UNIVERSIDAD TECNICA FEDERICO SANTA MARIA

Repositorio Digital USM **https://repositorio.usm.cl**

Tesis USM Tesis Ingeniería en Diseño de Productos IDP

2017

DESARROLLO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO DE BAJO COSTO PARA REHABILITACIÓN MOTORA DE MANOS Y DEDOS DE PACIENTES EN TRATAMIENTO DE ACCIDENTE CEREBROVASC

SEREY CAMBIASO, MARTÍN JOSÉ

http://hdl.handle.net/11673/23315

Repositorio Digital USM, UNIVERSIDAD TECNICA FEDERICO SANTA MARIA

UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
INGENIERÍA EN DISEÑO DE PRODUCTOS
VALPARAÍSO – CHILE

DESARROLLO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO DE BAJO COSTO PARA REHABILITACIÓN MOTORA DE MANOS Y DEDOS DE PACIENTES EN TRATAMIENTO DE ACCIDENTE CEREBROVASCULAR.

MARTÍN JOSÉ SEREY CAMBIASO
MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO EN DISEÑO DE PRODUCTOS
PHD. PABLO PRIETO CABRERA
NOVIEMBRE – 2017

AGRADECIMIENTOS

En el cierre de esta etapa universitaria quisiera partir agradeciendo a la persona, la cual no recuerdo exactamente quien fue, que me presento esta carrea. Poca es la gente que logra estudiar a la primera una carrera que le apasione.

Agradezco a todos los profesores del departamento que me hicieron clases, en las cuales, aunque no me diera cuenta en el momento, fueron cambiando mi manera de ver el mundo. También a Karen y “Miss Ceci” que me ayudaron y salvaron en más de una situación.

Gracias a Paula Maldonado y Cristóbal Larraín por abrirnos las puertas del hospital de Peñablanca, donde junto al grupo de Concepción de Productos pudimos detectar la oportunidad en la que se basa este trabajo y tuvieron la convicción de seguir el

desarrollo de este concepto, del cual inicialmente dude.

Al profesor Pablo Prieto, del quien fui alumno y ayudante. Sus cursos determinaron la rama de la carrera por la cual tome mayor curiosidad. Gracias por permitir un libre desarrollo de este proyecto desde sus inicios hasta la realización de este trabajo de tesis.

Al Centro Avanzado de Ingeniería Eléctrica y Electrónica AC3E por facilitarme un amplio espacio para desarrollar el proyecto, donde tuve la suerte de conocer gente y proyectos muy interesantes.

A mis “partners” que me acompañaron en todo tipo de situaciones Andrea y Alan. Al “Pato” por su constante buena y desorden. Camilo, que se involucró durante todo el proceso con ideas y bromas y toda la gente con la que he compartido anécdota. Finalmente a mis amigos de Santiago: Frank, “Vicho” y “Juano”, los que me motivaban y aportaban con sus conocimientos de medicina.

DEDICATORIA

Dedicado a mi familia: Mauricio, Verónica y Andrea. Quienes siempre me han apoyado y mostrado el valor de la pasión, la disciplina y el amor.

RESUMEN EJECUTIVO

El presente trabajo comprende el desarrollo de la memoria de título, en relación a un prototipo tangible, creado a partir de una oportunidad detectada.

Los accidentes cerebrovasculares son la segunda causa de muerte a nivel mundial y en Chile se posicionan como la primera. Del total de personas que logra sobrevivir, se estima que un 80%, equivalente a 12.768 personas, se verían beneficiadas luego de un proceso de rehabilitación. Actualmente existen soluciones robóticas que complementan la terapia pero su precio es prohibitivo para los Hospitales. El objetivo de este trabajo es generar un exoesqueleto robótico de rehabilitación motora de manos y dedos de bajo costo para ser aplicado en el contexto del sistema de salud pública de Chile del cual se espera aumentar la tasa de

atención de pacientes, aumentar el porcentaje de rehabilitación de los pacientes y que el precio del aparato sea asequible por los centros de tratamientos públicos. El aparato pretende lograr estos objetivos mediante la combinación de la terapia espejo y la rehabilitación pasiva permitiendo al paciente realizar la terapia sin tener necesariamente una asistencia activa de un rehabilitador.

El dispositivo consiste en un guante con sensores de flexión para cada dedo, el cual registra los movimientos de la mano con movilidad normal, esta señal es recibida por el microcontrolador, el cual activa los cinco servos, cada uno encargado de mover un dedo. Luego, el movimiento de los servos es transmitido mediante tensores al exoesqueleto puesto en la mano a rehabilitar, donde mediante fuerzas de tensión se replica el movimiento de la mano sana.

El resultado de este trabajo consiste en un exoesqueleto de estructura suave (Tela) en los dedos y rígida en la palma y dorso de la mano, con la cual se logran de manera completa los movimientos de extensión y flexión de cada dedo por separado exceptuando el pulgar que se mueve solo en una línea. Ambos movimientos son generados de forma activa por tensores que imitan los tendones de la mano de manera simplificada. Gracias a esto también se pueden realizar movimientos de pinza entre el pulgar e índice. Otro aspecto es la priorización del movimiento sobre la sensibilidad al contacto con objetos. Esto responde a que se espera que tenga mayor impacto en la estimulación de la neuroplasticidad. Además del exoesqueleto se desarrolló un sistema de calibración de tensión y sistema de actuadores y control.

Si bien el exoesqueleto logra generar los movimientos deseados, existe un desfase entre el movimiento de la mano hábil y la

mano a rehabilitar de aproximadamente 1,5 a 2 segundos. Esto significa que la imitación del movimiento de manera espejo no se da, por lo que se recomienda que el trabajo futuro se focalice en este sistema.

La validación del prototipo se realizó en personas sanos, donde se comprobó que el dispositivo es capaz de generar los movimientos deseados.

ABSTRACT

The present work present the development of a tangible prototype, created from a discovered opportunity.

Strokes are the second cause of death worldwide and in Chile are the top one. Is estimated that the 80% of survivors, equivalent of 12.768 individuals, would be benefit of a rehabilitation process. Currently, there are robotic solutions that assist therapy, but the high prices are prohibitive for Chilean Hospitals. The objective of this work is to develop a low cost robotic exoskeleton for hand and finger motor rehabilitation after stroke to be implemented under the public Chilean health system context. Is expected that this device increments the treatment rate, achieve better rehabilitation results and keep an affordable price for public

rehabilitation establishments. The device aims to accomplish this objectives mixing mirror therapy and passive movements therapy of the hand, allowing the patient to practice the therapy without the active supervision of a therapist.

