

Prototipo rehabilitador para pacientes con lesiones en las manos

Prototype for rehabilitation of patients with hand injuries

OSCAR MANUEL BENAVIDES-BASTIDAS

Estudiante

Semillero de investigación SIMEK
Universidad de Boyacá, Colombia
ombenavides@uniboyaca.edu.co

JORGE ANDRÉS PÉREZ-VELÁSQUEZ

Estudiante

Semillero de investigación SIMEK
Universidad de Boyacá, Colombia
jorandperez@uniboyaca.edu.co

JAIME DAVID GÓMEZ-OLAYA

Estudiante

Semillero de investigación SIMEK
Universidad de Boyacá, Colombia
jaigomez@uniboyaca.edu.co

ERIKA PAOLA RODRÍGUEZ-LOZANO

Ingeniera Electrónica

Semillero de investigación SIMEK
Universidad de Boyacá, Colombia
eripaorodriguez@uniboyaca.edu.co

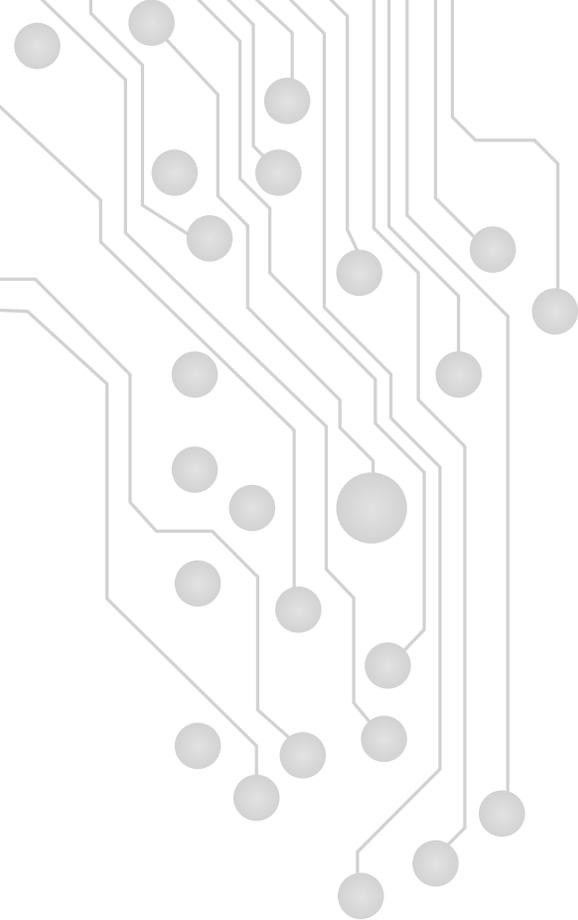
OMAR ANDRÉS SÁNCHEZ-MONROY

Ingeniero Mecatrónico

Semillero de investigación SIMEK
Universidad de Boyacá, Colombia
omaandsanchez@uniboyaca.edu.co

Recibido: 11/12/2018

Aceptado: 13/05/2019



RESUMEN

La mano es uno de los rasgos morfológicos que caracterizan a los seres humanos. Gracias a ella, el ser humano posee la pericia para desarrollar diferentes actividades. Sin embargo, cuando se ven afectadas, el ser humano se frustra y no es capaz de desarrollar sus tareas con la misma efectividad. El objetivo del trabajo es aportar en la optimización de la atención prestada en la clínica de fisioterapia y rehabilitación Fisioter de la ciudad de Tunja, mediante la implementación de un dispositivo que opera como asistente en la rehabilitación de patologías en pacientes con lesiones en la mano como: Tendinitis, mano en garra, mano caída, túnel del carpo y casos leves de artritis. Utilizando una investigación aplicada, enmarcada en la línea de robótica, automatización y control con un enfoque de desarrollo mixto, logrando el desarrollo de un prototipo rehabilitador que utiliza un sistema mecánico en impresión 3D, controlado por servomotores y enlazado con una aplicación móvil.

Palabras clave: patología, robótica, rehabilitación, control.

ABSTRACT

The hand is one of the morphological traits that differentiate us as human beings. Thanks to this, the human being has the ability to develop different activities. However, when it is affected, the human being gets frustrated and is not able to develop their tasks with the same effectiveness.

The objective of the work is to contribute to the optimization of the medical care provided at Fisioter Clinic of physiotherapy and rehabilitation of the city of Tunja, through the implementation of a device that operates as an assistant in the rehabilitation of pathologies in patients with hand injuries such as: tendinitis, ulnar claw, wrist drop, carpal tunnel syndrome and cases of mild arthritis.

Using an applied research, framed in the line of robotics, automation, and control with a clear approach of mixed development, achieving the development of a Rehabilitation prototype that uses a mechanical system in 3Dprinting, controlled by servomotors and linked with a mobile application.

Keywords: pathology, robotic, rehabilitation, control.

