de la amplitud del sistema de movilidad pasiva, existen una serie de clasificaciones que determinan su tipo. En el caso de la propuesta hemos optado por un sistema mecánico, el cual, es una serie de “sistemas de movilización automatizada: rodilla. No evidencia diferencias con los sistemas manuales. Precisa largos tiempos de aplicación. Enfermo

colaborador” (Lozano Guadalajara, s.f., p. 13).

Con estas comprensiones planteamos el desarrollo del sistema de movilidad pasiva para el campo de la salud, Ecuador mantiene una cierta limitante en el desarrollo de proyectos de esta índole y sobre todo en el tratamiento de discapacidades y de construcción de industria alrededor del mejoramiento industrial de la salud, por lo que de ahí la importancia de la realización de tal estructura. Se propone crear una prótesis de mano robótica asequible que permita a las personas con discapacidad realizar el movimiento de rotación de la muñeca. Esta prótesis podría ser un modelo para futuras prótesis que mejoren la calidad de vida de las personas con discapacidad (Chamorro Erazo, 2016).

## **PROCESOS METODOLOGICOS**

Para el siguiente estudio se realizó un proceso de corte cuantitativo en el cual se emplearon varias técnicas y estrategias para la obtención de resultados. El proceso de recolección se realizó en varias fases las cuales determinamos a nivel de pasos en los cuales fuimos desarrollando tanto la recolección de datos, diseño y consolidación del prototipo.

Paso I. El objetivo general del estudio fue crear un sistema de movilidad pasiva para la atención primaria en pacientes con trastornos motores de mano y muñeca. Los objetivos específicos incluyeron analizar los elementos estructurales de proyectos mecánicos junto con la biomecánica de las articulaciones, manos y dedos; diseñar el sistema de movilidad pasiva basado en la biomecánica de la mano y muñeca; y probar el prototipo del sistema de movilidad pasiva en diversas patologías.

Paso II. Para la selección de la población, nos concentramos en pacientes del Hospital Gustavo Domínguez, ubicado en la provincia de Santo Domingo de los Tsáchilas, el cual presenta una afluencia de aproximadamente 50 pacientes diarios. Se realizó una muestra no probabilística por criterios, seleccionando pacientes con parálisis de las manos de grado moderado a severo, entre 18 y 65 años, y con uso limitado de las manos. De esta población, seleccionamos 4 pacientes con patologías traumatológicas y neurológicas en las manos. Esto nos permitió observar tanto los rangos de movimiento como las limitaciones de movilidad, facilitando así el diseño del sistema de movilidad pasiva y el tratamiento de las afecciones señaladas.

Paso III. En el proceso de recolección de datos, se llevaron a cabo diversas pruebas de rangos de movilidad para evaluar las patologías y los problemas en los cuales el sistema de movilidad pasiva podía intervenir. Las pruebas realizadas incluyeron pronación y supinación de la muñeca, donde el fisioterapeuta coloca la muñeca del paciente en posición neutra y la gira hacia adelante (pronación) y hacia atrás (supinación); flexión y extensión de la muñeca, llevando la palma hacia arriba (flexión) y hacia abajo (extensión); desviación radial y cubital de la muñeca, moviendo la muñeca hacia el lado del pulgar (desviación radial) y hacia el lado del dedo meñique (desviación cubital); flexión de los dedos, donde se flexionan los dedos uno por uno llevando el pulpejo hacia la palma; extensión de los dedos, extendiendo los dedos uno por uno llevando el pulpejo hacia el aire; y oposición del pulgar, pidiendo al paciente que oponga el pulgar al resto de los dedos.

Asimismo, se realizaron pruebas activas para constatar los límites y alcances de los pacientes y determinar el uso principal del sistema de movilidad pasiva. Entre estas pruebas se incluyeron agarre, donde el paciente debe ser capaz de agarrar y sostener objetos de diferentes tamaños y pesos; presión, en el cual el paciente debe ser capaz de ejercer presión sobre objetos; pinza, en que el paciente debe usar el pulgar y los dedos para coger objetos pequeños; escritura, en donde el paciente debe ser capaz de escribir con una letra legible; y aseo personal, donde el paciente debe ser capaz de realizar tareas básicas de aseo personal como cepillarse los dientes, peinarse y vestirse.

