



UNIVERSIDAD DEL AZUAY
FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**“Desarrollo de un Prototipo de Exoesqueleto para Imitación
del Movimiento de la Mano Basado en una Interfaz Leap
Motion”**

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:
INGENIERA ELECTRÓNICA**

Autora:

DANIELA PATRICIA MENDOZA NOVILLO

Director:

ING. ESTEBAN JAVIER MORA TOLA

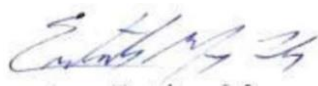
CUENCA-ECUADOR

2023

DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA IMITACIÓN DEL MOVIMIENTO DE LA MANO BASADO EN UNA INTERFAZ LEAP MOTION

La movilidad de la mano es esencial para llevar a cabo tareas de la vida cotidiana, quienes experimentan pérdida o disminución de esta facultad requieren fisioterapia para recuperar su calidad de vida. En este trabajo se presenta el diseño y construcción de un exoesqueleto para mano impreso en 3D que permite imitar el movimiento de flexión y extensión de cada dedo independientemente, el tamaño de la ortesis es regulable para poder adaptarse a manos adultas de distintas dimensiones. El sistema se controla con los datos obtenidos del sensor Leap Motion que detecta el movimiento de una mano y permite imitarlo en el exoesqueleto, siendo un dispositivo que se espera pueda ser utilizado en rehabilitación bilateral. La arquitectura de software fue desarrollada en ROS, utilizando el microcontrolador Arduino Mega y cinco servomotores que tensionan hilos para producir el movimiento. Se realizaron varias pruebas que permitieron comprobar la facilidad de control y efectividad del sistema.

Palabras clave - exoesqueleto para mano, ortesis para mano, rehabilitación bilateral, ROS, Leap Motion, flexión de los dedos, extensión de los dedos.



Ing. Esteban Mora

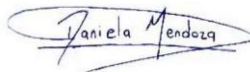
Director del trabajo de titulación



Firmado electrónicamente por
DANIEL ESTEBAN
ITURRALDE PIEDRA

Ing. Daniel Iturralde

**Coordinador de la Escuela de
Ingeniería Electrónica**



Daniela Patricia Mendoza Novillo

Autora

DEVELOPMENT OF AN EXOSKELETON PROTOTYPE FOR HAND MOVEMENT IMITATION BASED ON A LEAP MOTION INTERFACE

Hand mobility is essential to carry out daily life tasks, people who experience loss or decrease of this faculty, require physiotherapy to recover their quality of life. This project presents the design and construction of a 3D-printed hand exoskeleton that allows the imitation of flexion and extension movements of each finger independently, the size of the orthosis is adjustable, therefore it can be adapted to adult hands of different dimensions. The system is controlled by the data obtained from the Leap Motion sensor, which detects the hand movement and allows the imitation of that motion in the exoskeleton, being a device that is expected to be used in bilateral rehabilitation. The software architecture was developed in ROS, using the microcontroller Arduino Mega and five servomotors that tension the strings to produce the movement. Several tests were executed, allowing to verify the ease of control and effectiveness of the system.

Keywords hand exoskeleton, hand orthosis, bilateral rehabilitation, ROS, Leap Motion, finger flexion, finger extension.



Ing. Esteban Mora

Thesis director



Ing. Daniel Iturralde

School director



Daniela Patricia Mendoza Novillo

Author

Translated by



Daniela Patricia Mendoza Novillo



Desarrollo de un Prototipo de Exoesqueleto para Imitación del Movimiento de la Mano Basado en una Interfaz Leap Motion

Daniela Patricia Mendoza Novillo
Universidad del Azuay
Cuenca, Ecuador
dmendoza@es.uazuay.edu.ec

Resumen – La movilidad de la mano es esencial para llevar a cabo tareas de la vida cotidiana, quienes experimentan pérdida o disminución de esta facultad requieren fisioterapia para recuperar su calidad de vida. En este trabajo se presenta el diseño y construcción de un exoesqueleto para mano impreso en 3D que permite imitar el movimiento de flexión y extensión de cada dedo independientemente, el tamaño de la ortesis es regulable para poder adaptarse a manos adultas de distintas dimensiones. El sistema se controla con los datos obtenidos del sensor Leap Motion que detecta el movimiento de una mano y permite imitarlo en el exoesqueleto, siendo un dispositivo que se espera pueda ser utilizado en rehabilitación bilateral. La arquitectura de software fue desarrollada en ROS, utilizando el microcontrolador Arduino Mega y cinco servomotores que tensionan hilos para producir el movimiento. Se realizaron varias pruebas que permitieron comprobar la facilidad de control y efectividad del sistema.

Palabras clave - exoesqueleto para mano, ortesis para mano, rehabilitación bilateral, ROS, Leap Motion, flexión de los dedos, extensión de los dedos.

I. INTRODUCCIÓN

La implementación de nuevas tecnologías como el uso de dispositivos robóticos y entornos virtuales en la terapia física, pueden favorecer a la recuperación de las personas que han experimentado pérdida o disminución de las de las funciones motrices [1] [2].

Accidentes, enfermedades, fracturas, traumatismos o un accidente cerebrovascular (ACV) pueden ocasionar la disminución o pérdida de la capacidad motriz en la mano, afectando la calidad de vida y dificultando la realización de actividades de manera autónoma [2] [3].

Un ACV es un trastorno que afecta un área del cerebro de manera transitoria o permanente, tiene un alto porcentaje de mortalidad y provoca discapacidad. Una de sus consecuencias asociada a un mayor grado de discapacidad es la hemiplejía, algunos de los trastornos relacionados con esta patología incluyen: desconocimiento de la persona de su propio cuerpo en el lado contrario al que sufrió la lesión cerebral, parálisis, pérdida de movimiento o posturas anormales [4] [5].

Cada año 15 millones de personas alrededor del mundo sufren un ACV, de las cuales 5 millones sufren de discapacidad permanentemente, en 2019 de las 55.4 millones

de muertes el 11% fueron causadas por un ACV, siendo así la segunda causa de mortalidad a nivel mundial [5] [6].

Según la Organización Mundial de la Salud, más de mil millones de personas, lo que representa el 15% de la población mundial, sufren algún tipo de discapacidad [7]. En Ecuador, de acuerdo al Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, actualmente se han registrado 471.205 personas con algún tipo de discapacidad, de las cuales el 45.66% padecen una discapacidad física [8]. La información presentada evidencia que existen muchas personas que experimenta algún tipo de discapacidad y cuyas capacidades físicas se ven limitadas y requieren tratamiento o fisioterapia para mejorar su condición.

La discapacidad en las extremidades superiores dificulta llevar a cabo distintas tareas debido a la función insuficiente de la mano, entre 50-60 millones de personas viven con discapacidad neuromotora en la mano mundialmente [3]. El movimiento independiente de los dedos, velocidad de reacción, fuerza y coordinación de la mano, son destrezas que se requieren para recuperar la independencia y calidad de vida [9].

Una de las técnicas de rehabilitación para las extremidades es la terapia espejo, la cual se lleva a cabo utilizando un espejo frente al paciente para que vea el reflejo del movimiento del miembro sano. Esta terapia ha demostrado ser útil para la recuperación motora, mejorando el rango de movimiento, velocidad y destreza del brazo paralizado en pacientes que han sufrido un ACV gracias a la retroalimentación visual que brinda el espejo [4].

La rehabilitación bilateral puede incluir distintas técnicas de terapia en las que se utilizan ambas extremidades para completar una tarea. Se utiliza la extremidad sana para lograr una mayor recuperación funcional de la extremidad afectada al realizar movimientos simétricos con las dos extremidades [10].

En varios estudios se ha visto la efectividad de la rehabilitación bilateral respecto a terapias convencionales para mejorar los rangos de movimiento de las articulaciones especialmente en los miembros superiores en personas que han sufrido un ACV [10] [11].

Diversos proyectos presentan el desarrollo de exoesqueletos para rehabilitación y asistencia de pacientes cuyas funciones de la mano se han visto afectadas. En [12] se desarrolló un dispositivo de asistencia en el agarre que se basa en los datos

obtenidos por el sensor Leap Motion, este sistema utiliza en un mecanismo controlador-periférico que emplea la mano sana para controlar la mano debilitada, con el objetivo de apoyar al fisioterapeuta en la rehabilitación. Este sistema usa un exoesqueleto con un giroscopio que indica la posición de los dedos.

