

ÓRTESIS TERAPÉUTICA PARA LA REEDUCACIÓN DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES DE FALANGE POR MEDIO DE TENDONES ARTIFICIALES

Gustavo Adolfo Laverde Acosta¹, Óscar Manuel Duque Suárez², Jair Elías Araujo Vargas³, María José Guerrero Moreno⁴

¹ Universidad de Pamplona, ^{2,3} Facilitador Tecnoacademia, Regional Norte de Santander, ⁴ Aprendiz Tecnoacademia, Regional Norte de Santander.

Resumen

En este trabajo se desarrolla una órtesis robótica portátil para asistencia. Diseñada para la reeducación de falange a personas con patologías del agarre funcional, utilizando tendones artificiales, donde se revisaron diferentes materiales para su uso eligiéndose el de mejor desempeño, consumo, fácil acceso y portabilidad. Se desea conseguir que este material induzca trayectorias de doblado, torsión y extensión para el tratamiento de la mano. Para la facilidad de uso por el paciente, se elaborará una aplicación que ejecutará los movimientos necesarios para la pronta recuperación de la movilidad, sin la necesidad de presencia de un fisioterapeuta o terapeuta en cuestión donde se realizarán pruebas para determinar la funcionalidad y maniobrabilidad del prototipo.

Palabras Claves: Órtesis robótica, tendones artificiales, patologías del agarre funcional, rehabilitación.

Introducción

Este trabajo muestra la construcción de una órtesis robótica portátil para asistencia, diseñada para la reeducación de falange a personas con patologías del agarre funcional (Panagiotis Polygerinos, Z. W., 2014).

En su construcción se utilizó tendones artificiales (Pneuflex), donde se revisaron los posibles materiales para su uso eligiéndose el de mejor desempeño, consumo, fácil acceso y portabilidad donde el material inducirá trayectorias de doblado, torsión y extensión para tratamiento de la mano (Hernández, J., 2015).

Para la facilidad de uso por el paciente se elaboró una aplicación que ejecuta los movimientos necesarios para la pronta recuperación de la movilidad, sin la necesidad de presencia de un fisioterapeuta o terapeuta en cuestión donde se

realizarán pruebas para determinar la funcionalidad y maniobrabilidad del prototipo (Nepes, 2018).

Se estudiaron y seleccionaron diferentes materiales acordes al nivel del proyecto, empezando desde los tendones artificiales hasta la selección de las válvulas necesarias, el tipo de compresor y demás implementos necesarios para la construcción de un prototipo funcional.

Metodología

El proyecto de investigación se planteó siguiendo 4 etapas: conceptual, diseño, experimental y analítica. Dentro de la etapa conceptual, se realiza un estudio a detalle de los movimientos naturales de las falanges y las técnicas de reeducación de movilidad aplicables al prototipo.

Hasta ahora, los dispositivos robóticos

convencionales para la rehabilitación de la mano se basan en componentes electromecánicos rígidos, pesados e incómodos para los pacientes. “EsoGlove es único, ya que los componentes son blandos y no requieren ajustes mecánicos complicados”: destaca el profesor Yeow. De hecho, el cuerpo principal del guante está hecho de lycra, con unos sensores de caucho de silicona por encima. Además, se adapta al tamaño de la mano con cintas de velcro ajustables.

El guante está conectado a un sistema de control que modula la presión de aire que dirige a los sensores, de forma que cuando están presurizados por el aire, aplican fuerzas distribuidas por todo el dedo para poder doblarlo, extenderlo o girarlo según el movimiento deseado. Este nuevo método no limita los movimientos naturales del dedo, a diferencia de los dispositivos convencionales, que utilizan conexiones más rígidas (Raye yeow, Y. H., 2016).