Benavides O., Pérez A., Gómez J., Rodríguez E., & Sánchez O., (2019). Prototipo de rehabilitación para pacientes con lesiones en las manos. Revista I3+, 4(1), 59 - 74 p.

Citar este artículo así:

INTRODUCCIÓN

La mano y la muñeca realizan funciones importantes que son claves en muchas de las labores cotidianas, la primera constituye “una herramienta maravillosa, capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a su función principal: la prensión” y la segunda “permite que la mano -segmento efector- adopte la posición óptima para la prensión” (Kapandji, 2006). Esta función se ve afectada por diferentes lesiones de tipo: ligamentosas, tendinosas, fracturas y luxaciones (Brotzman, 2012), que limitan la funcionalidad motora.

El mayor número de lesiones causadas en las manos se debe a realización de tareas repetitivas o a causa de sobre-esfuerzos en esta zona del cuerpo. Siendo la mano la principal herramienta de trabajo del ser humano, es común ver que se presenten enfermedades asociadas a la realización de tareas repetitivas como el síndrome del túnel carpiano. “En Colombia, la primera causa de morbilidad profesional en el régi-

men contributivo del Sistema General de Seguridad Social en Salud es el síndrome del conducto carpiano con un 27% entre todos los diagnósticos para el año 2001 y el 32% para el año 2004” (Gómez, 2015). Cabe añadir que es más frecuente la presencia de dichas afecciones en pacientes mayores de edad, de un estudio realizado a 1.215 pacientes mayores de 40 años el 83% presentaron dichas afecciones, con una media de edad de 54 años que afecta al doble de mujeres que hombres (Szabo y Madison, 1992).

La principal función del prototipo es facilitar la atención para pacientes con lesiones en las manos. El desarrollo de la investigación y del prototipo para rehabilitación se ha logrado con la asesoría de profesionales en fisioterapia, donde se pudo determinar que el prototipo podría abordar 4 patologías: Tendinitis, mano en garra, mano caída, túnel del carpo y casos leves de artritis. (Kapandji, 2012).

Cabe añadir que el síndrome del túnel carpiano puede ser causado por la realización repetitiva de movimientos tensionantes o por mantener la mano en la misma posición durante períodos prolongados. Está afección es tan común a nivel global ya que según la INRS las personas que desarrollan ejercicios repetitivos durante por lo menos el 50% de su tiempo de trabajo lo padecen. Del mismo modo realizaron encuestas alrededor de la unión europea que indican que el 63% de trabajadores realizan ejercicios repetitivos en los cuales se ven afectados los miembros superiores (Aptel et al, 2011).

Otra de las enfermedades a tratar es la tendinitis que ataca a nivel de la articulación metacarpo-falángica, donde existe un engrosamiento del tendón del dedo, si no se soluciona el problema, la consecuencia del aumento de diámetro del tendón origina finalmente una tenosinovitis fibrosa de la polea, provocando

un compromiso de espacio e impidiendo el movimiento correcto del dedo (Kapandji, 2012). Estudios realizados por profesionales en el área de la salud han evidenciado una relación directa entre el levantamiento de cargas pesadas y la tendinitis. Específicamente, se indica que el levantamiento de cargas superiores a un 20% de la fuerza máxima soportada por un individuo podrían repercutir en lesiones (Aptel et al., 2011).

Existen otro tipo de patologías como mano en garra y mano caída provocadas por sobre esfuerzos en la muñeca y que poseen sintomatología y tratamiento diferente al mostrado en la tendinitis y túnel del carpo, pero que serán abordados y tratados en las diversas secuencias de funcionamiento del prototipo. Cada una de las patologías mencionadas se ha abordado de acuerdo a los conceptos de tratamiento y sintomatología, intentando simular los movimientos para recuperar un porcentaje de la movilidad de la mano en cada secuencia programada.

METODOLOGÍA

Para establecer la funcionalidad del prototipo se realizaron investigaciones en diferentes campos que establecen parámetros para desarrollar un prototipo útil al servicio de las ciencias de la salud con ayuda de la ingeniería. Es una investigación aplicada, enmarcada en la línea de robótica, automatización y control con un claro enfoque de desarrollo mixto.

La metodología seguida (Fig.1), tiene inmerso el desarrollo de 5 fases fundamentales del prototipo:

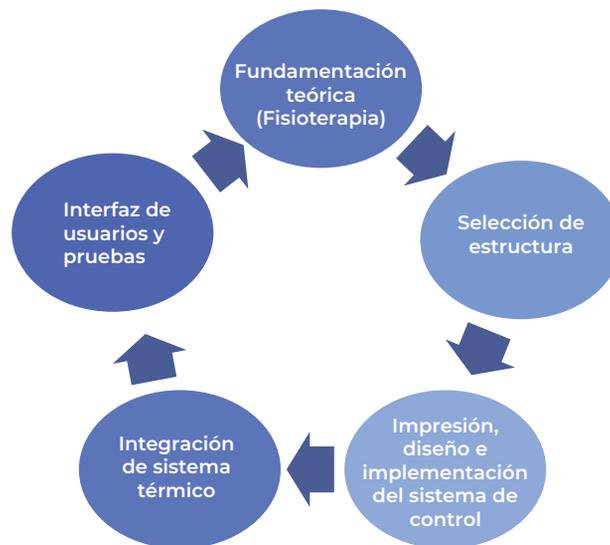


Figura 1. Metodología aplicada en el desarrollo del prototipo. Fuente: Autores.