En el trabajo realizado en [13], presentaron un sistema de rehabilitación bilateral para la mano basado en un exoesqueleto que permite la apertura y el cierre de la mano, este dispositivo es capaz de adaptarse a manos de distintos tamaños. El control de este sistema se basa en la medición de la fuerza realizada con la mano sana y se utiliza esta información para asistir a la mano afectada mediante el exoesqueleto replicando la fuerza de agarre.

En [14] implementaron un exoesqueleto equipado con articulaciones flexibles basado en señales electromiográficas (EMG) y en predicción de movimiento mediante redes neuronales, este dispositivo de rehabilitación no solamente permite realizar los movimientos de flexión y extensión sino también permite al paciente desarrollar seis diferentes ejercicios de rehabilitación con alta exactitud. El dispositivo puede realizar movimientos de un solo dedo o de los cinco dedos al mismo tiempo para ayudar al paciente a fortalecerse o volver a tener conciencia del movimiento

En el estudio presentado en [15] desarrollaron un exoesqueleto de mano y brazo semiautomático para realizar actividades cotidianas con las dos manos, para personas con enfermedades crónicas como la hemiplejía en las extremidades superiores. El dispositivo aumenta la fuerza de agarre y la capacidad de extender la mano afectada para poder realizar tareas con las dos manos, ofreciendo estabilidad a la muñeca y al codo. Se realizó una evaluación preliminar con sujetos que tenían discapacidad en el miembro superior derecho como resultado de un ACV y el dispositivo presentado ayudó a mejorar la fuerza de agarre y la capacidad de llevar a cabo tareas que requerían las dos manos.

En [16] se presenta un dispositivo para rehabilitación y asistencia, en el que se identifican las necesidades del usuario como base para el desarrollo del exoesqueleto. En este trabajo se logra alcanzar una mayor fuerza de cierre y mayor rango de movimiento comparado con otros exoesqueletos.

RELab es un dispositivo portable para asistencia en actividades diarias que es capaz de reproducir los cuatro tipos de agarre más utilizados (pinza palmar, pinza por oposición subterminolateral, pellizco plano, presión palmar) el sistema es controlado por accionamiento remoto para reducir el peso en la mano. El dispositivo es modular y se puede adaptar según las necesidades del usuario. RELab alcanza el rango de movimiento y la fuerza en la punta del dedo requerida para ayudar a los usuarios en la mayoría de actividades diarias [3]. En [17] se propone un exoesqueleto flexible para rehabilitación accionado por cables, los actuadores se encuentran de manera remota y la fuerza es transmitida a través de hilos para lograr el accionamiento de los dedos; también cuenta con un mecanismo que mantiene los hilos tensados durante la transmisión de movimiento. Las pruebas

demonstraron que el dispositivo cumple con los requisitos para permitir al paciente recuperar la función motriz de los dedos. HandMATE es un dispositivo portable que se puede utilizar en el hogar para asistencia en terapia post ACV, cuenta con sensores para medir la fuerza de agarre y extensión. También se desarrolló una aplicación que se comunica de manera inalámbrica y que permite seguir una rutina de ejercicios guiados, juegos terapéuticos y brinda retroalimentación al paciente [18].

En el trabajo desarrollado en [11], se propuso un dispositivo para rehabilitación bilateral basado en las señales EMG, para detectar los gestos de la mano sana e imitarlos con el exoesqueleto en la mano afectada. Se evaluó con diez sujetos sanos, valorando el rendimiento del sistema y el tiempo de respuesta, se obtuvo una exactitud del 97%.

En el estudio presentado en [19] se propone un exoesqueleto para mano, liviano y portable que puede ser activado utilizando electrooculograma. Tiene partes impresas en 3D colocadas en un guante, el control se da con el parpadeo de los ojos para flexionar y extender los dedos. Se hizo pruebas sujetando objetos de distintas medidas y formas, proponiendo una forma novedosa de rehabilitación para lograr la realización de actividades cotidianas.

En este trabajo se presenta el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto robótico para mano impreso en 3D que imita el movimiento de flexión y extensión de los dedos, este dispositivo permite realizar los movimientos mediante el uso de hilos y servomotores, los datos de la mano cuyo movimiento se quiere imitar se obtienen utilizando el sensor Leap Motion y la arquitectura de software está basada en ROS (Robot Operating System).

II. METODOLOGÍA

A. Diseño 3D del prototipo

Para el diseño del prototipo se utilizó el software Fusion 360. Se consideraron varios factores, entre ellos que el dispositivo pueda ser utilizado por cualquier adulto, por lo que el tamaño del mismo es regulable. Igualmente, la seguridad del prototipo es de suma importancia, por lo que se limitó mecánicamente el rango de movimiento para evitar que alguno de los dedos se mueva más allá de los rangos normales, también se consideró la comodidad de los usuarios por lo que se utilizaron materiales que puedan brindar confort y no causen incomodidad.

El diseño del exoesqueleto consiste en una caja para los componentes electrónicos y los servomotores, esta a su vez, sirve como soporte para el antebrazo; la base, en la que se asientan la mano y la muñeca y une la caja con los módulos de los dedos, 4 módulos para los dedos índice, medio, anular y meñique que se mueven independientemente con dos articulaciones que permiten la flexión y extensión de cada dedo y un módulo con una sola articulación para la flexión y extensión del pulgar.

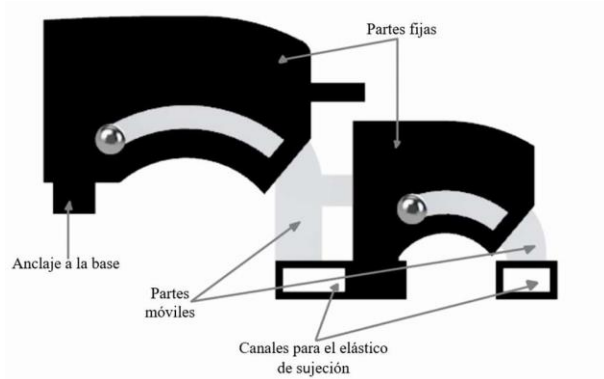


Fig. 1: Módulo de los dedos índice, medio, anular y meñique.

Cada uno de estos módulos cuentan con dos secciones fijas y dos móviles como se puede ver en la Fig. 1, en la parte inferior de las secciones móviles se encuentran los canales por los que pasa el elástico regulable, con el que se sujeta cada módulo a las falanges proximal y media de cada dedo. La parte fija de mayor tamaño, es la que se coloca en la base del dispositivo y cuya posición se puede modificar para así regular el largo del dispositivo, en el anclaje que se une a la base está un orificio para el tornillo que ayuda a fijar la pieza en la posición que se coloque para impedir su movimiento al realizar la flexión y extensión de los dedos.

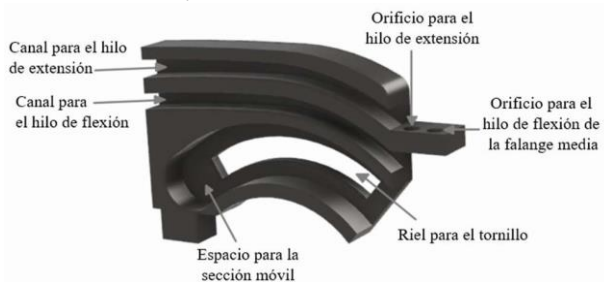


Fig. 2: Sección fija de la falange proximal.

La sección fija de la falange proximal (Fig. 2) cuenta con el espacio en el que se desliza la sección móvil, un riel por el que pasa el tornillo que une la parte fija y la parte móvil y ayuda a guiar el movimiento, dos canales para los hilos de flexión y extensión, también cuenta con dos orificios en la parte lateral uno para guiar el hilo que genera la extensión de las dos falanges y otro para sujetar el hilo que genera la flexión de la falange media.

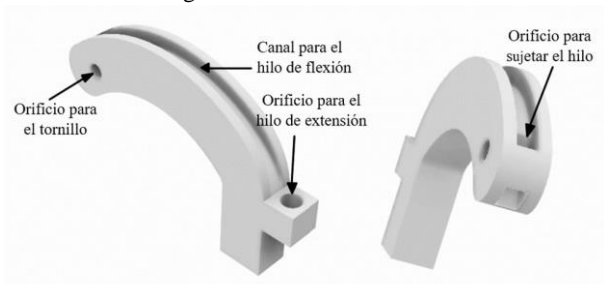


Fig. 3: Sección móvil de la falange proximal.