Paso IV. En relación a la construcción del sistema de movilidad pasiva, se realizó una exploración fundamental. Basados en la biomecánica y rangos de movimiento que la literatura nos plantea en relación a la mano humana en términos de movilidad y anatomía, se buscó asemejar el prototipo lo más cercano a una mano humana. Para ello, diseñaron la mano con

una altura de 39 cm y un ancho de 15 cm, adecuada para personas con manos de talla L o M. Las impresiones en 3D se realizaron con material PLA en formato STL, que es el formato de archivo estándar para la creación rápida de prototipos. Una vez establecido el tamaño de la mano en formato STL, se realizaron varias simulaciones de las falanges proximales, medias y distales. El procedimiento de recogida y análisis de datos.

Paso V. El proceso de recolección de datos, buscó constatar las afectaciones principales en la movilidad de manos, para esto, realizamos una encuesta que nos permitió la construcción de variables y de recogida de datos para estimar los rangos de tamaño, movilidad y flexibilidad, además de constatar las patologías que los pacientes presentan al nivel de manos además de falanges.

Paso VI. Se realizó una valoración inicial que permita observar los alcances y limitantes del prototipo, con lo cual podemos sacar conclusiones preliminares para un posterior estudio que recoja las mejoras necesarias y el enfoque en patologías específicas que nos permitan acotar el sistema para su correcto funcionamiento y aplicación.

## RESULTADOS

El modelo de creación de las prótesis se realiza de acuerdo con las necesidades de la población es por ello que se plantea la elaboración desde medidas estándar de M y L, esto permite que sea una prótesis con especificaciones generales y el costo baje de manera significativa en relación a una prótesis personalizada en la cual se incluyan medidas específicas a cada necesidad y adaptada al tipo de amputación lo cual llevaría estudios más avanzados. La elaboración del prototipo inicia desde el diseño de falanges proximales, medias, distales, se determina que cada diseño en 3d cumpla con medidas específicas en un tamaño de M y L.

Se realizó un diseño en 3d con los sistemas que conforman el modelo pasivo esto se observa en la tabla 1 en el cual se señalan las medidas de la estructura de la mano.

**Tabla 1**  
*Rangos de Movimiento de manos*

<b>Piezas</b>	<b>Medidas</b>
Mano	39 cm largo 15 cm ancho
Falanges proximales	1 de 2.9 cm 4 de 3.6 cm
Falanges medias	Dedos anulares medianos e índice: 3cm Media: 1.8 cm
Falanges distales	Índice 3cm Meñique 2.7 cm
Palmas	16.8 cm de largo 11 cm de ancho

*Nota.* La tabla sirve como diseño para el prototipo de manos con las medidas de media designadas por el muestreo

El diseño en impresión 3d se han complementado con diversas piezas que sirven de manera directa en la movilidad del sistema de la mano, es así que se constituye por un engranaje que sirve para los movimientos de rotación, base del motor, sistema de poleas, barras cilíndricas, Así también se realizó un diseño eléctrico interno con el fin de que los cables que van a colocarse en la mano generen los movimientos de manera adecuada, es así como el sistema cuenta con los siguientes elementos: protoboard, tarjeta, regulador de voltaje, servomotor y convertidor ac/dc.

El proceso de implementación del sistema de movilidad pasiva, se aplicó en pacientes post quirúrgicos de la 4ta y 5ta falange proximal, post quirúrgicos Fractura del 4to y 5to metacarpiano. Al momento de la colocación del sistema en la mano derecha el paciente informa que la adaptación al mismo es buena. Además, señala que existen cambios sustanciales en los rangos de movimiento, lo que, en correlación muestra que la sintomatología inicial fue modificada.