Delimitando el problema se logra establecer los alcances y limitaciones del proyecto, además de las patologías que este podría llegar a tratar. Mediante el uso de entrevistas semiestructuradas dirigidas a pacientes y profesionales del área de la salud, con el fin de identificar las principales necesidades (Fig. 2). De dichas entrevistas se resaltan los siguientes aspectos:

- 1) Un tercio de los pacientes debían hacer grandes recorridos para llegar al centro clínico.
- 2) La gran afluencia de personas obligaba a los pacientes a realizar largas esperas para ser atendidos.
- 3) Los profesionales deben focalizarse en atender un paciente a la vez aumentando el tiempo de espera entre pacientes.
- 4) Las lesiones en las manos son las que presentaron mayor número de pacientes.



Figura 2. Entrevistas iniciales. Fuente: Autores

Con lo anterior se pudo enfocar el desarrollo del prototipo en la rehabilitación de terapias como tendinitis, mano en garra, mano caída, túnel del carpo y casos leves de artritis. Además, se estableció la mecanoterapia como el principal método de rehabilitación. Paso seguido se recopilaron datos existentes de proyectos dirigidos a la rehabilitación de lesiones en mano.

Fundamentación teórica (Fisioterapia)

A lo largo de la investigación se realizó un estudio preliminar de diferentes elementos de rehabilitación para manos que a pesar de usar diferentes métodos buscan un fin común. Alguno de ellos utilizando la rehabilitación por medio de mecanoterapia, otros se enfocan en un seguimiento de las terapias mediante el uso de la digitalización de la mano y finalmente se encuentran aquellos que buscan la rehabilitación de los nervios de la mano.

Específicamente, en el desarrollo de las fases 1 y 2 de la construcción e investigación de este prototipo se encontraron otros dispositivos de rehabilitación para pacientes con lesiones en las manos. Dentro de las más cercanas se puede mencionar el “Guante inteligente multi-usuario para la rehabilitación basada en entorno virtual” que consta de guante que recrea un entorno virtual de la mano del paciente en la cual la computadora examina si se están efectuando las terapias debidamente (Sivak et al, 2012). De igual manera se realizó un prototipo muy cercano al anteriormente mencionado que buscaba la rehabilitación física del paciente mediante ejercicios en los cuales se simulan las terapias en un entorno de videojuego, donde cabe aclarar que no se digitalizaba la mano del paciente (Pérez, 2014). Por último y más cercano al prototipo planteado por el equipo de trabajo se encuentra el “Dispositivo portable de asistencia para la rehabilitación de la mano” que consta de 5 motores conectados a la par. Este último dispositivo realiza solamente un ejercicio mecánico que debe ser reprogramado si se desea cambiar, del mismo modo, el prototipo consta de una plataforma interna y una externa para operar (Kai Yu Tong, 2013). Para complementar la información, se encontró un prototipo que era puramente neumático y su sistema de accionamiento no era portable (Narvaez y Sabater, 2014). Ya un poco más alejado de la investigación se encontraron bancos de rehabilitación fijos que se enfocan en despertar los nervios dormidos por medio de “microestimulación”. (Bleicher, 2013).

Además, se plantea un estudio de los componentes principales de la mano con el fin de determinar la factibilidad del exoesqueleto a materializar en escala real, logrando conocer el rango de flexión y extensión de 30° de 4 de los dedos de una mano sana (Arias, 2012). Por otra parte, es preciso ubicar las patologías presentes según los tipos de movimiento, que en este caso es el agarre, en los cuales existen 2 tipos: “agarres de fuerza” en donde se precisa agarrar un objeto de maneja fija y con fuerza, para ello se utilizan todas las falanges de los dedos y se presiona el objeto contra la palma, mientras que el “agarre de precisión” requiere de 2 falanges por cada dedo sin recurrir a la presión desde la palma de la mano para el agarre (Napier,1956). Los agarres anteriormente mencionados pueden ser afectados por patologías como: tendinitis, mano en garra y túnel del carpo, las cuales se pretende abordar con el uso del prototipo.