La sección móvil de esta misma falange está compuesta por un orificio por el que pasa el tornillo que une las dos

secciones, un segundo orificio que sirve para sujetar el hilo, éste se conecta con el canal que guía el hilo que realiza la flexión de esta falange y en la parte lateral un tercer orificio que guía el hilo que genera la extensión de las dos falanges.

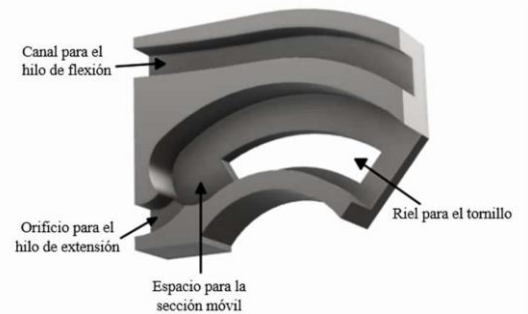


Fig. 4: Sección fija de la falange media.

En la falange media, la sección fija está compuesta por el espacio en el que se coloca la sección móvil, el canal para el tornillo que une las dos partes, un canal por el que pasa el hilo que genera la flexión de esta falange y un orificio por el que se atraviesa el hilo que genera la extensión de las dos falanges.

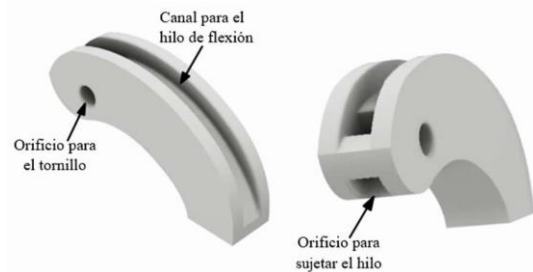


Fig. 5: Sección móvil de la falange media.

La parte móvil cuenta con un agujero por el que pasa el hilo que genera la flexión y la extensión, un canal que guía el hilo que produce la flexión y el agujero para el tornillo que une las dos partes.

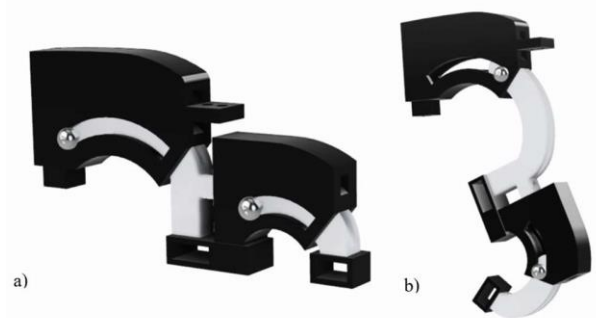


Fig. 6: a) Módulo de la falange proximal en extensión b) Módulo de la falange proximal en flexión.

En estudios realizados se ha establecido que mientras el rango de movimiento de la articulación metacarpofalángica (MCF) y la interfalángica proximal (IFP) estén alrededor de los 65°, un exoesqueleto podrá llevar a cabo varios ejercicios de rehabilitación [20]. Utilizando este valor como referencia se diseñó el dispositivo.

En la Fig. 6 se puede ver la posición de máxima flexión y extensión del prototipo para los 4 módulos de los dedos, considerándose la posición de extensión en 0°, los ángulos máximos de flexión para cada articulación son:

Tabla 1: Ángulo de flexión de los módulos de los dedos.

	MCF	IFP
Índice	75°	65°
Medio	80°	65°
Anular	75°	65°
Meñique	70°	65°

Se consideró que como mínimo cada sección móvil tenga la capacidad de flexionar 65° y que no sobrepasen los rangos normales de movimiento de cada dedo para así evitar lastimar o incomodar a los usuarios, la mayor flexión se logra en el dedo medio con 80° en la MCF, en los dedos índice y anular se logra una flexión de 75° y en el meñique se logra una flexión de 70°, mientras que en la IFP de todos los dedos se flexiona hasta los 65°. Como se puede ver en la Fig. 6 el diseño de las partes fijas se hizo de tal manera que el riel por el que se desliza el tornillo limite el movimiento máximo que cada sección móvil puede realizar, para así brindar seguridad al usuario.

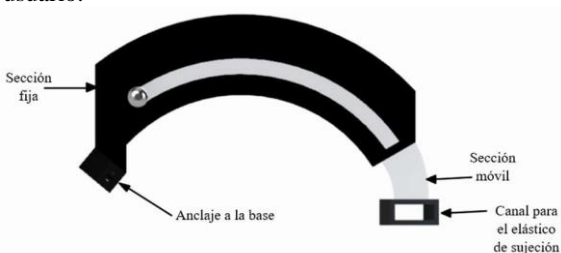


Fig. 7: Partes del módulo del pulgar.

El módulo del pulgar es similar a los módulos de los otros dedos, pero este cuenta solamente con una sección fija y una móvil, en la parte fija se encuentra el anclaje a la base que permite regular la posición del módulo y unido a la sección móvil está el canal para el elástico de sujeción que se coloca en la falange proximal del pulgar.

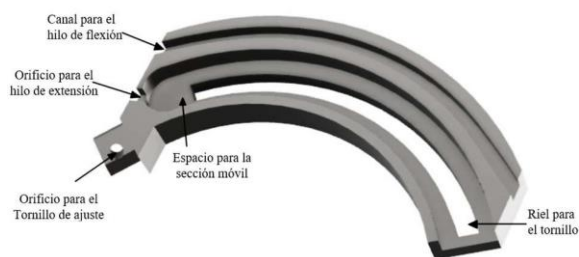


Fig. 8: Sección fija del módulo del pulgar.

La sección fija del módulo del pulgar está compuesta por el segmento en el que se coloca la sección móvil, un riel para el tornillo que conduce el movimiento de la parte deslizante y une las dos partes, un orificio por el que sale el hilo que provoca la extensión del pulgar, un canal por el que se atraviesa el hilo que genera la flexión del módulo y en el

anclaje a la base un orificio para el tornillo que asegura al módulo en la posición que se coloque.

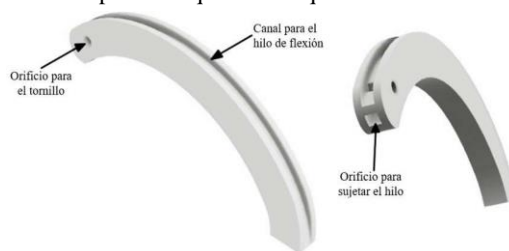


Fig. 9: Sección móvil del módulo del pulgar.

La sección móvil se compone por el orificio por el que pasa y se sujeta el hilo, el extremo de hilo que queda hacia abajo genera la extensión y el que queda hacia arriba la flexión, de este lado se encuentra un canal que guía el hilo hasta la parte fija y el finalmente en la parte lateral está el orificio para el tornillo que une las dos secciones.

Considerando el rango de movimiento de los dedos que ya se mencionó anteriormente, se diseñó el módulo del pulgar, el mismo que tiene un ángulo máximo de flexión de 80° en la MCF.



Fig. 10: a) Módulo del pulgar en extensión b) Módulo del pulgar en flexión.

Los cinco módulos de los dedos se encuentran sujetos al soporte de la palma por medio de tornillos que permiten asegurar cada módulo en la posición deseada, teniendo tres posibles posiciones que permiten la regulación del tamaño del dispositivo para acoplarse a manos adultas de diferentes dimensiones. La base del exoesqueleto se encuentra sujeta a la caja, tanto los módulos de los dedos como la posición de la caja son ajustables para así asegurar que la distancia entre los módulos y los servomotores sea siempre la misma, pues el sistema funciona gracias a la tensión que se genera en los hilos, razón por la cual esta distancia debe mantenerse constante para el correcto funcionamiento del dispositivo.

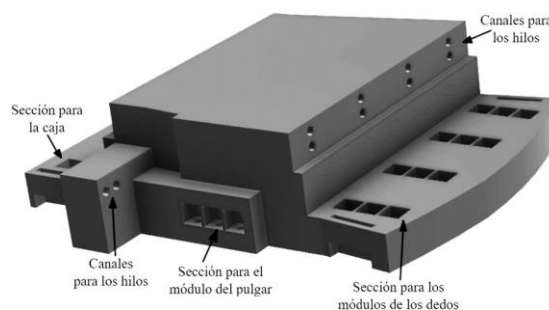


Fig. 11: Partes de la base del exoesqueleto.