The apparatus consist in a glove with flexor sensor for each finger that register the specific movement of the healthy hand. The signals are then processed by a microcontroller that translate them into servomotors rotation, specific to mimic individually finger movement. The circular rotation of the servos are then transfer to the exoskeleton by tensors which actively generate the flexion and extension moves of the fingers in the hand to be rehabilitated.

The result of this work consist in the mix of a soft and rigid structure exoskeleton. The soft, fabric parts covers the fingers, allowing them to move in all the naturals degrees of freedom and the rigid ones fix the wrist in a semi flexion position and guides the tensors to the fingers. This allows a full motion for each finger, except the thumb. Both moves are actively generated by tensors based in the simplification of the tendon system of the hand. This also allows generate pinching between thumb and index finger. Another aspect is the periodization of the movements over the sensitivity of the extremity with objects interactions. This responds to that is expected that the repetitive movements are more important for neuroplasticity stimulation. Additionally to the exoskeleton, the development of the actuator system and a tension calibration system was necessary to test the exoskeleton.

Although the exoskeleton generates the expected movements, there's a gap of 1,5 to 2 seconds between the healthy hand and the one to rehabilitate. This time can be reduce if the hand moves slowly. This mean that the mirror therapy is not fully accomplished, so in order to generate a better rehabilitation this problem should be addressed.

La validación del prototipo se realizó en pacientes sanos, donde se comprobó que el dispositivo es capaz de generar los movimientos deseados.

The validation of this prototype consisted in using the device in healthy people, in which was proven that the device generate the expected moves .

GLOSARIO

Exoesqueleto: Estructura externa al cuerpo que asiste o genera movimientos en el portador.

Rehabilitación: Conjunto de métodos que tiene por finalidad la recuperación de una actividad o función perdida o disminuida por traumatismo o enfermedad.

Actuador: Dispositivo inherentemente mecánico cuya función es proporcionar fuerza para mover o “actuar” otro dispositivo mecánico.

Sensor: Dispositivo que detecta una determinada acción externa y la transmite adecuadamente.

Anatomía: Ciencia que estudia la estructura y forma de los seres vivos y las relaciones entre las diversas partes que los constituyen.

Ligamentos: grupo de tejidos conectivos que ligan los huesos o soporta las vísceras del cuerpo.

Tendones: Tejidos conectivos fibrosos que unen los músculos a los huesos.

Accidente cerebrovascular (ACV): Síndrome clínico de desarrollo rápido debido a una perturbación focal de la función cerebral de origen vascular y de más de 24 horas de duración.

ACV isquémico: Generados por una disminución o ausencia de circulación sanguínea en una zona específica del cerebro.

ACV hemorrágico: **H**emorragia intervertebral que causa daño al tejido neuronal aumentando la presión intracraneana.

Neuroplasticidad: Capacidad del cerebro de modificar las conexiones neuronales dinámicamente en respuesta a estímulos y cambios en el ambiente.

Terapia espejo: Forma de estimular la nueroplasticidad. Terapia donde se "engaña" al cerebro mediante un espejo ubicado perpendicular al torso del paciente que cubre la mano afectada. La persona percibe que su extremidad afectada se mueve normalmente.

Rehabilitación pasiva: Forma de estimular la neuroplasticidad. Una persona externa genera movimientos de flexión y extensión forma repetitiva.

Escala Medical Research Council (MRC): Diagnostica el control motor a través de la fuerza de los distintos músculos del cuerpo.

Hipotonía: Tono muscular inferior al normal.

Hipertonía: Tono muscular superior al normal.

Espasticidad: Hipertonía muscular de origen cerebral que se manifiesta por espasmos.

Hemiparesia: Disminución del control motor de un lado o hemisferio del cuerpo.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS 2

DEDICATORIA 4

RESUMEN EJECUTIVO 5

ABSTRACT 8

GLOSARIO 11

LISTA DE FIGURAS 17

LISTA DE TABLAS 19

INTRODUCCIÓN 20

OBJETIVOS DEL PROYECTO 22

Objetivo General 22

Objetivos Específicos 22

ANTECEDENTES 24

1.1 Anatomía de la mano. 26

1.1.1 Los huesos de la mano. 26

1.1.2 Ligamentos de la mano. 27

1.1.3 Tendones de la mano. 30

1.2 Movimientos básicos de muñeca. 33

1.3 Concepción de productos. 34

1.3.1 Etapa 1: Información y posibles soluciones. 35
1.3.2 Visita al Hospital y presentación de posibles soluciones a desarrollar. 35
1.3.3 Etapa 3: Nuevo Concepto. 35
1.3.4 Etapa 4: Resultado. 36
1.4 Accidente Cerebrovascular. 37
1.4.1 Tipos de accidentes cerebrovasculares. 38
1.4.2 Tiempo limitado para la rehabilitación. 38
1.5 Neuroplasticidad 40
1.5.1. Terapia espejo. 41
1.5.2 Rehabilitación pasiva. 42
1.6 Pacientes a Tratar 42
1.6.1 Escala de control motor 43
ESTADO DEL ARTE 45
2.1 Sistemas de guante traccionado por cable. 50
2.2 Sistema de estructura rígida traccionada por cable. 57
2.3 Sistema de exoesqueleto con distintas estructuras y actuadores. 59
2.4 Área de oportunidad 64
PROPUESTA 67
3.1 Trabajo antecesor. 69
3.2 Solución Propuesta. 70
3.2.1 Exoesqueleto. 70
3.2.1.1 Transmisión de la fuerza. 73
3.2.1.2 Donde se fijan los tensores. 74
3.2.1.3 Imitación fundas de ligamentos. 75
3.2.1.4 Estructura suave. 77
3.2.1.5 Estructura rígida. 77
3.2.1.6 Funda de tensores. 81
3.2.2 Fabricación Piezas guía. 81
3.2.2 Sistema de calibración de tensiones. 83