Finalmente, para las 2 últimas fases de desarrollo, el enfoque se centra en la disminución del peso y el aumento de fuerza que podría ejercer el prototipo en las manos del paciente, de igual manera se trataron aspectos de diseño e implementación de un sistema térmico para la realización de las terapias con frío y calor, para ello se usa un método simple de aumento de temperatura y congelación por medio de bolsas térmicas de acetato de sodio que convierten al prototipo en amigo del medio ambiente al no utilizar elementos de potencia para tal propósito.

Selección de estructura

Se emplea la mecanoterapia que es un método terapéutico basado en la utilización de aparatos mecánicos destinados a provocar y dirigir movimientos corporales regulados en su fuerza, trayectoria y

amplitud (Kapandji, 2006). Para realizar estas terapias se diseñó un primer prototipo que simulará el movimiento de un solo dedo usando un mecanismo que constó de una sola articulación (un grado de libertad). Esto fue realizado con el fin de comprobar el funcionamiento del prototipo mediante el uso de un motorreductor en una base provisional de yeso que simulará los movimientos de flexión-extensión de los dedos.

Por otro lado, se planteó que el prototipo cumpliera con la característica de portabilidad. Para lograr esto en el desarrollo de la segunda fase se abordaron diseños de open hardware facilitados por colegas norteamericanos que crearon una prótesis para niños que hayan sufrido amputaciones o traumatismos en sus manos (Zuniga et al, 2015). Con la ayuda de la construcción de este modelo 3D se realizan adaptaciones para aplicar su uso a la rehabilitación física de las manos (Fig. 3).

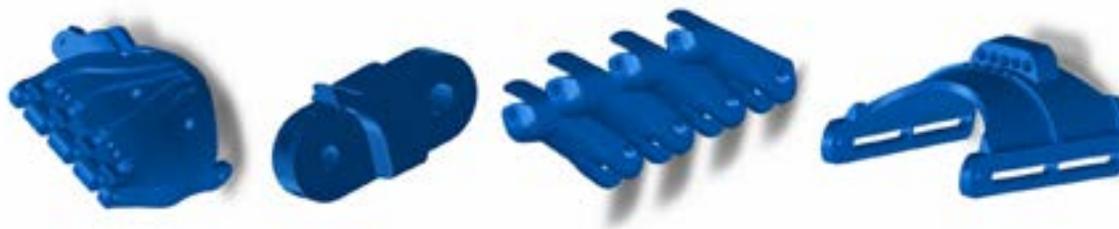


Figura 3. Modelado 3D en SolidWorks (En su orden: Palma, falange, dedos y brazal). Fuente: Autores.

Impresión, diseño e implementación del sistema de Control

En el marco del desarrollo de la fase 3 se realizan mejoras en los servomotores de 13 Kg/cm², implementando nuevos elementos que poseen un torque efectivo de 25 Kg/cm², con el fin de soportar y levantar el peso de la estructura y de cada uno de los dedos respectivamente, para ello se ha tomado como referencia principal de cálculo el peso máximo de la mano y de cada uno de los dedos, con base en estos datos se ha realizado el cálculo de torque necesario y de la velocidad angular media que se desarrollará en la terminación controlada por el servomotor para recrear los movimientos de las terapias aplicadas según la patología.

Como dato importante, en los seres humanos, la mano representa el 0.7% de la masa total del individuo (Osterkamp, 1995), mientras que la masa promedio de un colombiano se encuentra en 61 Kg para las mujeres y 67 Kg para los hombres (DANE, 2005), teniendo en cuenta lo anterior, la masa de la mano en un hombre estaría alrededor de los 469 g y en una mano femenina alrededor de 427 g, entonces el peso de cada mano se obtiene:

	$W = mg$
Hombre	$(0.469 \text{ Kg}) (9.8 \frac{m}{s^2}) = W_h = 4.59 \text{ N}$
Mujer	$(0.427 \text{ Kg}) (9.8 \frac{m}{s^2}) = W_m = 4.18 \text{ N}$

Tabla 1. Peso de la mano. Fuente: Autores

Para la selección del servomotor en esta fase de desarrollo es necesario obtener el torque efectivo al que va a estar sometido, con el fin de determinar si este puede ser superado por el par nominal. Se ha determinado por mediciones experimentales que la longitud desde el dedo índice hasta la articulación de la muñeca es de 12.4cm, a partir de ahora se determinarán los torques y velocidades con los datos de peso de una mano masculina, debido a que se trata de determinar los valores máximos a los que estará sometido el motor, entonces el torque resistente de una mano en condiciones normales es:

$$\mathcal{T} = F * d = (4.59\text{N}) (0.121\text{m}) = 0.555 \text{ N.m}$$

La rigidez de los dedos puede variar en base a la patología que se padezca, por tal razón se debe seleccionar un servomotor que rebase este valor y permita modificar los movimientos con su ángulo de barrido, en este caso se han seleccionado 4 servomotores con un torque máximo de 25 Kg/cm² que representa 2.45 N.m, teniendo en cuenta los 0.55 N.m de torque que ofrece una mano normal, este servomotor puede realizar terapias de muñeca (en el caso de tendinitis y mano caída) levantando la totalidad de la mano con los 4 servomotores funcionando al mismo tiempo.