La base del exoesqueleto tiene varias secciones, en la parte frontal se colocan los módulos de los dedos índice, medio, anular y meñique, como se indica en la Fig. 12. En esta sección se regula su posición por lo que, para cada módulo, hay tres espacios posibles en los que se pueden ubicar. En la parte superior de esta sección, alineado con la posición de cada módulo, se encuentran los canales para guiar los hilos que mueven cada uno de los dedos, hay un canal para el hilo de extensión y uno para el hilo de flexión para evitar que estos se enreden. En la parte lateral está la sección para el pulgar que igualmente cuenta con tres posibles posiciones y detrás de ésta están los canales para los hilos de este módulo. Finalmente, en la parte posterior se encuentra la sección en la que se coloca la caja cuya posición es igualmente regulable.

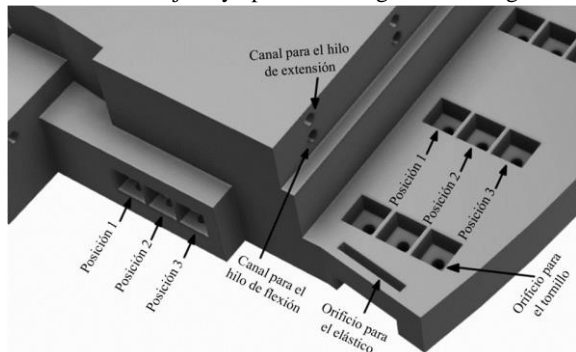


Fig. 12: Partes de las secciones de los dedos.

La Fig. 12 también especifica las tres posibles posiciones para los módulos de los dedos, siendo la posición uno para las manos más pequeñas y la posición tres para las manos más grandes. Adicionalmente se puede observar que a los dos lados de la sección de los dedos se encuentran dos orificios por los que pasa el elástico que permite sujetar la base del exoesqueleto a la palma de la mano.

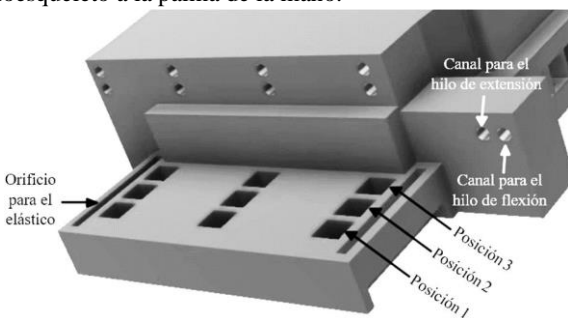


Fig. 13: Partes de la sección posterior de la base.

En la parte posterior de la base está la sección que se une a la caja, aquí hay tres espacios para cada posición, esto con el objetivo de que la caja quede segura y no se mueva. La posición uno es igualmente en la que se coloca la caja cuando se utiliza el prototipo para las manos más pequeñas y la posición tres para las manos más grandes.

B. Ensamblaje del exoesqueleto

Para el ensamblaje del exoesqueleto se sujetan hilos en las secciones móviles de cada módulo, los que al tensionarse provocan el movimiento de flexión y extensión de los dedos.

Para unir las secciones fijas y móviles, se utilizan tornillos y tuercas.

En los módulos de los dedos índice, medio, anular y meñique, se utilizan dos hilos, el primero se sujeta solamente en la sección móvil de la falange proximal y atraviesa el canal inferior de la sección fija, este hilo genera la flexión. En el canal inferior se coloca el elástico de sujeción y se añade gel sobre la superficie que va en contacto con la piel para mayor comodidad del usuario.



Fig. 14: Hilo de flexión de los módulos de los dedos.

El hilo que se sujeta a la parte móvil de la falange media, pasa desde el canal superior de la parte fija de la falange proximal, luego atraviesa el orificio lateral en la parte móvil de esta misma falange. Posteriormente ingresa por el canal inferior de la parte fija de la falange media, hasta sujetarse en la parte móvil. El extremo de este hilo que queda libre, pasa ahora por el canal superior de la parte fija de la falange media y se sujeta en el agujero que se encuentra en la sección fija de la falange proximal.

Al tensionarse este hilo desde el extremo que sale por el canal superior de la sección fija de la falange proximal, se produce la extensión del dedo, pues este hilo provoca que se recorran las dos partes móviles, hacia las partes fijas. Mientras que, al tensionar el hilo de flexión, que queda en el canal inferior, esto provoca que la sección móvil de la falange proximal se dirija hacia el extremo exterior de la sección fija. La parte móvil de la falange media se empieza a mover para generar espacio suficiente para que la otra sección móvil pueda llegar hasta el final del recorrido, pues al estar el hilo sujetado a la sección fija de la falange proximal, el aumento de la distancia entre las dos partes fijas genera la tensión en este extremo del hilo y, por ende, el movimiento de esta sección móvil.



Fig. 15: Hilo de flexión y extensión de los módulos de los dedos.

El módulo del pulgar está compuesto solamente por un hilo que se sujeta en la parte móvil, el extremo que se encuentra hacia abajo permite realizar la extensión pues desliza la sección móvil hacia la fija y el otro extremo del hilo realiza

la flexión, jalando la parte móvil hacia el extremo exterior de la parte fija, por medio del canal que se encuentra en esta sección, en las Fig. 16-17 se puede ver los hilos y cómo se colocan en cada canal.

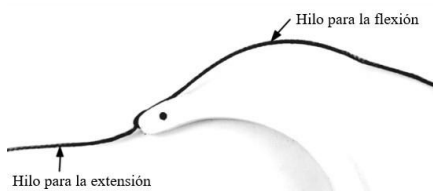


Fig. 16: Hilo del módulo del pulgar sujetado a la sección móvil.

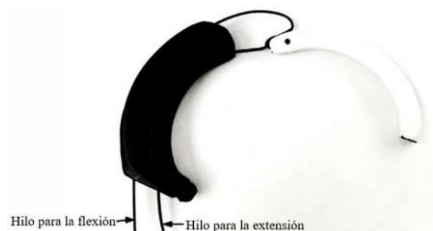


Fig. 17: Extremos del hilo del módulo del pulgar atravesando los canales de la sección fija.

La parte móvil se inserta en la parte fija y se coloca un tornillo y una tuerca de ajuste, el hilo que sale por el canal inferior provoca la extensión y el hilo que pasa por el canal superior genera la flexión.



Fig. 18: Módulo del pulgar ensamblado.

Una vez ensamblados, los cuatro módulos de los dedos, se colocan en la parte frontal de la base en una de las tres posiciones posibles (todos los módulos de los dedos deben colocarse en la misma posición).

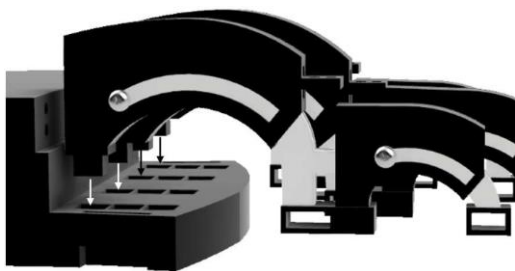


Fig. 19: Anclaje de los módulos de los dedos a la base.

El módulo del pulgar se coloca en una de las tres posiciones posibles de la sección lateral.

Una vez colocados los módulos de los dedos, se sujetan con tornillos para asegurarlos en su lugar. Los hilos de cada módulo pasan por los canales que se encuentran detrás.

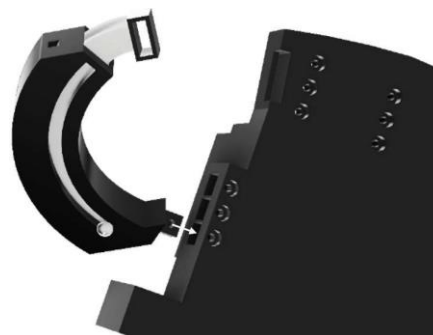


Fig. 20: Anclaje del módulo del pulgar a la base.

En las Fig. 21-22 se puede ver el exoesqueleto ensamblado con todos los módulos de los dedos, en posición extendida y flexionada respectivamente.