3.2.3 Sistema de actuadores y procesamiento. 89

3.2.3.1 Hardware electrónico. 89

3.2.3.2 Software. 90

3.2.3.3 Funcionamiento del sistema. 91

3.2.3.4 Hardware sistema actuadores. 92

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO 100

4.1 Exoesqueleto. 102

4.2 Hardware y software. 105

4.3 Validación del prototipo. 107

REFERENCIAS 108

ANEXOS 116

Programa cargado en Arduino del Prototipo desarrollado por Felipe Vera y Guillermo Becerra. 117

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Los huesos de la mano..... 27
Figura 2: Ligamentos..... 28
Figura 3: Vista lateral dedo..... 29
Figura 4: Anatomía dedo. 30
Figura 5: Vista lateral del dedo 31
Figura 6: Aparato extensor 33
Figura 7: Movimiento de extensión (A), flexión (B), abducción (C) y Aducción (D) 34
Figura 8: Prueba de concepto. Exoesqueleto y guante con tres sensores. 37
Figura 9: Persona realizando terapia espejo. 41
Figura 10: Demostración de terapia pasiva. 42
Figura 11: (a) Movimiento de los tensores cuando ambos dedos están libres. (b) Movimiento de los tensores cuando se impide el movimiento del dedo índice..... 50
Figura 12: Prototipo GLOREHA..... 51
Figura 13: Dispositivo wearable basado en un polímero 52
Figura 14: Vista palmar de la mano.. 53
Figura 15: GLOREHA..... 54

Figura 16: Vista latera de la mano 56
Figura 17: Handexos 57
Figura 18: Poleas y palancas sobre el dedo.. 58
Figura 20: Vista lateral CyberGrasp..... 59
Figura 19: Prototipo de desarrollo de HEXOSYS II 59
Figura 21: ExoHand. 60
Figura 22: Exoesqueleto y sensor de las señales cerebrales del paciente a rehabilitar.. 61
Figura 23: Vista lateral AMADEO. 62
Figura 24: Vista lateral de Hand Of Hope. 63
Figura 25: Posición de flexión máxima del dispositivo. 64
Figura 26: Prueba de concepto en usuario. 69
Figura 27: Diagrama de sistemas de la propuesta. 70
Figura 28: Rehabilitación de manos. 71
Figura 29: Comparación del espacio generado entre la palma y los dedos en posición de semi flexión (Izquierda) y flexión completa (derecha). 72
Figura 30: Enlaces con nudo de los tensores al final de las falanges 75
Figura 31: Vista lateral de la mano en pinza. 76
Figura 32: Piezas guía de tensores 79
Figura 33: Piezas guía de tensores. 80
Figura 34: Pieza Guía de tensores luego de ser fabricada en FDM y antes de ser moldeada anatómicamente. 82
Figura 35: Piezas de PLA maleables en moldes de pasta para modelaje. 82
Figura 36: Fabricación de moldes en pasta para modelar. 82
Figura 37: Sistema de calibración. 83
Figura 38: Cambio del tensor expuesto mediante el movimiento de la funda. 85
Figura 39: Sistema de calibración de tensores. 86
Figura 40: Lazo en el tensor de un actuador 88
Figura 41: Interfaz de control de velocidad y rango de movimiento. 92

Figura 42: Vista inferior de polea. 93
Figura 43: Vista superior de polea 93
Figura 44: Tensor fuera de la polea. 94
Figura 45: Guías de los tensores. 95
Figura 46: Vista desde el interior del dispositivo 96
Figura 47: Vista inferior del aparato. 97
Figura 48: Vista trasera del aparato. 98
Figura 49: Vista posterior lateral del dispositivo 99

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Sistema AHA de clasificación de evidencia. 47
Tabla 2: Problemas interpretados como oportunidades 66

INTRODUCCIÓN

Mientras que a nivel mundial, los accidentes cerebro vasculares (ACV) son la segunda causa de muerte desde hace más de una década (OMS, 2017), en Chile son la primera (MINSAL, 2016), ocasionando 1,03 muertes por hora. De las personas que logran sobrevivir existe un 10% que quedará sin secuelas, otro 10% que su condición no mejorará con terapia de rehabilitación y un 80% (Moyano, 2010), estimado en 12.768 personas que si se verá beneficiado. Actualmente, se han empezado a introducir aparatos robóticos, a nivel de productos como prototipos, que complementan el trabajo de los terapeutas, mejorando la efectividad y eficiencia de rehabilitación. Lamentablemente estas mejoras aún no se han implementado en el sistema de salud pública de Chile, dejando sin oportunidad de alcanzar una mejor rehabilitación a sus usuarios.

Ante esta situación, se plantea como objetivo el desarrollo de un dispositivo robótico para la rehabilitación motora de manos de pacientes que han tenido un ACV, asequible para ser implementado en los establecimientos del sistema de salud público de Chile que lo requieran, otorgando posibilidades de rehabilitación similares a las vistas alrededor del mundo, a través de la aplicación simultanea de la terapia espejo y la terapia pasiva, con el objetivo de mejorar la calidad de vida de los afectados después de la rehabilitación. El desarrollo de esta memoria de titulación para optar al título de Ingeniero en Diseño de Productos se enmarca en el desarrollo de un proyecto multidisciplinario interno de la Universidad Técnica Federico Santa María, liderado por el PhD Pablo Prieto.

Para lograr el desarrollo de este prototipo se comprendieron algunos de los conceptos de prototipos y productos de rehabilitación de manos actuales, se estudió la anatomía de la mano, se buscaron referentes que actúan de forma similar y que ya estaban validados científicamente. Con esta información se desarrollaron múltiples prototipos y finalmente se llegó a una versión que cumple con el objetivo propuesto.

A continuación se expondrán en primera parte los antecedentes, capítulo con toda la información preliminar necesaria para entender y contextualizar al lector, luego, se destacarán los problemas y su enfoque como oportunidades. En el tercer capítulo se expondrá el estado del arte, seguido de esto se desarrollará la solución para luego finalizar con las conclusiones y las sugerencias para el trabajo a futuro.

OBJETIVOS DEL PROYECTO

Objetivo General

Desarrollo de exoesqueleto robótico de bajo costo para rehabilitación motora de manos y dedos de pacientes que hayan sufrido un accidente cerebrovascular para así aumentar la tasa de atención y mejorar la rehabilitación de los pacientes.

Objetivos Específicos

1. Entregar de forma simultánea terapia espejo y terapia pasiva.
2. Generar extensión de cada dedo de forma independiente.
3. Generar flexión de cada dedo de forma independiente.
4. Generar una solución que abarque distintas dimensiones de manos.