Por otra parte, se hacía necesario determinar la velocidad máxima a la que se moverían cada una de los servomotores con una carga nominal promedio, por medio de mediciones de tiempo con el prototipo en funcionamiento y tomando como referencia de inicio y final de movimiento el ángulo de 90° en los servomotores, se lograron determinar tiempos para cada uno de ellos, obteniendo lo siguiente:

Ángulo de movimiento: $\pi/2$	
Dedo #1 (meñique)	$\omega = \frac{\pi/2 \text{ rad}}{0.65 \text{ s}} = 2.41 \text{ rad/s}$
Dedo #2 (anular)	$\omega = \frac{\pi/2 \text{ rad}}{0.5 \text{ s}} = 3.14 \text{ rad/s}$
Dedo #3 (medio)	$\omega = \frac{\pi/2 \text{ rad}}{0.56 \text{ s}} = 2.80 \text{ rad/s}$
Dedo #4 (índice)	$\omega = \frac{\pi/2 \text{ rad}}{0.61 \text{ s}} = 2.57 \text{ rad/s}$

Las velocidades medidas de cada uno de los dedos cubriendo un ángulo total de 90° son relativamente bajas, con lo que se logra bastante fuerza en ellos que respaldan los movimientos terapéuticos.

En cuanto a la programación desarrollada en la fase 3 del proyecto fue la base de los posteriores desarrollos. Se determinó un tiempo base de 30 segundos por terapia, esto con fines prácticos de desarrollo. Cada terapia se identifica con un número entero, de la siguiente forma: 1 para tendinitis, 2 para mano caída, 3 para estiramiento de dedos, 4 para flexión de dedos y por último 5 “Default” que sirve como base de pruebas de movimientos. La selección de dicha terapia se realiza de manera manual con un dip switch en el cual se debe realizar la totalidad la terapia ya que los tiempos entre estas son fijos y según especificaciones de los profesionales “no puede cambiar si no se ha culminado”. A su vez se realiza un monitoreo del tiempo de la terapia y su temperatura mediante la integración de una pantalla LCD.

Finalmente se implementa una alerta visual al fisioterapeuta en la cual se enciende un LED que indica que la bolsa térmica está operando por fuera de los límites establecidos de 48 grados Celsius máximo y 25 grados Celsius mínimo.

Integración de sistema térmico

Una de las características principales buscadas en el dispositivo, es la de proveer 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, a continuación, se muestran los resultados y análisis de las pruebas de testeo en calentamiento y enfriamiento de la bolsa térmica implantada en el prototipo parcial:

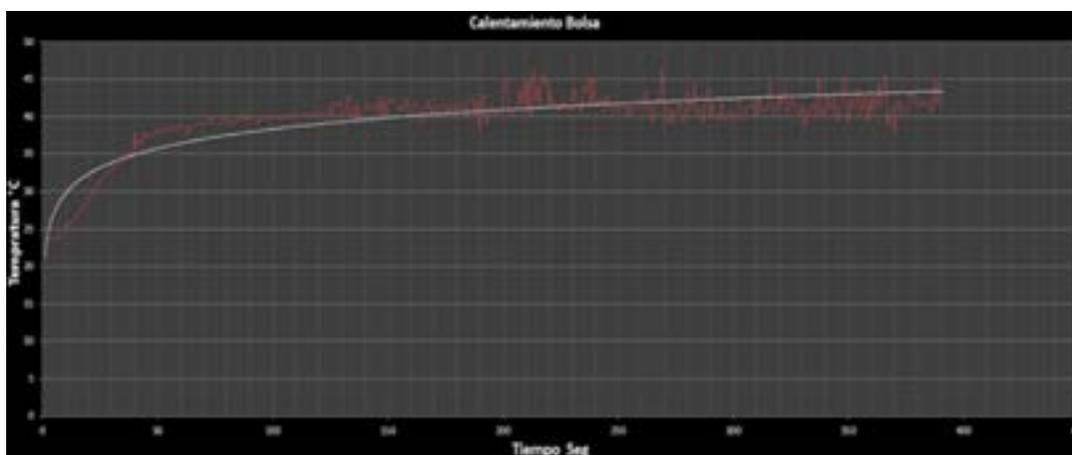


Figura 4. Prueba de calentamiento. Fuente: Autores

En primera instancia se activa la bolsa térmica implantada en el dispositivo, y con ayuda de un circuito de monitoreo, y recolección de datos de temperatura mediante comunicación serial entre el computador y la tarjeta Arduino uno, se logra establecer mediante regresión lineal el comportamiento logarítmico creciente que posee la bolsa térmica elevando su temperatura desde ambiente hasta 43°C aproximadamente en 4 minutos. Se debe aplicar calor al paciente teniendo en cuenta que no se trate de una lesión inflamatoria, y además con una temperatura adecuada de 30°C a 40°C (Denegar, Saliba & Saliba, 2015). La temperatura brindada por la reacción dentro de la bolsa térmica permite tener una temperatura adecuada para mejorar el flujo sanguíneo y favorecer a la recuperación del movimiento si se aplica de manera superficial con intervalos de 10 minutos por aplicación.