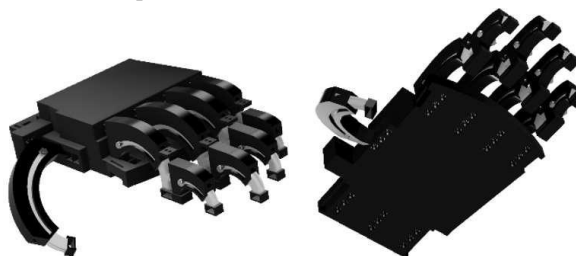


Fig. 21: Exoesqueleto extendido.

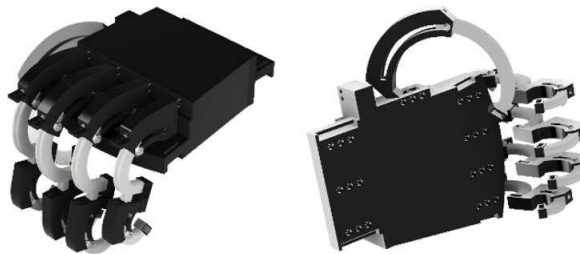


Fig. 22: Exoesqueleto flexionado.

La base se coloca en la caja, donde se encuentra el soporte con los cinco servomotores, cada uno está alineado con los canales de los hilos para facilitar el movimiento. Los servomotores están colocados en dos niveles, los que están en la parte de atrás están ligeramente más levantados para que los hilos puedan pasar fácilmente.



Fig. 23: Polea de los servomotores.

Lo que provoca la tensión en los hilos, son las poleas que se colocan en cada motor, para los dedos meñique, anular e índice se utiliza una rueda de 35mm de diámetro y para los dedos medio y pulgar una de 40mm de diámetro. Las poleas son de distintos tamaños debido a que algunos módulos son más largos, por lo que para tensionar completamente el hilo se requiere un mayor recorrido.

Cuando los servomotores están en 0° la rueda recorre en sentido horario produciendo la extensión total de los dedos y en 180° la rueda gira en sentido antihorario y se produce la máxima flexión.

Los hilos se deben sujetar tensionados en cada polea para que el movimiento se produzca correctamente.

En la caja también se encuentran el driver, para los servomotores, el Arduino y el regulador de voltaje. En la parte frontal, se coloca una caja más pequeña, con la batería y el interruptor.

C. Obtención de datos de Leap Motion y comunicación con Arduino

El control se realiza en base a los datos obtenidos del sensor de movimiento 3D, Leap Motion, estos se procesan utilizando ROS y se comunica con Arduino para controlar el dispositivo robótico. El sistema consta de un driver para controlar los cinco servomotores, un regulador de voltaje y una batería para alimentar los actuadores.

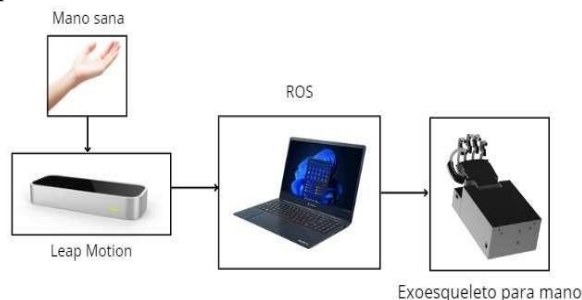


Fig. 24: Diagrama de bloques del sistema.

En la Fig. 24 se observa el diagrama de bloques del sistema, la orientación de la mano sana se lee mediante el sensor Leap Motion, estos datos son filtrados y procesados en ROS y publicados para ser utilizados por Arduino para controlar el exoesqueleto.

El sensor Leap Motion proporciona una gran cantidad de datos incluyendo posiciones, orientaciones y dimensiones de las falanges de los dedos, de la palma de la mano, de la muñeca, entre otros; por lo que se debe identificar y filtrar solamente los que son necesarios para este proyecto. Como se tiene solamente un actuador por cada dedo se requiere únicamente los datos de la orientación de una articulación, en este caso se utiliza la orientación de la MCF.

Se utiliza el driver de ROS para interactuar con la API del sensor Leap Motion, al lanzar este paquete se publican varios tópicos, leap_device es el tópico que contiene toda la información de Leap Motion, por lo que éste es el que se utiliza.

El programa que corre en la computadora a la que está conectada el Leap Motion consiste en un subscriber y publisher desarrollado en c# que se suscribe a leap_device y publica el tópico leap_motion_to_exoskeleton con los datos que se requieren para esta aplicación.

Lo primero que se identifica, luego de suscribirse a leap_device, es la cantidad de manos que se visualizan, para esta aplicación es importante que el sensor lea solamente los datos de una mano, que es la mano sana que controlaría todo el sistema, así, se condiciona a que el sistema funcione si hay únicamente una mano en el sensor, si hay más manos o no se identifica ninguna, no se realiza ninguna acción.

Una vez identificado esto, se extraen los datos tanto de la mano izquierda en caso de que ésta sea la que se detecte o de la mano derecha si ésta es la que se encuentra sobre el sensor, pues, en este caso se utilizó solamente la mano derecha para controlar el sistema, pero en caso de que se use un exoesqueleto para la mano derecha el programa debe ser capaz de ser dirigido por la mano izquierda.

Posteriormente, se obtiene la orientación de la MCF de cada dedo. El paquete proporciona estos datos en cuaterniones, los cuales se transforman en roll, pitch y yaw y para poder ser utilizados, se transforman de radianes a grados, se añaden todos estos datos a una matriz y se publican en el tópico leap_motion_to_exoskeleton, que contiene la orientación de la MCF de cada dedo. En la Fig. 25 se muestra el diagrama de flujo del publisher-subscriber, que corre en la computadora.

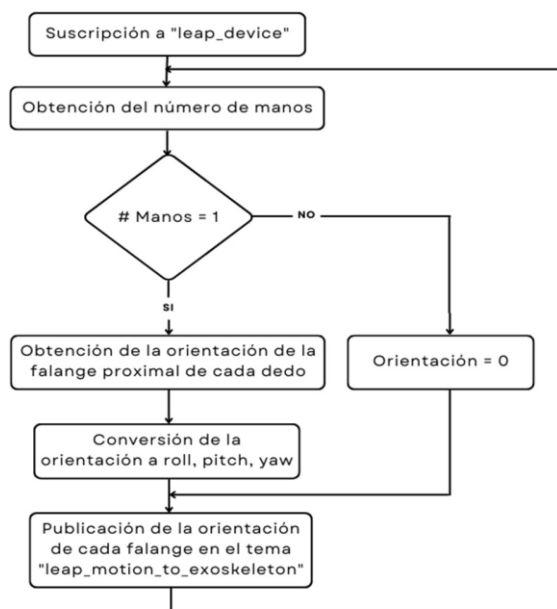


Fig. 25: Diagrama de flujo del Publisher de los datos.

Una vez que se tienen filtrados los datos necesarios, se realiza la comunicación con Arduino (Fig. 27). El código en Arduino es un subscriber que se suscribe al tópico publicado leap_motion_to_exoskeleton, este tópico envía todas las orientaciones en "0" si es que se detecta más de una mano o no se detectan manos, por lo que al recibir este valor se

mantiene la mano extendida que es la posición inicial en la que se debe poner o quitar el dispositivo. Cuando se detecta solamente una mano, entonces sí se reciben los datos de la orientación.

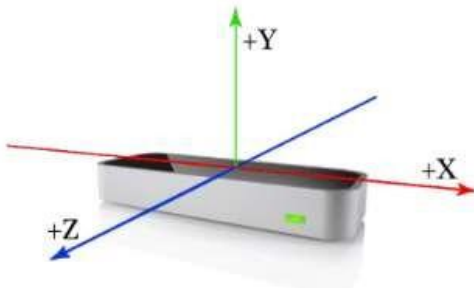


Fig. 26: Sistema de coordenadas de Leap Motion [21].

Leap Motion proporciona las coordenadas en unidades del mundo real en milímetros dentro de su propio marco de referencia. El dispositivo es el centro de este marco de referencia, y el punto central de este sistema está localizado en el centro de la parte superior del dispositivo [21]. En este marco de referencia pitch es el ángulo alrededor del eje "x", yaw el ángulo alrededor del eje "y" y roll el ángulo alrededor del eje "z" [22].

Se utiliza pitch que es el ángulo de giro con respecto al eje x que representa el movimiento de flexión y extensión de la MCF de los dedos índice, medio, anular y menique y se utiliza roll que es el ángulo alrededor del eje z para identificar la flexión y extensión de la MCF del pulgar.