5. Luego de su postura el paciente pueda usar el dispositivo sin asistencia activa de un terapeuta.
6. Lograr un prototipo con el cual se pueda validar la efectividad y eficiencia de la terapia propuesta.

CAPÍTULO 01

ANTECEDENTES

CAPÍTULO 01
ANTECEDENTES

A continuación se presentará información relevante para contextualizar al lector en las distintas materias que involucra este desarrollo. Se expondrá sobre la anatomía de la mano y sus movimientos, también se expondrá desde donde nace este proyecto. Finalmente se mostrarán los mecanismos de la rehabilitación de mano.

1.1 Anatomía de la mano.

La RAE define anatomía como la “Ciencia que estudia la estructura y forma de los seres vivos y las relaciones entre las diversas partes que los constituyen.” La anatomía de la mano es una “estructura compleja compuesta por 27 huesos, más de 20 articulaciones y más de 30 músculos, lo que hace que en un área tan pequeña converjan tejidos blandos y duros al mismo tiempo.” (López, 2012). En esta sección se presentarán sus estructuras y partes de manera general. Ya que este trabajo está relacionado con el movimiento de la mano se describirán las partes relacionadas a este, enfocándonos en el grupo de huesos, ligamentos y tendones de los dedos. Se excluirá el sistema nervioso y sanguíneo.

.

1.1.1 Los huesos de la mano.

Le Vay (2004) señala que los huesos son el armazón del cuerpo, cumplen con una función mecánica protegiendo los órganos internos y formando las palancas sobre las que nos movemos. También señala que el esqueleto está compuesto por alrededor de 206 huesos. Si consideramos que cada mano tiene 27 huesos, podemos calcular que las manos agrupan un 27,6% del total del esqueleto, reafirmando la complejidad de la estructura en un área limitada.

Como se puede apreciar en la figura 1 , los huesos se dividen en 5 grupos. Los huesos del carpo conocidos como la muñeca, los huesos metacarpianos que forman la palma y las falanges proximales, medias y distales que componen los dedos. Cabe señalar que el pulgar carece de falange media.

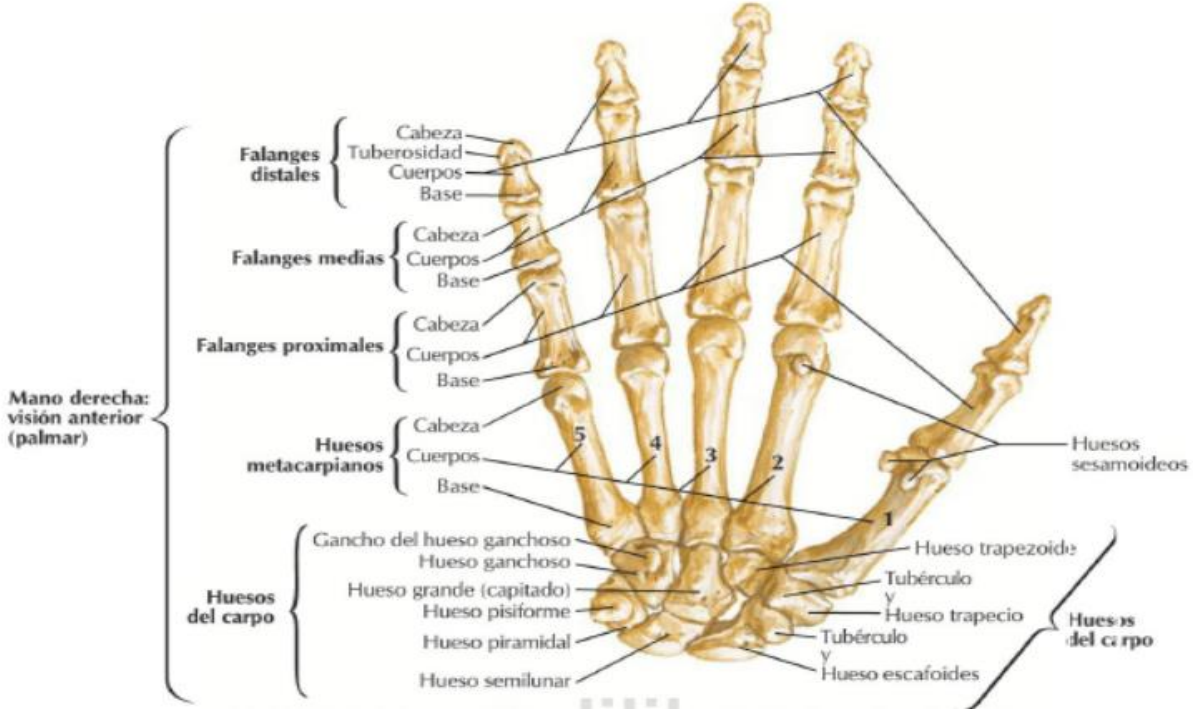


Figura 1*: Los 27 huesos de la mano con su respectiva indicación de nombre. Adaptado de "Atlas de Anatomía Humana" por F. H. Netter, 2015, p. 443, Barcelona: Elsevier España. Copyright 2014 por Saunders, an imprint of Elsevier Inc.*

1.1.2 Ligamentos de la mano.

Los ligamentos son un grupo de tejidos conectivos que ligan los huesos o soporta las vísceras del cuerpo (Arey, L. B., Burrows, W., Greenhill, J. P., & Hewitt, R. M. (1957)). Además de esto, en la mano cumplen con la función de guiar los tendones a través de la muñeca y los dedos. (Taylor & Schwarz,