Para el segundo caso, aplicamos el sistema a un paciente que presentaba afecciones directamente en post quirúrgico de fractura del 4to y 5to metacarpiano. Una de las limitantes que encontramos es que justamente el diseño fue limitado para la ejecución del proceso, dado que este, se diseñó directamente para la mano derecha, mientras que la patología del paciente se presentaba en el lado izquierdo, lo que obligó a que procediéramos a la adaptación del prototipo de sistema de movilidad pasiva, salvo estas complicaciones el sistema no pudo ser probado en su totalidad sin embargo si se manifestó cambios en el rango de los movimientos y una leve mejoría en los rangos además de modificaciones en la lesión.

El sistema de movilidad pasiva tuvo resultados relativamente mixtos, parte sustancial de la construcción fue la incorporación de tecnología que permita la ampliación de rangos y sirva como un sistema terapéutico, sin embargo, los límites de la construcción del sistema se presentaron tanto en prototipo dado que este no se puede ajustar en tamaño, lo que limita el uso de las personas. El estudio evaluó un prototipo de guante para rehabilitación de la mano en un grupo de pacientes con patología de la mano. Los resultados del estudio mostraron que el prototipo tiene potencial, pero presenta las siguientes limitaciones técnicas:

1. Especificidad: El prototipo está diseñado solo para la mano derecha. Esto significa que los pacientes con patología de la mano izquierda no pueden utilizarlo, ya que no se adapta correctamente.
2. Flexibilidad: El prototipo no es lo suficientemente flexible para adaptarse a pacientes con enfermedades neurológicas espásticas. La rigidez del guante dificulta su colocación y uso en estos pacientes.
3. Tamaño: El prototipo solo está disponible en tallas M y L. Los pacientes con manos de tallas más pequeñas o más grandes no pueden utilizarlo.
4. Movimiento: Las piezas del prototipo son demasiado anchas, lo que impide el movimiento completo de los dedos.

## **DISCUSIÓN**

A lo largo de la historia de la humanidad, la necesidad de construir sistemas que apoyen a la rehabilitación de miembros ha sido uno de los ejes transversales dentro del proceso de creación de prótesis y sistemas de movilidad pasiva, lo que ha llevado a un profundo desarrollo de diferentes sistemas que operan a diversos niveles, entre ellos justamente la medicina, esta última tiene uno de los factores trascendentales dentro del proceso de construcción dadas las características terapéuticas que permiten el correcto desarrollo de tratamientos para problemas de diversa índole. Uno de los temas de mayor recurrencia es justamente la necesidad de implementar los procesos por medio de sistemas de movilidad pasiva que ayuden a completar procesos de tratamiento para pacientes que han sufrido algún tipo de daño en miembros como las manos. En procesos similares de desarrollo de prototipos para manos se han empleado varias técnicas que pueden ser tomadas a consideración para futuros trabajos, entre ellas justamente el uso de mediciones a través de la “tomografía de la mano derecha (dominante) de un varón de 25 años de edad, 1.73 m de altura y 81 kg de peso, estudio realizado en un tomógrafo con 16 detectores que entregó como resultado 295 cortes de 1 mm de espesor” (Pérez Romero et al., 2012, p.50) además de agregar rangos máximos y mínimos de las manos en todos los movimientos que estas pueden realizar. Sin embargo, el sistema de movilidad pasiva que propusimos, se planteó desde el aspecto de los

rangos generales de una población diversa, dado que la intencionalidad es la utilización del prototipo para diversas personas de diferentes tamaños y géneros. Pero a su vez el trabajo de Pérez Romero et al (2012) presenta una sistematización general de los dedos y manos, lo cual puede ser una base importante para el mejoramiento del prototipo propuesto y la mejora general del prototipo desarrollado.

Otro factor importante a tomarse en cuenta es la integración de la crioterapia dentro del sistema, lo cual, proporciona calor dentro del proceso terapéutico. Esto permite generar mayor flexibilidad en el paciente en este sentido "(Aplicar) calor al paciente mientras se ejecutan las secuencias de movimiento programadas para las patologías específicas, para ello se seleccionan bolsas de calor instantáneo que funcionan mediante una reacción química con acetato de sodio" (Benavides-Bastidas et al., 2021, p.21). La instalación de frío y calor dentro del proceso ayuda de manera considerable al manejo de la patología específica, lo cual implicaría un mejoramiento más acelerado. Este elemento es importante a considerar, sin embargo, implica aumentar los costos en el proceso de producción y es necesario realizar pruebas específicas para determinar el costo beneficio de su implementación