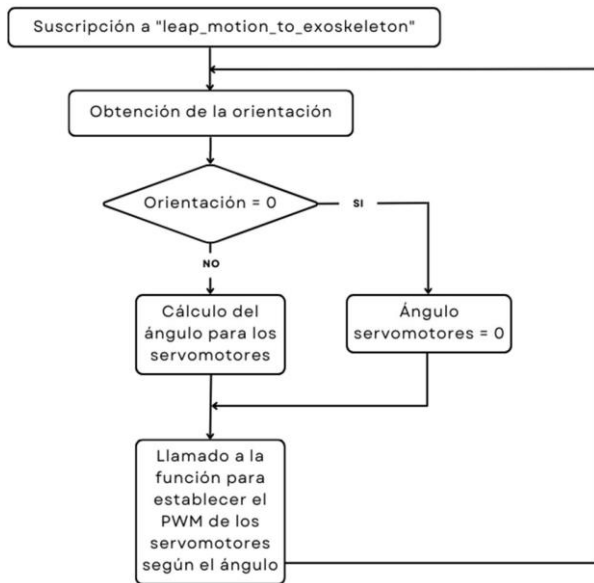


Fig. 27: Diagrama de flujo del Subscriber en Arduino.

A continuación, se detallan los componentes que se utilizaron en este proyecto. Para comandar los actuadores se usó el driver de servomotores PCA9685, que cuenta con canales para hasta 16 actuadores, en este caso se utilizaron únicamente cinco, uno para cada dedo. Para alimentar todos los motores se utilizó una batería lipo de 11.1V 2200mAh y para regular este voltaje se empleó el regulador LM2596,

configurado en 6V. Los servomotores que se utilizaron fueron los MG996R, los cuales se eligieron para este proyecto por su alto torque, lo cual es necesario para poder realizar la flexión y extensión de los dedos. En la Fig. 28 se puede ver el diagrama de conexión de todos estos elementos.

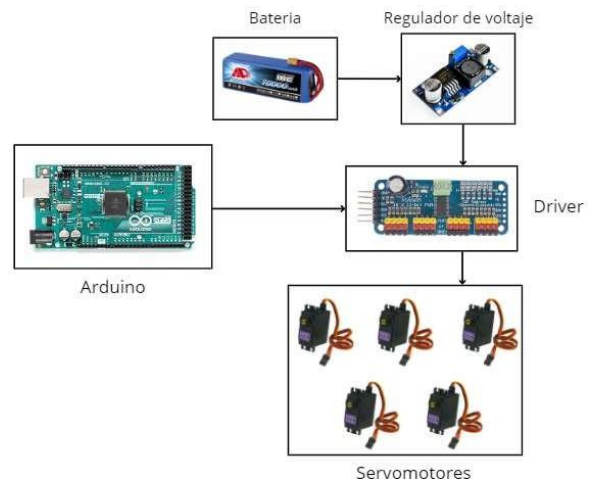


Fig. 28: Conexión de los componentes electrónicos.

III. PRUEBAS Y RESULTADOS

En base a los objetivos planteados para este proyecto se realizaron las respectivas pruebas para comprobar el correcto funcionamiento del prototipo.

Primero se efectuaron pruebas para verificar la conexión de la interfaz que extrae los datos proporcionados por el Leap Motion y el microcontrolador que controla el movimiento de los servomotores de una prótesis biónica para mano.

Tanto el microcontrolador como el driver de los motores y los servomotores, son los mismos que se utilizaron para el prototipo de exoesqueleto, por lo que estas pruebas fueron de gran utilidad para demostrar la capacidad del sistema de imitar movimientos basados en los datos obtenidos del Leap Motion.

Las pruebas que se realizaron en la prótesis incluyeron: abrir y cerrar toda la mano, abrir y cerrar los dedos independientemente, realizar signos y sujetar objetos.

La mano robótica que se utilizó para las pruebas es la mano izquierda del proyecto InMoov [23], la cual fue impresa y ensamblada para poder llevar a cabo la verificación del comportamiento del sistema, Esta prótesis biónica para mano cuenta con cinco actuadores (5 grados de libertad) uno para cada dedo con los que controla quince articulaciones de la mano, lo cual se asemeja a una mano real.

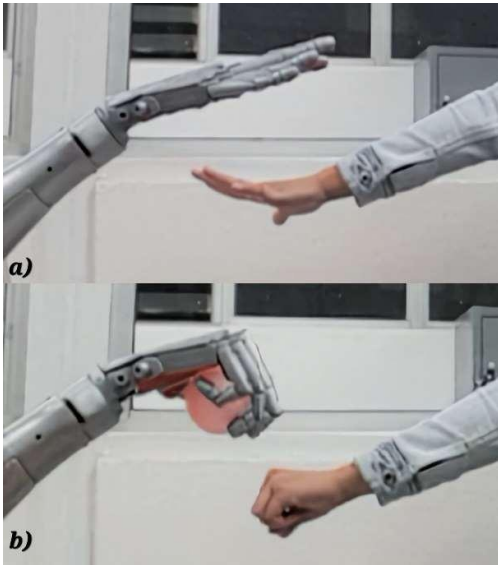


Fig. 29: a) Mano robótica en extensión b) Mano robótica en flexión.

En la Fig. 29 a) se puede ver la mano que controla el sistema y la mano robótica en posición de extensión y en b) se observan todos los dedos de la mano que controla el sistema flexionados simulando agarrar un objeto y como este movimiento se imita en la mano robótica, la misma que está sosteniendo una pelota plástica.



Fig. 30: a) Mano que controla el sistema y mano robótica haciendo pinza digital para sujetar papel b) Acercamiento del gesto imitado por la mano robótica.

En la Fig. 30 a) se ve la mano que controla el sistema haciendo pinza digital y como este signo es imitado por la mano robótica, la cual está sosteniendo un pedazo de papel, en b) se puede ver un acercamiento de la posición que tiene la mano robótica al imitar la pinza digital.

Las pruebas se llevaron a cabo con varias personas obteniendo resultados satisfactorios en cuanto a la comunicación entre el Leap Motion y el microcontrolador para lograr imitar los movimientos realizados con la mano en la prótesis biónica, demostrando que se puede controlar el dispositivo en tiempo real.

Una vez verificada la correcta conexión, se efectuaron pruebas para comprobar la capacidad del exoesqueleto

diseñado para imitar los movimientos de flexión y extensión de los dedos.

Estas pruebas se realizaron con 18 personas con un promedio de edad de 24 ± 6 años, 10 hombres y 8 mujeres, cuyas manos medían entre 158 y 190 mm, comprobando así la adaptabilidad del prototipo a manos adultas de distintos tamaños. Todos los participantes expresaron que no han sufrido ninguna lesión o daño en la mano izquierda, que fue en la que se colocó el exoesqueleto, es decir las pruebas se llevaron a cabo en sujetos sanos.

La primera prueba consistió en pedirles a los usuarios que flexionen cada uno de los dedos, uno por uno, y que comprueben la capacidad del dispositivo de imitar el movimiento realizado.



Fig. 31: Flexión del dedo meñique.



Fig. 32: Flexión del dedo anular.



Fig. 33: Flexión del dedo medio.



Fig. 34: Flexión del dedo índice.



Fig. 35: Flexión del dedo pulgar.

En las Fig. 31-35 se pueden ver distintos sujetos realizando la flexión y extensión de cada dedo, comprobando así que el exoesqueleto es capaz de flexionar y extender cada dedo independientemente. Al realizar estas pruebas se pudo observar que para algunos sujetos es complicado mover el meñique de manera independiente y al realizar el movimiento flexionaban también el anular, lo cual también se reflejaba en el movimiento que realiza el exoesqueleto.

La siguiente prueba que se realizó, consistió en extender y flexionar toda la mano, primero en modo de abanico, es decir flexionando los dedos uno por uno hasta cerrar toda la mano y extendiéndolos de igual manera y después flexionando y extendiendo todos los dedos al mismo tiempo.



Fig. 36: Extensión de todos los dedos.



Fig. 37: Flexión de todos los dedos.

En las Fig. 36-37 se puede ver la extensión y la flexión de todos los dedos.