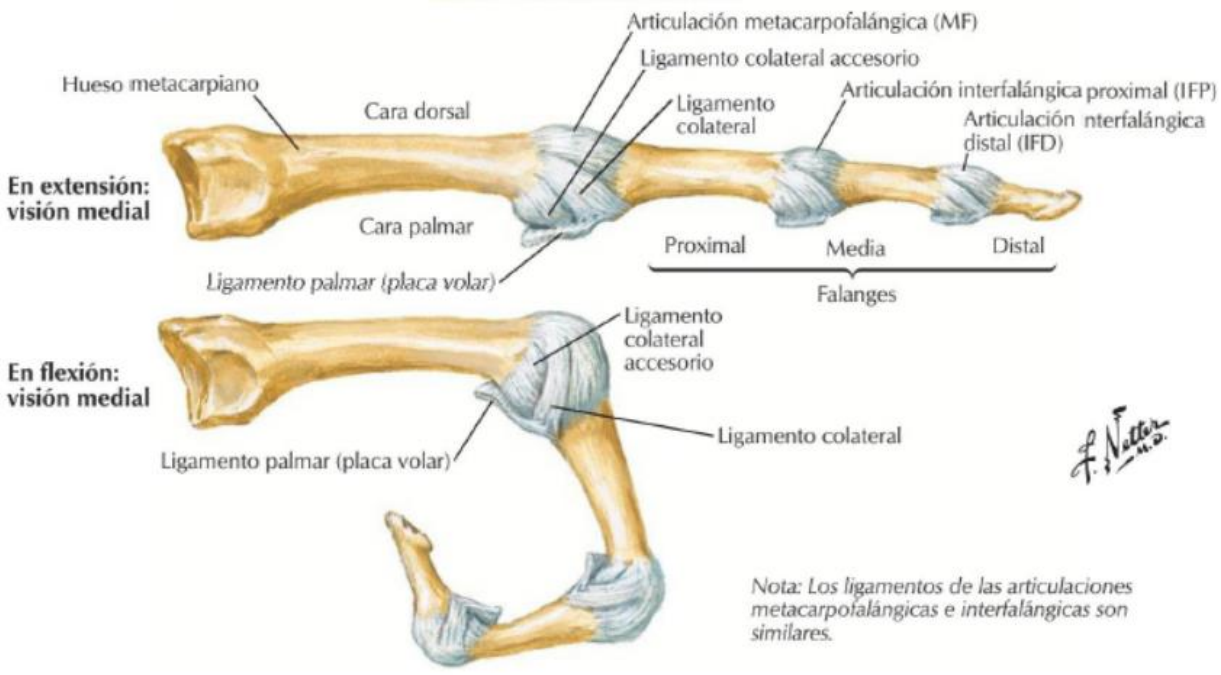


***Figura 2**: Ligamentos que forman las distintas articulaciones de los dedos. Adaptado de "Atlas de Anatomía Humana" por F. H. Netter, 2015, p. 445, Barcelona: Elsevier España. Copyright 2014 por Saunders, an imprint of Elsevier Inc.*

1955). Los ligamentos que conectan los huesos forman las articulaciones. En la Figura 2 se distingue la articulación metacarpofalángica (MF) que une el metacarpo con la falange proximal y las articulaciones interfalángicas proximales y distales que unen las otras falanges.

Además de articular los huesos, hay otro grupo de ligamentos que generan una funda a lo largo de cada dedo para guiar los tendones responsables de la flexión o cerrado de cada dedo. Dichos ligamentos se dividen en dos tipos (Figura 3), los anulares (A) y las porciones cruciformes (C) o poleas. Las porciones anulares son más fuertes

comparativamente que las cruciformes (Netter, 2015).

Al analizar esta distribución de los ligamentos podemos ver que ambos grupos se encuentran de manera intercalada a lo largo del dedo. También se aprecia que no se encuentran porciones anulares sobre las articulaciones. Podemos concluir que ambas características logran guiar el tendón y la fuerza que este ejerce de manera eficiente, sin limitar el movimiento de flexión.

De forma similar, los tendones de extensión están guiados por "fibras periféricas transversales, comúnmente llamadas bandas sagitales" (Proubasta, I., Lamas, C., Abat, F., Sarasquete, J., & Itarte, J. 2011). En la figura 4 se aprecia una visión frontal (A) y lateral (B) de la anatomía que detalla el sistema de extensión en la zona de un dedo.

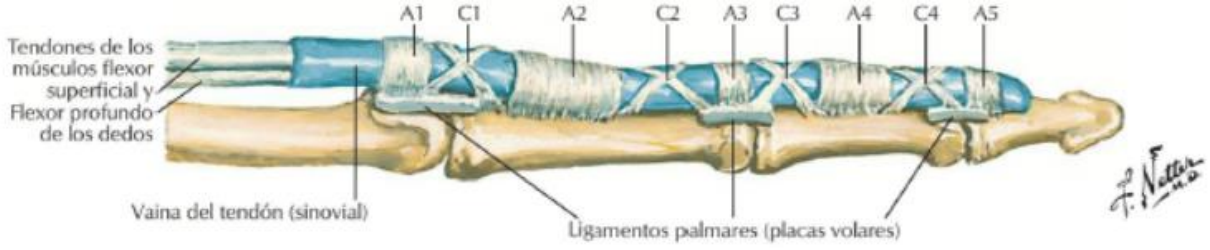


***Figura 3**: Vista lateral de un dedo en extensión con la cara palmar hacia arriba. Se destacan los ligamentos encargados de guiar los tendones para la flexión del dedo. Se aprecian las porciones de ligamentos anulares (A) y cruciformes (C). Adaptado de*