Las órtesis de la mano, tanto en lo que se refiere a su concepción como a su realización, deben responder a objetivos terapéuticos precisos: estabilizar una articulación dolorosa o inestable, corregir un déficit de amplitud o una deformación, suplir un déficit motor y favorecer la reparación de la piel y del tejido subcutáneo. Para cada acción mecánica en una situación determinada se escogen módulos de base, materiales y accesorios específicos, en especial motores. El aparato ortopédico puede ser definitivo con el fin de proporcionar una compensación, pero la mayoría de las veces es temporal. En este caso, se modifica a medida que avanza la recuperación, por lo que debe estar bien coordinado con los protocolos de rehabilitación (Ortoiberica, 2018).

Durante el desarrollo del diseño se plantearon los siguientes ítems:

1. Selección del material: el material usado tiene las características de contraerse y retraerse sin sufrir ninguna modificación a nivel longitudinal y con la capacidad de ejercer fuerza suficiente para flexionar

las falanges.

Basados en las características de cada material teniendo en cuenta su precio, accesibilidad y especificaciones técnicas requeridas para el uso en el diseño de los tendones artificiales, empezando por su resistencia a la tracción y su tiempo de curado, consiguiendo el apropiado para este proyecto como el Dragon Skin 30, este también es ampliamente usado en prótesis médicas y aplicaciones de amortiguación, también se utilizan para una variedad de aplicaciones industriales y tienen un rango de temperatura de servicio de una constante de -65 °F a + 450 °F (-53 °C a + 232 °C).

TABLA I
CARACTERÍSTICAS DEL DRAGON SKIN 30

Datos técnicos	
Gravedad específica	1.08 g / cc
Volumen específico	25.7 cu. in/ lb.
Vida del pote	45 minutos
Tiempo de curación	16 horas
Dureza Shore	30 A
Resistencia a la tracción	500 psi
Módulo 100%	86 psi
Alargamiento @ descanso	364%
Resistencia al desgarrar	108 pli
Contracción	<.001 in. / in.
Mezcla por volumen	1A: 1B
Mezcla por peso	1A: 1B
Color	Translúcido
Precio	170000 * 500 gr

2. Selección de la tarjeta controladora:

se deben escoger los factores importantes para poder calificar las tarjetas a competir, empezando por el precio, haciendo que el prototipo sea mucho más accesible y disminuya su costo final. De acuerdo con el acceso, deberá ser fácil de conseguir, por si algún tipo de daño repentino ocurre, resulte posible reemplazarla.

Basados en las características de cada tarjeta y teniendo en cuenta las especificaciones técnicas requeridas, al igual que el valor monetario tan bajo en el mercado y de muy fácil acceso en la región, se determinó que la tarjeta apropiada para ser empleada en este proyecto es el Arduino Mega 2560 (figura 1) (García Cobo, J., 2021), sus características más importantes se encuentran en la Tabla II.

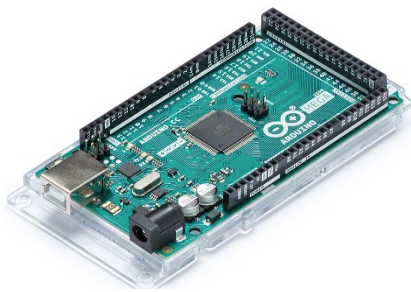


Fig. 1 Tarjeta Arduino Mega 2560.

La Mega 2560 (figura 1) es una placa electrónica basada en el Atmega2560. Cuenta con 54 pines digitales de entrada/salida (de los cuales 15 se pueden utilizar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UARTs (puertos serie de *hardware*), un oscilador de 16MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, un conector ICSP, y un botón de *reset*. Contiene todo lo necesario para apoyar el microcontrolador; basta con conectarlo a un ordenador con un cable USB o a la corriente con un adaptador de CA a CC o una batería para empezar.