En la parte final de las pruebas se les pidió a los usuarios realizar varios signos, el primero la pinza digital, movimiento que es muy útil para agarrar objetos, el cual se puede observar en la Fig. 38.



Fig. 38: Primer símbolo (pinza digital).

El siguiente signo consistió en flexionar los dedos anular, medio e índice y mantener extendidos los dedos meñique y pulgar.



Fig. 39: Segundo símbolo.

Después se les pidió flexionar los dedos meñique y anular y mantener extendidos los dedos medio, índice y pulgar.



Fig. 40: Tercer símbolo.

La siguiente prueba consistió en flexionar los dedos meñique, anular y pulgar (signo de amor y paz) y mantener extendidos los dedos índice y medio.

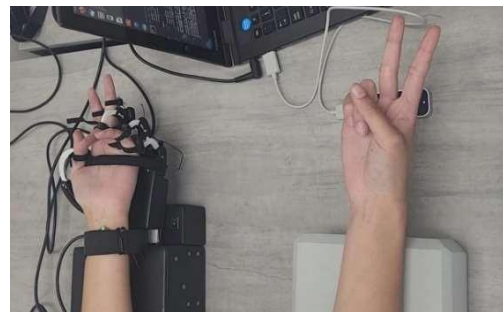


Fig. 41: Cuarto símbolo.

El ultimo signo que se realizó, se llevó a cabo flexionando los dedos anular y medio y extendiendo el meñique, índice y pulgar.

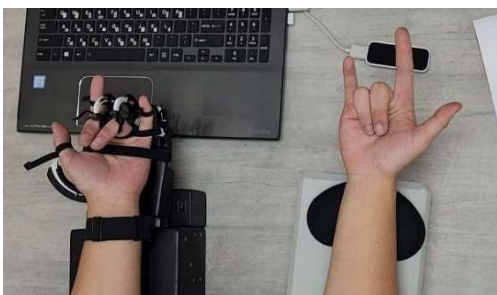


Fig. 42: Quinto símbolo.

De esta forma, se comprobó que la ortesis es capaz de imitar el movimiento de flexión y extensión de los dedos, puede ser utilizada por adultos con manos de distintas dimensiones y su uso es seguro pues su rango de movimiento está dentro de los parámetros normales y no se reportaron daños o incomodidad en los usuarios. También se comprobó que se puede controlar el sistema fácilmente con la otra mano y que la imitación de los movimientos funciona en tiempo real, igualmente se pudo ver que el sistema permite realizar movimientos simétricos con las dos manos, con el potencial de utilizarse en rehabilitación bilateral.

Al finalizar las pruebas se les pidió a los usuarios que contesten una encuesta respecto al uso y comodidad del dispositivo, se utilizó la escala de Likert para medir sus respuestas siendo 1 la menor calificación, indicando que no están de acuerdo con la imitación del movimiento realizado por el exoesqueleto y 5 la máxima calificación, expresando estar totalmente de acuerdo con el movimiento que ha sido imitado.

Tabla 2: Escala de Likert.

1	Completamente en desacuerdo
2	En desacuerdo
3	Neutral
4	De acuerdo
5	Totalmente de acuerdo

Se les solicitó una calificación para cada movimiento que iban realizando y se imitaba con la ayuda del exoesqueleto y al finalizar las pruebas se les pidió que califiquen la comodidad del dispositivo, lo cual es de suma importancia al ser un prototipo cuyo objetivo es ser utilizado para rehabilitación.

Se realizó un análisis estadístico con las respuestas obtenidas y se obtuvieron los siguientes resultados:

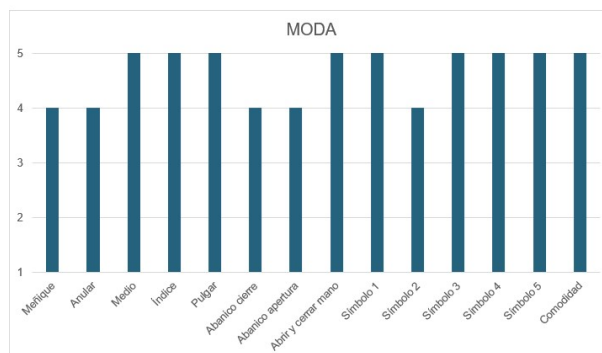


Fig. 43: Gráfico de la moda de las respuestas de los usuarios para cada movimiento realizado en las pruebas.

Para la flexión de los dedos meñique y anular, la mayoría de las personas contestaron estar de acuerdo con el movimiento imitado, mientras que, para los dedos medio índice y pulgar expresaron estar completamente de acuerdo con el movimiento realizado.

Para la apertura y cierre en abanico de la mano la mayoría de las personas expresaron estar de acuerdo con el movimiento realizado y para la apertura y cierre de toda la mano en un solo movimiento, expresaron estar completamente de acuerdo con la imitación que realizó el exoesqueleto.

En las pruebas de imitación de los signos, para el símbolo 2 la mayoría de personas expresaron estar de acuerdo con el signo imitado y para los signos 1, 3, 4 y 5 la mayoría de usuarios afirmaron estar completamente de acuerdo con la imitación del movimiento.

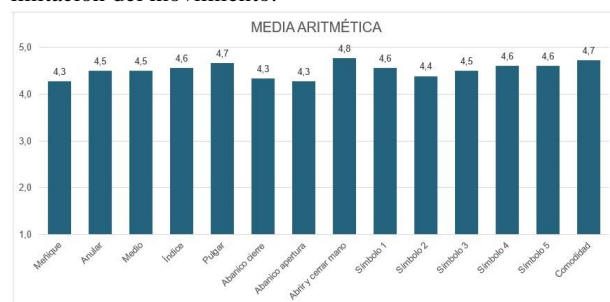


Fig. 44: Gráfico de la media aritmética de las respuestas de los usuarios para cada movimiento realizado en las pruebas.

De las respuestas obtenidas para la flexión y extensión del dedo meñique, en promedio se obtuvo una calificación de 4,3; de los dedos anular y medio 4,5; del índice 4,6 y del pulgar 4,7 siendo este el mejor puntuado.

Tanto la apertura como el cierre en abanico obtuvieron una calificación promedio de 4,3 y la apertura y cierre de toda la mano en un solo movimiento fue calificada con 4,8 siendo el movimiento que, en promedio, obtuvo la calificación más alta de los usuarios.

Los signos del 1 al 5 obtuvieron calificaciones promedio de 4,6; 4,4; 4,5; 4,6 y 4,6 respectivamente.

El factor de comodidad recibió una calificación promedio de 4,7.

La respuesta de los usuarios fue satisfactoria, quienes encontraron al dispositivo útil, cómodo y capaz de imitar efectivamente los distintos movimientos y signos.

En las Fig. 45-49 se puede ver los gráficos de distribución de las respuestas de los usuarios

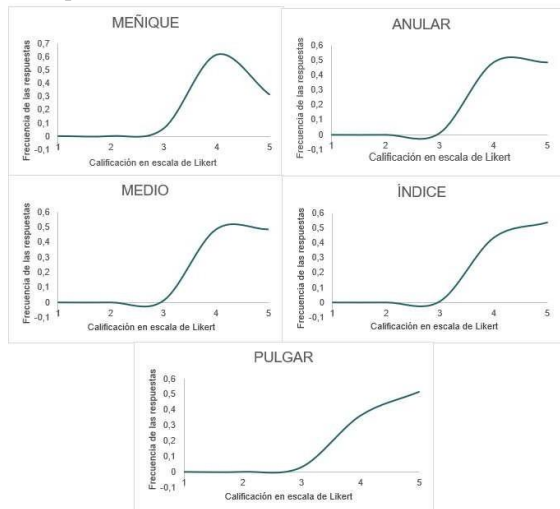


Fig. 45: Distribución de las respuestas de los usuarios para los movimientos de flexión y extensión de los dedos.

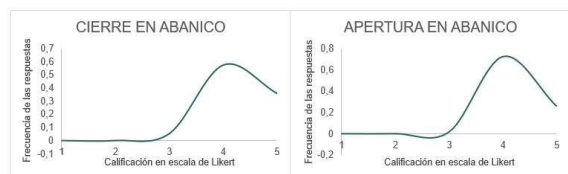


Fig. 46: Distribución de las respuestas de los usuarios para la apertura y cierre en abanico.



Fig. 47: Distribución de las respuestas de los usuarios para la apertura y cierre de toda la mano.