En este sentido, las manos son uno de los miembros del cuerpo que mayor daño reciben dadas las funciones que realizan y la fragilidad de su composición biomecánica, por lo que de ahí la necesidad de desarrollar elementos que nos permitan genera sistemas terapéuticos más eficientes para este segmento de la población en específico (Arroyo-Berezowsky & Quinzaños-Fresnedo, 2022). De ahí que, proponemos la construcción del sistema de movilidad pasivo que permita el acceso para diferentes personas de escasos recursos a un prototipo que permita aplicar terapia y que sea de relativamente bajo costo para facilitar el uso en diversos lugares.

En torno a la construcción, el prototipo de un dispositivo de rehabilitación de la mano fue diseñado con impresión 3D en material PLA, un servomotor y una placa arduino. Los movimientos del dispositivo se basan en la biomecánica de los dedos y consta de 3 movimientos de flexión y 1 de extensión.

El prototipo se probó en pacientes con afecciones motoras de dedos y mano, principalmente traumatológicas. Los mayores beneficiarios fueron los pacientes con fracturas de metacarpianos y falanges, así como los pacientes con neuropatías periféricas. Los pacientes con afectación centrada en la extensión de dedos fueron los que más se beneficiaron del dispositivo, aunque dado que es un prototipo se pueden realizar modificaciones sustanciales al sistema, pero este mostró ser relativamente efectivo en el proceso de aplicación. A diferencia de estudios previos realizados en desarrollar este tipo de prototipos, la ventaja sustancial que presenta la propuesta es la aplicación general en participantes con patologías reales, si bien el prototipo presentado presenta varias limitantes en su aplicación y diseño, este resultó relativamente efectivo por lo que es un elemento a tomar en cuenta, la adaptación de los prototipos a patologías específicas y no solo a la comprensión biomecánica.

## RESULTADOS

Una vez que se han definido los instrumentos que se utilizarán en la investigación, se llevará a cabo una serie de pruebas. Los resultados obtenidos permitirán llegar a una conclusión y, al mismo tiempo, determinarán si el proyecto es viable en el entorno en el que se busca implementar. Las patologías observadas en los pacientes incluyen: postoperatorio de la

cuarta y quinta falange proximal, y postoperatorio de fractura del cuarto y quinto metacarpiano.

En el Caso 1, diagnóstico referente al postoperatorio de la cuarta y quinta falange proximal. Se utilizó el sistema de movilidad pasiva en la mano afectada, que en este caso era la mano derecha. Al colocarlo, el paciente nos informó que el prototipo se ajusta bien al tamaño de su mano y también mencionó que los rangos de movimiento generan un cambio en su sintomatología. En torno al Caso 2 en relación al postoperatorio de fractura del cuarto y quinto metacarpiano. Se utilizó el prototipo del sistema de movilidad pasiva, el cual fue diseñado para la mano derecha, pero se colocó en la mano afectada, que era la mano izquierda. Al momento de usarlo, se observó que no encajaba correctamente, por lo que tuvo que ser ajustado para adaptarse a la mano afectada. Después de usar el prototipo, el paciente nos informó que no se ajusta adecuadamente al tamaño de su mano, aunque también mencionó que los rangos de movimiento generan un cambio en su lesión.