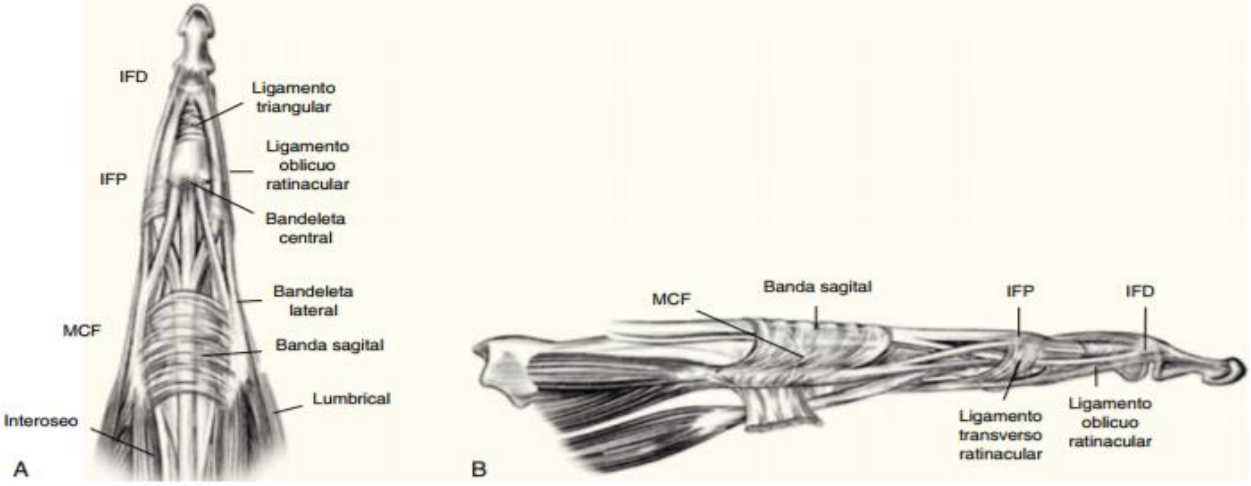


***Figura 4**: Se muestra la anatomía del dedo desde dos perspectivas, frontal (A) y lateral (B). también se identifican las articulaciones MCF o MF, IFP y IFD. "Adaptado de Luxación de los tendones extensores de la mano a nivel de la articulación metacarpofalángica" por I. Proubasta, C. Lamas, F. Abat, J Sarasquete & J. Itarte, 2011, Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, 55(2), 105-109. Copyright 2010 por Elsevier España, S.L.*

Se aprecia que hay distintos tipos de tejidos fibrosos tales como el ligamento triangular, las distintas bandas, etc.

1.1.3 Tendones de la mano.

A continuación, veremos la definición general de los tendones, su función en la mano y como se relacionan con los ligamentos y huesos de la mano para generar su movimiento.

"Los tendones son tejidos conectivos fibrosos que unen los músculos a los huesos" (Vorvick, 2016) Además ayudan a estabilizar las articulaciones (Tözeren,

1999). Taylor y Schwarz (1955) señalan que la mayoría de los músculos que se encuentran en el antebrazo se estrechan transformándose en tendones, los que atraviesan la muñeca para ligarse a tejido huesudo o ligamentoso de la mano. Debido a esta relación músculo-tendón-hueso cualquier contracción del músculo genera una fuerza de tracción sobre el hueso, la cual genera el movimiento (Tözeren, 1999).

Podemos dividir los tendones que mueven la mano en dos grandes grupos. Los tendones flexores, encargados de cerrar la mano y los tendones extensores que la abren. En la cara inferior o palmar del dedo se encuentran los dos tendones principales encargados del movimiento de flexión (Figura 5). Uno es el tendón flexor superficial, el cual se conecta por vínculos cortos y largos a la falange proximal y media

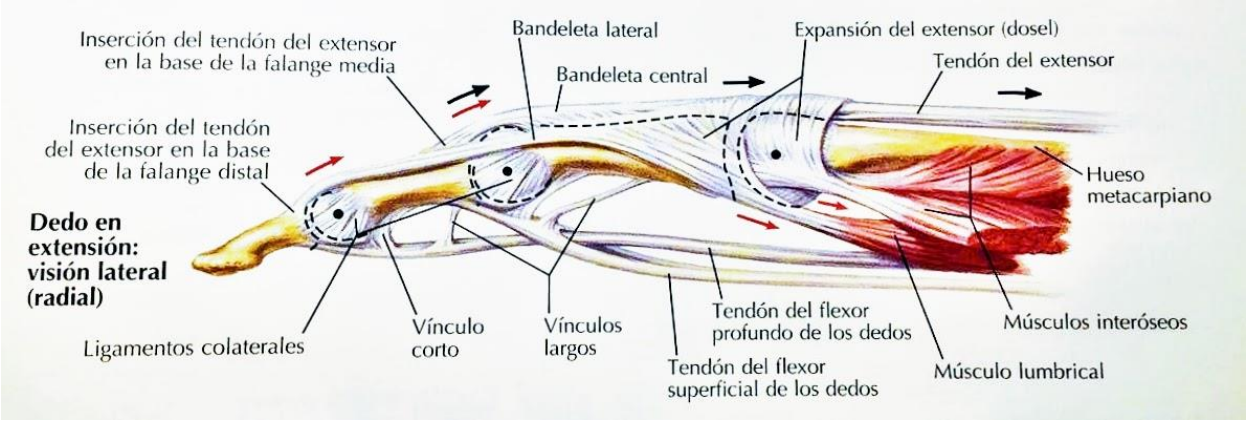
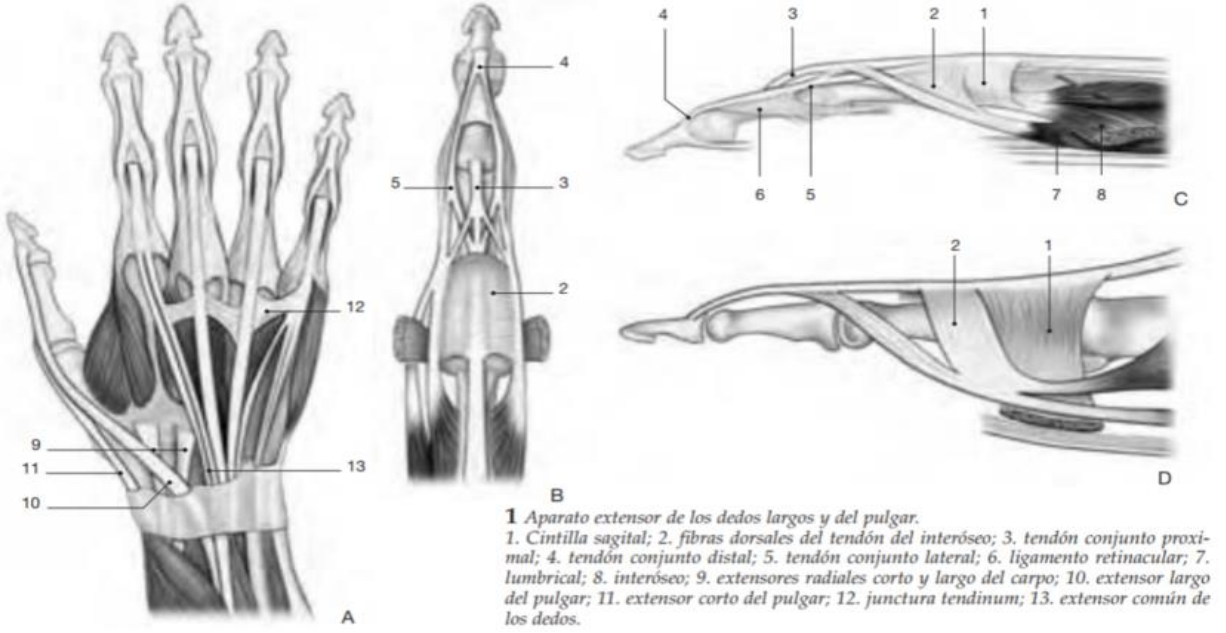