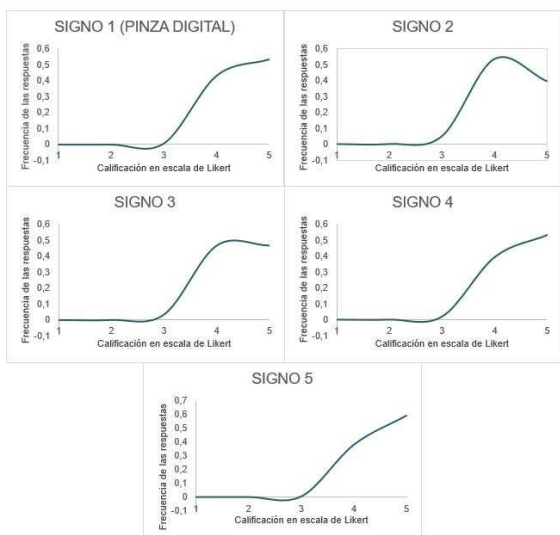


Fig. 48: Distribución de las respuestas de los usuarios para los cinco signos realizados.

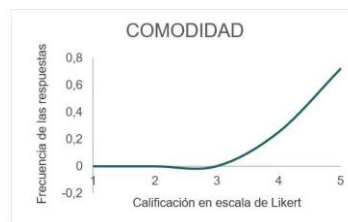


Fig. 49: Distribución de las respuestas de los usuarios respecto a la comodidad del exoesqueleto.

IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Fue posible imitar los movimientos de flexión y extensión de los dedos con la ayuda de los datos proporcionados por el sensor Leap Motion y el prototipo de exoesqueleto para mano presentado en este estudio.

Es de suma importancia la seguridad del dispositivo, ya que al ser un equipo que se utiliza en la mano de las personas se debe garantizar que no se produzcan movimientos anormales o daño a los usuarios, el exoesqueleto presentado en este trabajo demostró ser seguro.

La comodidad del exoesqueleto es otro de los factores primordiales, pues, no puede causar molestia, dolor o picazón a los usuarios, por lo que se utilizó materiales que puedan brindar confort y se diseñó para evitar incomodidad, gracias a esto se logró la aceptación por parte de los usuarios quienes en su mayoría expresaron estar completamente de acuerdo respecto a la comodidad del dispositivo.

Al utilizar mecanismos deslizantes para lograr el movimiento de los dedos es muy importante que exista una lubricación correcta de las partes móviles para así facilitar el movimiento. La tensión en los hilos que generan la flexión y la extensión debe mantenerse siempre constante para que el movimiento se realice correctamente.

El sistema desarrollado en ROS puede ser utilizado para futuros proyectos, pues la arquitectura de software es modular, esto se pudo comprobar con las pruebas realizadas primero con una mano robótica y luego con el exoesqueleto demostrando que el sistema se puede adaptar fácilmente para distintas aplicaciones.

Se debe considerar la opinión de los usuarios como un factor significativo en el desarrollo de dispositivos que sean para rehabilitación, por lo que en este estudio se dio mucha importancia a la experiencia de cada uno con el dispositivo.

El prototipo desarrollado fue evaluado por profesionales y estudiantes del área de fisioterapia quienes lo encontraron útil para poder ser utilizado en rehabilitación bilateral.

La regulación del tamaño del dispositivo permitió que se pueda adaptar fácilmente a manos de adultos de distintas dimensiones.

Se sugiere realizar una siguiente etapa de pruebas en la que se pueda utilizar el dispositivo con personas que tengan alguna lesión o condición patológica en la mano, con la guía de profesionales del área de fisioterapia.

REFERENCIAS

- [1] S. Y. Joo, Y. S. Cho, S. Y. S. H. Lee and C. H. Seo, "Effects of Virtual Reality-Based Rehabilitation on Burned Hands: A Prospective, Randomized, Single-Blind Study," *Journal of Clinical Medicine*, 2020.
- [2] R. Hennig, J. Gantenbein, J. Dittli, H. Chen, Lacour, S. P., O. Lambercy and R. Gassert, "Development and Evaluation of a Sensor Glove to Detect Grasp Intention for a Wearable Robotic Hand Exoskeleton," in 2020 8th IEEE International Conference on Biomedica, New York, 2020.
- [3] T. Butzer, O. Lambercy, J. Arata and R. Gassert, "Fully Wearable Actuated Soft Exoskeleton for Grasping Assistance in Everyday Activities," *SOFT ROBOTICS*, 2020.
- [4] M. Ramírez, "Tratamiento de la hemiplejia post-accidente cerebrovascular con terapia de espejo," 2016.
- [5] Organizacion Mundial de la Salud, "World Health Organization," [Online]. Available: <https://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html>. [Accessed 10 2022].
- [6] Organizacion Mundial de la Salud, "World Health Organization," 9 12 2020. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>. [Accessed 10 2022].
- [7] Organizacion mundial de la salud, "World Health Organization," 24 11 2021. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>. [Accessed 10 2022].
- [8] CONADIS, "Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades," [Online]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica-s-de-discapacidad/>. [Accessed 20 Octubre 2022].
- [9] P. Esmatloo and A. D. Deshpande, "Fingertip Position and Force Control for Dexterous Manipulation through Model-Based Control of Hand-Exoskeleton-Environment," in 2020 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Boston, 2020.
- [10] P.-m. Chen, P. W. H. Kwong, C. K. Y. Lai and S. S. M. HG, "Comparison of bilateral and unilateral upper limb training in people with stroke: A systematic review and meta-analysis," 2019.
- [11] A. CISNAL, J. PÉREZ-TURIEL, J.-C. FRAILE, D. SIERRA and E. DE LA FUENTE, "RobHand: A Hand Exoskeleton With Real-Time EMG-Driven Embedded Control. Quantifying Hand Gesture Recognition Delays for Bilateral Rehabilitation," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 137809-137823, 2021.
- [12] M. R. H. B. Ramlee, H. M. Yusof and S. N. Sidek, "Development Of Gripping Assistive Device For Training System," in 2019 7th International Conference on Mechatronics Engineering (ICOM), 2019.
- [13] M. Sarac, D. Leonardis, M. Gabardi, M. Solazzi and A. Frisoli, "Bilateral Rehabilitation of Hand Grasping with an Underactuated Hand Exoskeleton," 2019.
- [14] J. Zhang, J. Dai, S. Chen, G. Xu and X. Gao, "Design of Finger Exoskeleton Rehabilitation Robot Using the Flexible Joint and the MYO Armband," 2019.
- [15] B. W. Gasser, A. Martínez, E. Sasso-Lance, C. Kandilakis, C. M. Durrough and M. Goldfarb, "Preliminary Assessment of a Hand and Arm Exoskeleton for Enabling Bimanual Tasks for Individuals with Hemiparesis," *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2020.
- [16] O. Luhmann, "Development of a Novel Hand Exoskeleton for the Rehabilitation and Assistance of Upper Motor Neuron Syndrome Patients," 2020.
- [17] H. Huang, A. Zhu, J. Song, Y. Tu, X. Shi and Z. Guo, "Characterization and Evaluation of A Cable-Actuated Flexible Hand Exoskeleton," in 2020 17th International Conference on Ubiquitous Robots (UR), Kyoto, 2020.
- [18] M. Sandison, K. Phan, R. Casas, L. Nguyen, M. Lum, M. Pergami-Peries and P. S. Lum, "HandMATE: Wearable Robotic Hand Exoskeleton and Integrated Android App for At Home Stroke Rehabilitation," 2020.
- [19] T. Shahid, D. Gouwanda, S. G. Nurzaman, A. A. Gopalai and T. K. Kheng, "Development of an Electrooculogram-activated Wearable Soft Hand Exoskeleton," in 2020 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, 2020.
- [20] D. Wang, Q. Meng, Q. Meng, X. Li and H. Yu, "Design and Development of a Portable Exoskeleton for Hand Rehabilitation," *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, vol. 26, no. 12, 2018.
- [21] Ultraleap, "Ultraleap Developer," [Online]. Available: https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/csharp/devguide/Leap_Coordinate_Mapping.html.
- [22] Ultraleap, "Ultraleap / Developer," [Online]. Available: https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/python/devguide/Leap_Hand.html.
- [23] G. Langevin, "InMoov," [Online]. Available: <https://inmoov.fr/hand-and-forarm/>. [Accessed 2021].