TABLA II

CARACTERÍSTICAS ARDUINO MEGA 2560

Microcontrolador	ATmega2560
Tensión de trabajo	5V
Tensión de entrada (recomendada)	7-12V
Tensión de entrada (límite)	6-20V
Pines digitales I/O	54 (de los cuales 15 proporcionan salida PWM)
Pines de entradas Analógicas	16
DC Corriente por Pin I/O	20 mA
DC Corriente por Pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	256 KB de los cuales 8 KB se usan por el <i>bootloader</i>
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad del reloj	16 MHz
Largo	101.52 mm
Ancho	53.3 mm
Peso	37 g

3. Selección del compresor:

en este proceso se tendrán en cuenta algunas características, el compresor final deberá ser pequeño, pues se usarán 5 dispositivos de estos en el prototipo ocupando la menor cantidad de espacio posible, este tendrá la capacidad de sobrepasar los 150 psi sin ningún problema, pues nuestro tendón de Pneuflex necesitará esa potencia para poder realizar el arqueamiento completo llevándolo de 0° a 90°, sin olvidar que debe ser lo más económico para poder mantener el costo más bajo posible del prototipo.

Basados en todo lo anterior, se seleccionó el

compresor de 12V DATRAK (figura 2), debido a que este es un dispositivo con mucha potencia superando los 200 psi sin sufrir daños mecánicos, es de tamaño pequeño pues la parte interna no llega a sobrepasar los 15 cm de alto x 5 cm de ancho x 10 cm de alto, y con un costo muy bajo haciéndolo, sin consideración alguna, el mejor para este trabajo pues cumple todos los requisitos primordiales a cabalidad.



Fig. 2 Compresor 12v Datrak.

4. Selección de la válvula: como en las selecciones anteriores los factores primarios de elección de esta son la capacidad de soportar presiones mayores a 150 psi, ser lo más pequeña posible, de fácil acceso y sobre todo que sea de voltaje DC.

Debido a lo anterior, se selecciona la válvula SMC nvz 1120 (figura 3) (Festo, 2018), pues su diminuto tamaño facilita la posibilidad de poder posicionarla ocupando la menor cantidad de espacio y debido a su gran potencia, puede resistir presiones superiores a los 0.5 MPa y la posibilidad de ser usada a 24v DC. Estos factores nos llevaron a la selección de esta válvula posicionándola como la mejor para nuestro prototipo.



Fig. 3 Válvula SMC nvz 1120

Dentro de la metodología, la fase experimental consta del diseño y la construcción del tendón artificial. Antes de empezar con la construcción del tendón de Pneuflex, se necesitó tener una cámara de degasificación al vacío (figura 4), debido a que en la región de Norte de Santander no se encontró esta máquina y en el mercado (nuevas) son muy costosas. Teniendo en cuenta lo anterior, se construyó una casera donde se usó un compresor viejo y una olla de presión, pues esta gracias a su gran espesor, es capaz de soportar la presión de vacío parcial necesaria para la degasificación del material (Dragon skin 30).



Fig. 4 Cámara de degasificación al vacío

También usamos un molde donde verter el material (Dragon skin 30), el cual se diseñó en CAD donde este se divide en 2 partes para su fácil desmolde, una tapa (figura 5) y un contenedor (figura 6), estas 2 se juntan para así formar el molde correcto.

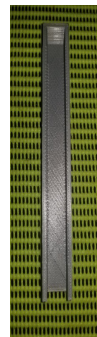


Fig. 5 Tapa del molde
del molde



Fig. 6 Contenedor

Después de tener estas 2 partes listas, se procede a la construcción del tendón iniciando por mezclar el material (Dragon skin 30) en partes iguales 1A:1B, ya sea por peso o por medida, donde posteriormente

se introduce este en la cámara de degasificación a -1 atmósfera parcial durante 5 minutos, donde se le quitarán cualquier tipo de burbuja que pudo haber sido creada al momento de la mezcla. Después, procederemos a introducir este en el molde donde dejaremos reposar por aproximadamente 12 horas. Pasadas las 12 horas desmoldamos el material y se procede a envolver con un hilo de poliamida, este impedirá que, cuando le apliquemos presión al tendón, se elongue en cualquier dirección ejerciendo la función de capa limitadora del esfuerzo radial (figura 7). Para la entrada de aire comprimido se perforó con un tornillo de $\frac{1}{4}$ para así poder ensamblarlo posteriormente a un racor de unión simple.