Mediante una prueba de testeo similar a la realizada con el calentamiento de la bolsa térmica, podemos evidenciar el tiempo que transcurre desde la máxima temperatura de calentamiento registrada hasta alcanzar temperatura estable en el ambiente.

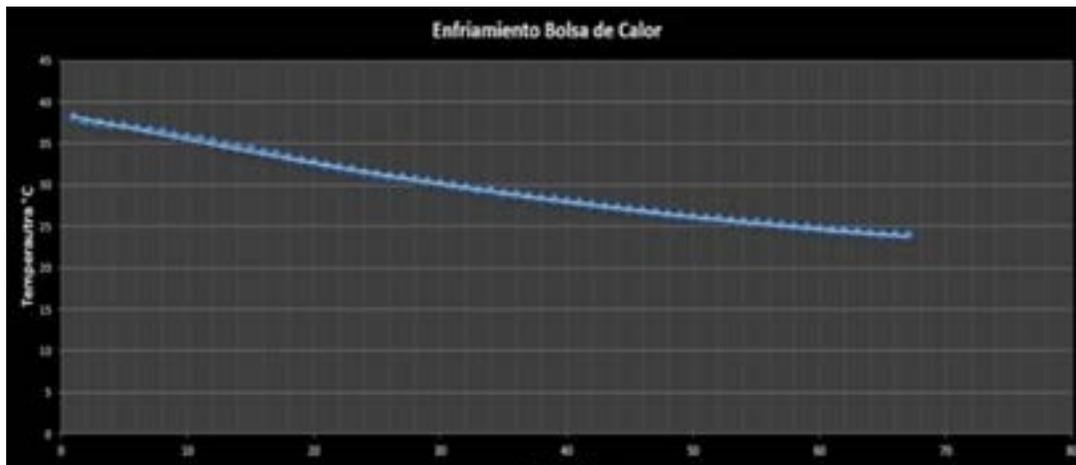


Figura 5. Respuesta al enfriamiento bolsa térmica. Fuente Autores

La bolsa térmica se tarda aproximadamente 70 minutos en restablecer su temperatura ambiente por transferencia de calor mediante conducción hacia la mano del paciente, de estos 70 minutos 30 son realmente útiles ya que se tendría la temperatura mínima para tratar una lesión por termoterapia, es decir, se tienen 3 sesiones de aplicación por cada bolsa térmica activada.

A continuación, se analiza el comportamiento de una bolsa de gel de acetato de sodio previamente congelada, con el fin de realizar crioterapia, este tipo de terapia superficial es muy útil al tratar lesiones inflamadas, la aplicación de frío no debe sobrepasar los 7 minutos en temperaturas de 4°C a 12°C (Denegar, et Al, 2015).

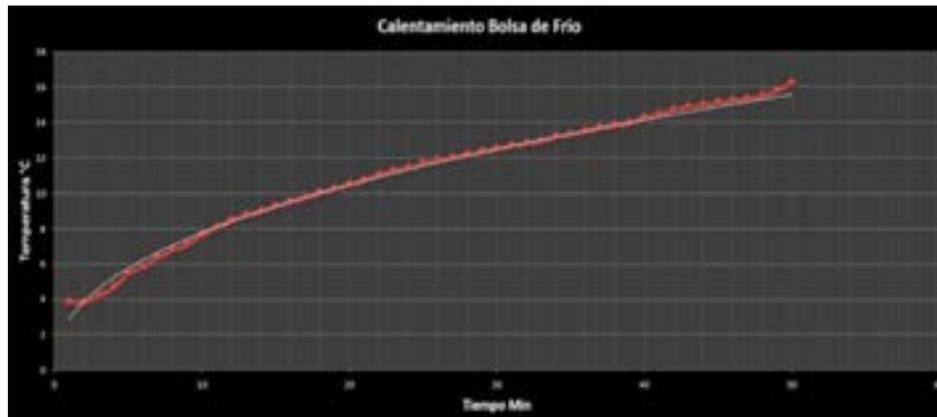


Figura 6. Prueba terapia en frío. Fuente: Autores

Cabe resaltar que, si bien la estabilización de la temperatura ambiente es de aproximadamente 50 minutos, el tiempo de utilidad de la bolsa térmica es de aproximadamente 30 minutos, donde alcanza los 12°C, temperatura máxima para realizar crioterapia.