Una de las principales limitaciones de este estudio fue que el prototipo se diseñó únicamente para la mano derecha, lo que provocó un mal ajuste en los pacientes con patologías en la mano izquierda, haciendo que el sistema no fuera óptimo para ellos. Además, se observó que, en pacientes con enfermedades neurológicas espásticas, el guante no se puede colocar adecuadamente debido a que no es lo suficientemente flexible para adaptarse a sus necesidades. Otra limitación fue el tamaño del guante, que al ser de tallas M y L, muchos pacientes mencionaron que el prototipo no se ajustaba bien a sus manos y los movimientos no fueron óptimos. Adicionalmente, debido a que el prototipo tiene piezas muy anchas, estas chocan entre sí y no permiten una movilidad completa de los dedos, a pesar de que la programación del motor se ajustó a los rangos óptimos según la literatura.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Arroyo-Berezowsky, C., & Quinzaños-Fresnedo, J. (2022). Epidemiología de las lesiones de mano y muñeca tratadas en un centro especializado de referencia durante un año. *Acta Ortopédica Mexicana*, 35(5), 429–435.
- Pérez Romero, M. A., Velázquez Sánchez, A. T., Torres San Miguel, C. R., Martínez Sáez, L., Huerta González, P. F., & Urriolagoitia Calderón, G. M. (2012). Prototipo de mano robótica antropométrica sub-actuada. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, 65, 46–59.
- Benavides-Bastidas, O. M., Pérez-Velásquez, J. A., Gómez-Olaya, J. D., Rodríguez-Lozano, E. P., & Sánchez-Monroy, O. A. (2021). Prototipo rehabilitador para pacientes con lesiones en las manos. *I3+*, 4(1), Article 1. <https://doi.org/10.24267/23462329.790>
- Abadiano, D. I. P. (2009). Diseño y Construcción de una Mano Robótica Controlada Mediante un Guante Sensorizado [Pregrado]. Escuela Politécnica Nacional.
- Andrade Zeas, D. M., y Zúñiga Tenesaca, D. A. (2011). Diseño y construcción. Cuenca, Ecuador. Obtenido de <https://acortar.link/1QVQm8>
- Bravo Zhingre, J. M., y Fuerte Solórzano, E. S. (2023). Prototipo de sistema de movilidad pasiva en manos y dedos [Tecnológica]. Instituto Compus Sur.
- Burstein A, Z. (2004). Cromomicosis: Clínica y tratamiento; situación epidemiológica en Latinoamérica. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Publica*, 21(3), 167–175.
- Cailliet, R. I. (2005). *Manipulation: Orthopaedic techniques of manual therapy* (4th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams y Wilkins.
- Cano Sánchez, A. (2010). Estudio e implementación de actuadores basados en aleaciones SMA. Madrid. Obtenido de <https://acortar.link/mLtd8n>

- Chamorro Erazo, K. A. (2016). Construcción de una mano robótica, enfocado al control del movimiento de la muñeca. Ibarra. Obtenido de <https://acortar.link/7GMS87>
- Gray, H., y Skandalakis, J. E. (2016). Gray's anatomy: The anatomical basis of clinical practice. Elsevier Health Sciences.
- Loro, R. V. (31 de enero de 2014). Movilizaciones pasivas: miembros superiores. Obtenido de Innova asistencia: <https://acortar.link/AlrCkV>
- McMahon, J. A. (2006). The mechanics of human movement (3rd ed.). New York, NY: Springer.
- Pérez, M. (2012). Prototipo de mano robótica antropométrica sub-actuada. Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia, 65(65), 46-59.
- Tondu, B. (2009). Kinematic modelling of anthropomorphic robot upper limb with human-like hands. En International conference on advanced robotics (icar 2009) (p. 1-9).
- Pizarro de la Hoz, V., y Rincón Sánchez, G. A. (2012). Diseño e implementación de mecanismo de prensión para mano robot antropomórfica. Bogotá. Obtenido de <https://core.ac.uk/download/pdf/143450269.pdf>
- Velázquez-Sánchez et al., A. (2007). Rango de movilidad y función descriptiva. Científica, XI, 177-188. Obtenido de <https://acortar.link/dV65AP>
- Winter, D. A. (2009). Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley y Sons.
- Ayala Reyes, C. A. (2020). Segregación social de la tuberculosis multidrogorresistente en la ciudad de Santo Domingo de los Tsáchilas en el período 2013-2016 [masterThesis, Quito, EC: Universidad Andina Simón Bolívar, Sede Ecuador]. <https://acortar.link/B8AORL>
- Maceira, D. (2020). Caracterización del Sistema de Salud Argentino. Debate en el contexto Latinoamericano. Rev Estado Pol Públ. 2020;14:155-179. <https://acortar.link/dV65AP>