Fig. 7 Capa limitadora de esfuerzo radial con hilo de poliamida

Teniendo el tendón ya formado con la capa limitadora de poliamida, procedemos a cubrir la parte inferior de este con tela de seda de serigrafía, pues esta hará de limitadora de tensión generando así la curvatura de accionamiento que desarrollará el rango de movimiento de la falange donde estos serán unidos por una ligera capa de silicona de Dragon Skin 30 culminando con la degasificación final por 5 minutos, con la cual obtendremos como resultado el actuador suave (Pneuflex) que se muestra en la figura 8. para optimar la parte visual, derramar un poco de material sobre los moldes; esto hará que el tejido de poliamida no se sienta y solo se vea una capa suave de silicona que mejorará su textura al tacto y suavidad.

Al final de todo este proceso, se debe dejar que el molde seque por lo menos durante un día completo antes de hacer cualquier prueba que

requiera sometimiento de presión de algún tipo a este prototipo.



Fig. 8 Actuador Pneuflex

Con todas las etapas culminadas, correctamente procederemos a someter el actuador a las presiones, con la cual observaremos la curva de accionamiento desarrollada por el actuador de Pneuflex (figura 9) donde lo llevaremos a la curvatura máxima de la falange el cual es 90° .

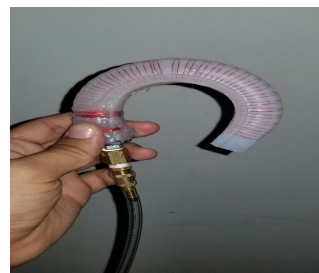


Fig. 9 Curvatura de accionamiento actuador

Para poder implementar el tendón artificial fue necesaria la elaboración de una órtesis terapéutica que será la encargada de unir el actuador con las falanges (figura 10), este ofrece un diseño de palma abierta, el cual se compone en su mayoría de un material con estructura flexible "licra" y una capa primaria que está compuesta por un material de estructura robusta que cubre la superficie dorsal de la mano donde es ajustada con la muñeca a partir de correas de velcro. Para el ajuste y posibilitar el uso de casi cualquier tamaño de mano, se usaron bolsitas de licra donde serán insertadas las yemas de los dedos en el extremo distal.



Fig. 10 Vista inferior órtesis terapéutica

Para el anclaje de los actuadores neumáticos, se usaron bandas de caucho distribuidas por la línea superior de los dedos ejerciendo presión sobre ellos evitando que se puedan escapar en el momento de la generación de presión y en la punta que une el distal con los tendones se anclaron con bolsillos elásticos que ayudan con la contención del material en el momento del trabajo (figura 11).

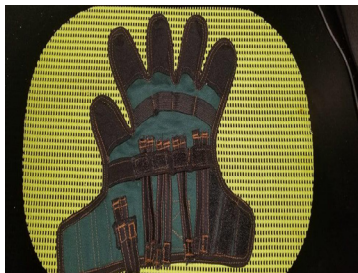


Fig. 11 Vista superior órtesis terapéutica.

Para la fácil portabilidad del prototipo, en la composición neumática y electrónica se integraron todas las partes en un solo contenedor, para ello se utilizó un bolso minimizando la sensación de peso donde se le integró una entrada de aire para refrigeración de componentes y distribución de aire para los compresores (figura 12).



Fig. 12 Bolso portador de elementos neumáticos y electrónicos

El bolso internamente contiene un Arduino Mega 2560, 5 compresores de 12v, 5 electroválvulas de 24v para la activación de los actuadores suaves y 10 relés que se encargan de la activación y desactivación de los componentes. Uniendo la órtesis terapéutica por medio de mangueras al sistema de portabilidad (figura 13) podremos dar como terminado el prototipo en conjunto para evitar el incremento del peso con baterías y sobre todo del incremento del costo, se usó cables de conexión hacia fuente de alimentación.