Interfaz de usuario y pruebas

Se integra una interfaz de usuario en Android (Fig.7) y la comunicación del prototipo con un teléfono móvil por medio de Bluetooth, para dar al prototipo una opción portable y de fácil control por parte del profesional. En esta interfaz se muestra el tiempo de terapia aplicado y la temperatura que se está experimentando en el paciente en determinado momento, esto con el fin de verificar en qué estado se encuentra el paciente.



Figura 7. Aplicación Android. Fuente: Autores.

Con dicha integración se eliminó el número de conexiones, uso de pantalla LCD y se implementó un monitoreo a distancia ideal para profesionales con gran número de pacientes. Cabe aclarar que la programación base no mostró grandes modificaciones. Por otro lado, la implementación de programación en Android permite utilizar el celular como elemento de control.

RESULTADOS Y DISCUSIONES

En la segunda fase de desarrollo se realizó la impresión a escala del prototipo 3D ya mencionado, se implementan servomotores de 15Kg/cm de torque para comprobar la mejora de los movimientos de flexión-extensión de los dedos (Fig. 8). Luego se ensambla el prototipo y mediante programación con el microcontrolador Arduino se logra completar la segunda fase de pruebas del prototipo sin que estas tuvieran contacto directo con un paciente real, debido a que se trató de un prototipo a escala.

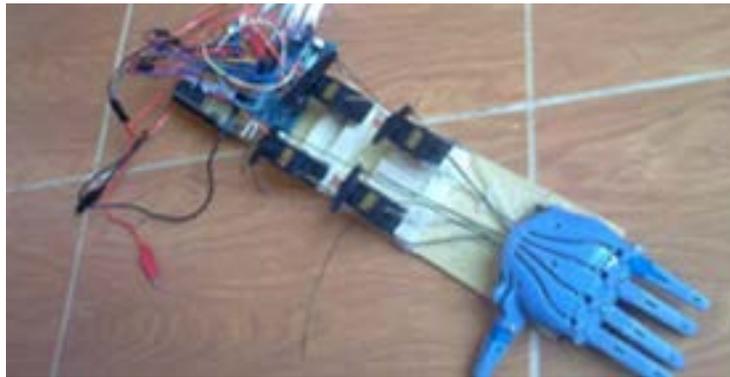


Figura 8. Maqueta de simulación de movimientos. Fuente: Autores.

Durante la fase 3 después de corroborar los datos obtenidos con las investigaciones realizadas en la Clínica Fisioter y evaluando el exoesqueleto a utilizar se definió que las condiciones de diseño con soporte para el ángulo de extensión y flexión cumplen con lo establecido dentro del estudio biomecánico de la mano. Se realiza la impresión a escala real del prototipo mecánico y se implementa una estructura inicial en madera para soportar en el brazo de un paciente real (Fig. 9), cabe resaltar que la estructura en madera fue diseñada de esta forma con el fin de obtener un ajuste a la totalidad del brazo del paciente.

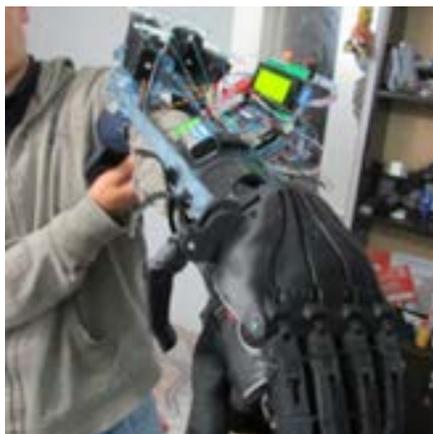


Figura 9. Prototipo a escala real. Fuente: Autores

Por otra parte, en cuanto a la selección de servomotores para el movimiento de cada uno de los dedos del prototipo, se tuvieron que realizar algunos cálculos previos con el fin de determinar el torque necesario por parte de un dedo que ofrece cierta resistencia al movimiento con el fin de establecer la referencia comercial de servomotores que cumplieran con el rango necesario.

Para la cuarta fase del desarrollo se redujo el peso total del prototipo por medio del desmontaje de los componentes electrónicos de activación para colocarlos en una caja de componentes externas. En adición, se trabajó en la reducción de peso de la estructura principal, recortando su longitud y aumentando su funcionalidad debido a que optimiza el espacio entre los actuadores y la estructura 3D a trabajar. Con esto se logró que el prototipo fuera más rígido y que los servomotores trabajaran a máxima potencia.

La reducción de longitud en la estructura principal de madera de 46 cm a 25 cm contribuyó a que el prototipo perdiera a su vez 0.6Kg de peso, debido a que inicialmente pesaba 1.6Kg y actualmente estaría pesando 1Kg, que era finalmente lo deseado. Con el desarme total del prototipo y la reconstrucción del mismo, pero con una estructura reducida se obtiene una disminución de peso considerable, así como una reubicación de los actuadores (Fig.10). Al reducir la longitud de los cables tensores entre los dedos y los actuadores, estos aprovecharán de mejor manera los 25Kg/cm² que proporcionan. Esto ayudará a que las terapias que requieren de mucha más fuerza en los dedos de los pacientes se realicen con mayor facilidad, y sin esforzar los actuadores más de lo debido.