Figura 5: *Vista lateral del dedo donde se muestran principalmente los tendones y su conexión a las falanges. Los puntos negros señalan los ejes de rotación de las articulaciones. Adaptado de "Atlas de Anatomía Humana" por F. H. Netter, 2015, p. 45, Ba*

siendo su punto de tensión más importante el ubicado al inicio de la falange media (Pontificia Universidad Católica de Chile, s.f). Este tendón se bifurca y luego se une a la altura de la falange proximal, a través de este espacio pasa el segundo tendón, denominado flexor profundo. El flexor profundo está vinculado a la falange media y distal, insertándose en la base de la tercera falange. Es importante señalar que en la figura 5 se muestran los tendones fuera de la vaina y ligamentos que los guían y sujetan al hueso mostrados en la figura 3.

En el sistema extensor es más complejo diferenciar claramente qué tendones y ligamentos se encargan del movimiento de cada falange ya que hay una gran interconexión entre los distintos tendones, sistema muscular y ligamentos desde los metacarpos hasta las falanges (Henry, 2016). En la figura 6, se ilustra el sistema individualizando, principalmente los tendones. El tendón extensor (13) se expande luego de la articulación MF formando la Cintilla sagital (1) la cual es responsable de la extensión de la falange proximal. Luego la falange media es accionada por el tendón conjunto proximal el cual se inserta en su base (3). Finalmente, la falange distal se controla mediante el tendón conjunto distal (4) y los tendones conjuntos laterales (Masméjean, Le Bellec, & Alnot, 2000). En el caso del dedo pulgar su extensión se genera gracias al tendón extensor corto (11) y el largo (10).

Al analizar la Figura 6 B, podemos ver que el tendón extensor común se expande y bifurca a lo largo del dedo, pero esto no impide que finalmente se inserte en la falange distal (4). Otro aspecto a considerar es como los tendones comunes pasan por la muñeca de manera contigua para luego expandirse sutilmente hacia cada dedo.



1 *Aparato extensor de los dedos largos y del pulgar.*
1. Cintilla sagital; 2. fibras dorsales del tendón del interóseo; 3. tendón conjunto proximal; 4. tendón conjunto distal; 5. tendón conjunto lateral; 6. ligamento retinacular; 7. lumbrical; 8. interóseo; 9. extensores radiales corto y largo del carpo; 10. extensor largo del pulgar; 11. extensor corto del pulgar; 12. junctura tendinum; 13. extensor común de los dedos.

***Figura 6**: Aparato extensor con énfasis en los tendones. Cara dorsal carpo y mano (A). Cara dorsal dedo (B). Cara lateral de dedo con detalle de tendones (C). Cara lateral dedo con tendones simplificados (D). Adaptado de "Lesiones traumáticas de los te tendones extensores de la mano" de E. Masméjean, Y. Le Bellec & Alnot, J. Y, 2000. EMC-Aparato Locomotor, 33(4). Derechos de autor de Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS.*

1.2 Movimientos básicos de muñeca.

En esta sección se verá a grandes rasgos los movimientos de la mano y su debida clasificación. Además, se mostrará el rango de movimiento en grados de las articulaciones de los dedos.

Los movimientos de la mano se pueden dividir en los de la muñeca y el de los dedos

los cuales se realizan principalmente en dos planos, el de la flexión-extensión y el abducción-aducción (Figura 7). La muñeca se flecta entre 70 a 90° y se extiende 65 a 85°, en el otro plano se abduce (Movimiento radial) de 15 a 25° y una aducción (Movimiento cubital de 25 a 40° (Thompson & Floyd, 1999).

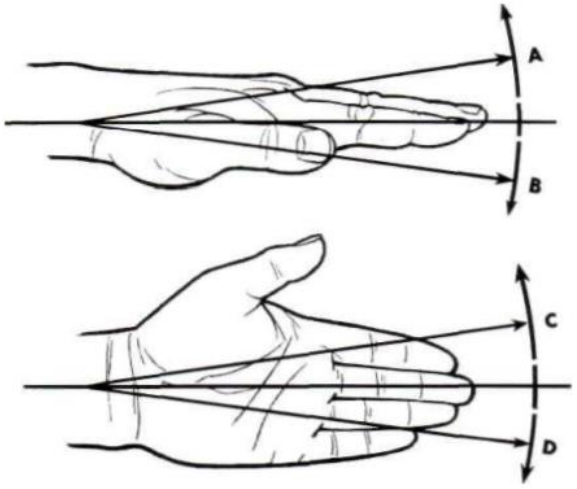


***Figura 7**: Movimiento de extensión (A), flexión (B), abducción (C) y Aducción (D). Adaptado de "The anatomy and mechanics of the human" hand por C. L.Taylor & R. J. Schwarz, 1955, Artificial limbs, 22.*

1.3 Concepción de productos.

El trabajo de esta memoria se funda en el resultado obtenido en el ramo Concepción de Productos 2015 por el grupo compuesto por Daniela Seguel, Eduardo Piñones, Sabrina Niño, Manuela Herrera y Martín Serey, bajo la tutela del Profesor Pablo Prieto y el ayudante Alan Vidal. A lo largo del desarrollo del proyecto, el equipo visitó en múltiples ocasiones el Hospital Juana Ross de Edwars de Peñablanca donde se relacionaban con los pacientes o potenciales usuarios y la fisiatra Paulina Maldonado, quien daba su feedback desde su campo y experiencia durante el proceso. A continuación, se expondrá resumidamente las etapas que se atravesaron para llegar a la prueba de concepto que fue el resultado del ramo.

1.3.1 Etapa 1: Información y posibles soluciones.

El encargo original consistió en desarrollar alguna solución para la rehabilitación de manos, dejando a cargo de los estudiantes qué tipo de lesión o problema específico iba a ser abordado. Con esto en mente se recopiló información de diversos problemas de la extremidad, formas de terapia actual y la fisonomía misma de la mano, en base a esta se plantearon diversos conceptos de soluciones.