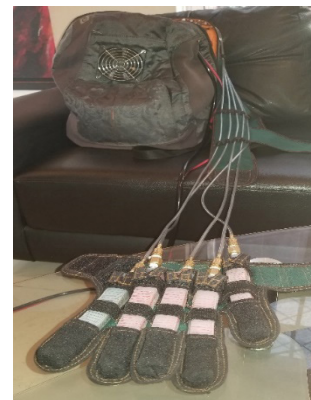


Fig. 13 Ortesis terapéutica con tendones

Para la ejecución de las secuencias de recuperación, se diseñó una aplicación que controla todo el dispositivo. Se podrán hacer movimientos, dedo por dedo (figura 14), secuencias preestablecidas como lo son las pinzas, cerrado completo de la mano, movimiento escalonado y movimiento secuencial (figura 15) donde todas se podrán mover gradualmente desde 15° hasta los 90°.

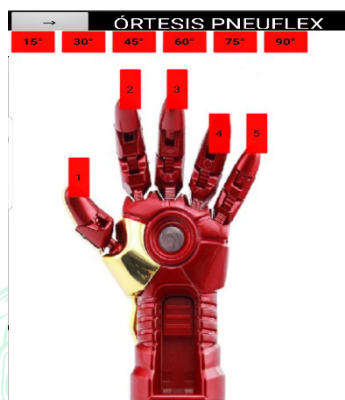


Fig. 14 Aplicación órtesis terapéutica movimiento dedo a dedo



Fig. 15 Aplicación órtesis terapéutica movimientos preestablecidos

Para la validación de la órtesis terapéutica con tendones artificiales se ejecutaron movimientos de flexión-extensión de las falanges de la mano con los ángulos determinados por la terapia correspondiente, los cuales describen que se debe llevar el dedo del paciente hasta los 90°, lo anterior realizado desde la aplicación (figura 16).

Para evaluar la eficacia usable del guante robótico suave en la prestación médica, se ejercieron movimientos descritos comúnmente en los ejercicios de rehabilitación, incluyendo los de oposición de pulgar con todos los demás dedos de la mano, además se tuvieron en cuenta escenarios donde al paciente se le hacen movimientos con todos los dedos de la mano, como el puño totalmente cerrado facilitando así la posible recuperación de diversas patologías de la mano; que molestan tanto en la recuperación de la

libertad del agarre funcional a tantas personas en el país y a nivel internacional.

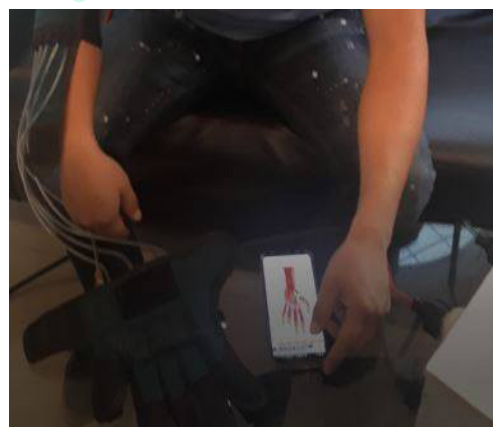


Fig. 16 Órtesis terapéutica con tendones artificiales

Conclusiones

En el desarrollo del trabajo, se estudiaron los movimientos armónicos naturales ejercidos por las falanges al momento de realizar las actividades de flexión-extensión donde se pudieron deducir la necesidad y el punto que deberíamos alcanzar al finalizar la construcción de nuestro prototipo de tendón artificial. Las muestras de estudios anteriores, nos orientaron con las posibles técnicas a utilizar dándonos un mejor enfoque hacia dónde deberíamos dirigirnos con nuestro proyecto y qué tipo de enfermedades podríamos mejorar con nuestra órtesis terapéutica; todo lo anterior, buscando la libertad motora de muchas personas que, día a día, sufren las inclemencias de no poder tener un buen tratamiento debido a la poca capacidad económica o el insuficiente avance que tiene nuestro país en tecnologías de este tipo.