Figura 10. Prototipo final. Fuente: Autores

CONCLUSIONES

El prototipo es el resultado de un proceso de desarrollo continuo en donde se trabajó interdisciplinariamente con docentes, estudiantes de fisioterapia e Ingeniería Mecatrónica para obtener los resultados deseados. Las sugerencias recibidas en presentaciones realizadas tanto al interior de la institución como en otros escenarios ayudaron para la mejora continua del prototipo ya que se dieron ejercicios de realimentación en estos espacios, evidenciando la importancia del proyecto y su impacto en la sociedad.

Las aplicaciones biomédicas son fundamentales para el desarrollo de nuevos elementos que mejoren y optimicen los ejercicios médicos de rehabilitación. Este prototipo de guante rehabilitador cumple con el objetivo de la presente investigación, pero se puede seguir mejorando continuamente para futuras aplicaciones.

Por parte del grupo de trabajo se desea realizar mejoras a la estructura de la mano para que sea más ligera y que a su vez se adapte a diferentes tipos de manos. Por otro lado, se desean implementar actuadores de menor tamaño que no indiquen una pérdida de rendimiento del prototipo.

Cabe aclarar que en ningún momento se planea sustituir las labores del fisioterapeuta, sino ayudarlo a que pueda atender a otros pacientes de otras patologías mientras el prototipo se encarga del paciente lesionado en las manos. Además, el control y recomendación del prototipo siempre será por parte del fisioterapeuta, en ningún momento el prototipo debería ser manipulado por el paciente ni por personas que no sean profesionales en el área.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aptel, Michael. Francois, Cail. Aublet, Agnès. (2011). “Les trouble musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS)”.
- Arias (2012), “Biomecánica y patrones funcionales de la mano”. Universidad Nacional de Colombia.
- Bajnóczy, Gábor. Gagyí, Edit. Prépostffy, Ern. Zöld, András. (1995). Thermal Properties Of A Heat Storage Device Containing Sodium Acetate Trihydrate. Polytechnica Chemical Engineering, [S.l.], v. 39, n. 2, p.p 129-135
- Bleicher, Ariel. (2013). Peaceful Coexistence on the Radio Spectrum. IEEE Spectrum, 39-43.
- Brotzman, B. (2012). Lesiones de muñeca y mano. Lesiones de Muñeca y Mano, 54. doi:10.1016/B978-84-8086-911-9.00001-X
- Craig R. Denegar, Ethan Saliba, Susan Saliba. (2015) Therapeutic Modalities for Musculoskeletal Injuries 4th Edition, United States, Human Kinetics.
- Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas. (2005). Censo 2005. Recuperado de: <http://www.dane.gov.co>
- Gómez, Gloria. (2015). Caracterización de la tecnología de asistencia en pacientes adultos con lesiones de mano. doi:10.15446/revfacmed.v64n1.51915
- Kai Yu Tong, Peter Man Kit PANG, Mo Chen, Sze Kit Ho, Hongfu ZHOU, David Tai Wai CHAN. (2013). “Wearable power assistive device for helping a user to move their hand,” Application 8574178 B2.
- Kapandji, A. I. (2006). Fisiología Articular. Igarss 2014 (6th ed.). doi:10.1007/s13398-014-0173-7.2
- Napier, (1956). “The prehensile movements of the human hand”, Anatomy, Royal Free University of medicine, London.
- Narvaez, E., & Sabater, B. y. (2014). Sistema robótico de tipo exoesquelético para la rehabilitación de la mano. Automática.
- Osterkamp LK., (1995). Current perspective on assessment of human body proportions of relevance to amputees, J Am Diet Assoc. 1995; 95: 215-218.

Pérez, Amaury. (2014). “Sistema Lúdico para ejercicios de terapia de la zona Carpiana y Falanges” (Tesis de pregrado). Universidad Nacional Autónoma de México, Mexico.

Sivak, Mark.K. Holden, Maureen. Mavroidis, Constantinos. Bajpai, Avi. Bintz, Caitlyn. Jason, Chrisos. Clark, Andrew. Lentz, Drew. (2012) “Multi-user smart glove for virtual environment-based rehabilitation,” Application US 20120157263 A1.

Szabo RM , Madison M ,(1992). “Carpal tunnel syndrome” , Orthop Clin North Am 1 : 103.

Zuniga, J. Katsavelis, D. Peck, J. Stollberg, J. Petrykowski, M. Carson, A. y Fernández, C. (2015). Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. doi:org/10.1186/s13104-015-0971-9.