Se establecieron los criterios de diseño que nos permitió el desarrollo del prototipo, alcanzando tanto el desarrollo del tendón de Pneuflex, como el diseño completo de la órtesis terapéutica, logrando el beneficio no solo en un tipo de padecimiento, sino en muchos posibles casos que ahora podrán

ser analizados con el fin de tratar las enfermedades de este tipo que agobian a muchas personas por no poder tener una libertad del agarre funcional y que con los estudios y pruebas necesarias podrían llegar a ser una excelente oportunidad para aquellos que tienen estos tipos de padecimientos no solo en el país sino a nivel latinoamericano.

La adecuada selección de los mejores materiales, tanto para la construcción del tendón como los elementos electrónicos, neumáticos y de control fue de mucho beneficio, pues nos ayudó a que todo saliera de la mejor manera sin ningún tipo de percance y con la mayor economía posible; todo esto fue posible porque se hicieron las matrices de selección debida escogiendo los materiales adecuados. Todo esto se llevó a cabo gracias a la identificación previa en el estado del arte que nos ayudó a comprender implícitamente los elementos necesarios para el correcto funcionamiento.

Para la culminación del diseño de portabilidad se superaron las expectativas tenidas al comienzo de este proyecto; las primeras necesidades de tener un tendón de Pneuflex fueron cumplidas porque se logró diseñar un equipo de portabilidad completo para toda una órtesis que será de mucha ayuda para aquellas personas que podrán volver a sentir lo que es agarrar un objeto con sus propias manos como si ellos mismos lo estuvieran haciendo, sin ningún tipo de intermediarios.

La realización del proyecto en tan corto tiempo, nos permitió ver que todo lo planeado en cada etapa preliminar fue ejecutado de la mejor manera. Es grato saber que se podrán beneficiar muchas personas en el futuro con una terapia más amigable al funcionamiento motriz de las falanges a un precio mucho más asequible, sobre todo para las personas de escasos recursos de nuestro país, pues tiene un bajo costo en comparación de las encontradas en el mercado, esto posibilita el acceso de esta tecnología

a un amplio porcentaje de personas.

Para validar el prototipo de la órtesis se hicieron aplicaciones donde se logró completar los grados máximos de flexión de las falanges obteniendo como resultado el éxito rotundo en sus posibles usos en cuanto a la recuperación flexor-extensor de las falanges; no solo eso, el abrir un campo de estudio totalmente nuevo en el país es el mayor logro de este proyecto buscando así la innovación en terapias para personas convalecientes, contribuyendo tanto en la posibilidad de recuperar la libertad del movimiento en las manos, así como en las demás articulaciones donde se podrán abrir nuevos temas de investigación y la creación de nuevos prototipos que beneficien a las personas con problemas en el agarre funcional y con múltiples patologías de movimiento muscular.

Referencias:

- Festo. Solenoid/pneumatic valves, Tiger 2000, 2018. Obtenido de https://www.festo.com/cat/en-gb_gb/data/doc_ENGB/PDF/EN/TIGER2000_EN.PDF
- García Cobo, J. Cubieboard 5 (2021) ¿Un rival para RaspberryPi o para el ordenador?: Obtenido de: <https://www.hwlibre.com/cubieboard-5-un-rival-para-raspberry-pi-o-para-el-ordenador/>
- Guarino, S. La Terapia en Espejo en la Rehabilitación de los Miembros Superiores tras un Ictus. Nepsa, 2018. Obtenido de: <http://nepsa.es/la-terapia-en-espejo-tras-un-ictus/>
- Hernández, J. Guante robótico para la rehabilitación y asistencia de manos. Alemania, Instituto Fraunhofer de Ingeniería, 2015.
- Ortoiberica. (2018). Obtenido de http://www.ortoiberica.es/ortopedia-protetica-exogena-ortetica/novedades/saeboflex_1665_22_8865_0_1_pro.html
- Panagiotis Polygerinos, Z. W. (2014). Soft robotic glove. Cambridge Press, USA, Universidad de Harvard, Instituto Wyss.
- Raye yeow, Y. H. (2016). Design, fabrication, and characterization of soft pneumatic actuators towards soft wearable robotic applications. singapur: univesidad nacional de singapur.