1.3.2 Visita al Hospital y presentación de posibles soluciones a desarrollar.

Se coordinó una visita al Hospital con el fin de conocer el contexto real de la rehabilitación, levantar nueva información y presentar los posibles conceptos solución a los terapeutas. Luego de recorrer las instalaciones el equipo interactuó con tres pacientes, cada una con distintas problemáticas, las cuales expusieron sus dificultades cotidianas, las expertas del hospital aportaron con la información técnica y los estudiantes interrogaron a ambas partes en búsqueda de mayor información. Finalmente, el equipo presentó 5 de los conceptos propuestos anteriormente para tener el input de los expertos y así seleccionar uno a ser desarrollado durante el ramo.

1.3.3 Etapa 3: Nuevo Concepto.

Con la nueva información recopilada en el Hospital, el equipo tomó la decisión de descartar las 5 propuestas y desarrollar un concepto que se había desechado anteriormente. El concepto abordaría la rehabilitación motora de pacientes en tratamiento de accidentes cerebro vasculares o ACV. Esta decisión se funda principalmente en el factor tiempo, ya que la terapia de esta afección se limita a 6 meses

para tratar de recuperar las habilidades que permitirán al paciente vivir una vida con la menor cantidad de secuelas posibles. También influyó en la decisión que algunos de los tratamientos para estos pacientes demandan que un profesional del área esté sujeto a permanecer exclusivamente con un paciente. Posteriormente ahondaremos los fundamentos del proyecto.

El nuevo concepto se basa en la unión de dos terapias existentes, las cuales son la terapia espejo y la terapia pasiva. El dispositivo consiste en un exoesqueleto puesto en la mano a rehabilitar que genera simultáneamente el movimiento de la mano hábil gracias a sensores de flexión y servomotores. El equipo espera que al sumar estas terapias y aplicarlas simultáneamente la rehabilitación de los pacientes sea más efectiva.

1.3.4 Etapa 4: Resultado.

Luego de distintas pruebas y prototipos se logró concretar un dispositivo a nivel de prueba de concepto (Figura 8) que generaba un movimiento de flexión (cerrar la mano) suficiente para poder tomar objetos de una dimensión aproximada a una pelota de tenis.

El dispositivo logra generar el movimiento en la mano a rehabilitar gracias al accionar de los servos, los cuales reciben la señal desde los sensores de flexión ubicados en la mano no afectada por el ACV. A cada servo estaba conectado un sistema de cables Bowden (Sistema flexible de transmisión de fuerzas de tracción, donde un cable interior se mueve mientras que otro lo cubre) el cual se conectaba a los dedos por medio de piezas diseñadas especialmente colocadas en la parte superior de cada falange. El cable flexible se fijaba con una pinza, lo que permitía adaptar el dispositivo a los distintos largos de los distintos usuarios. Con esta

solución se generaba el movimiento de flexión y extensión con el mismo cable, pero es importante destacar que el movimiento para cerrar la mano se generaba principalmente en la falange MF quedando el resto del dedo en una posición de poca flexión. Esto es problemático ya que la base de la terapia pasiva es generar un movimiento completo de la extremidad.

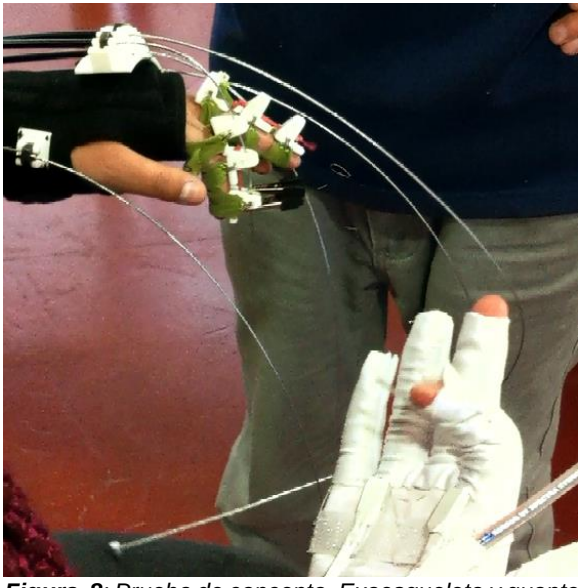


***Figura 8**: Prueba de concepto. Exoesqueleto y guante con tres sensores.*

1.4 Accidente Cerebrovascular.

En esta sección se verán las bases de un accidente cerebrovascular o ictus y sus causas más comunes, también se verán las distintas etapas por las que pasa un paciente desde el inicio del accidente hasta que se termina el tiempo limitado de rehabilitación. Finalmente se explicarán los mecanismos cerebrales que permiten que el paciente pueda ser, idealmente, completamente rehabilitado.

A nivel mundial, los accidentes cerebrovasculares son la patología neuronal más común, la cual puede generar secuelas tanto en el ámbito funcional como psicológico. La OMS define un accidente cerebrovascular (ACV) como: “un síndrome clínico de desarrollo rápido debido a una perturbación focal de la función cerebral de origen vascular y de más de 24 horas de duración”.

El 2011, incluso después de disminuir la mortalidad de este ataque, los ACV fueron la primera causa de muerte en Chile (MINSAL), cobrando una vida por hora. Si sumamos los nuevos pacientes a rehabilitar debido a la baja de mortalidad del accidente y una población envejeciendo, podemos inferir que la cantidad de pacientes a rehabilitar incrementa constantemente. Además, "De todos los pacientes que sobreviven, hasta un 30% precisa asistencia en el desempeño de sus actividades diarias" (Díaz, Pinel, & Gueita, 2011).

1.4.1 Tipos de accidentes cerebrovasculares.

Existen dos principales tipos de accidentes cerebro vascular, los de tipo isquémicos y los hemorrágicos (Garcia, Khang-loon & Pantoni, 1998).

Se denomina a los ACV o Ictus isquémicos cuando son generados por una disminución o ausencia de circulación sanguínea en una zona específica del cerebro. Este tipo representa el 80% del total de casos. Mientras que los hemorrágicos representan de un 10% a un 15%. Como su nombre lo indica, ocurre una hemorragia intervertebral que causa daño al tejido neuronal aumentando la presión intracraneana (Álvarez & Gálvez, 2011).

1.4.2 Tiempo limitado para la rehabilitación.

Una vez que ocurre el accidente cerebrovascular, se abre una ventana de tiempo finita en la cual las intervenciones terapéuticas tempranas son determinantes para la futura rehabilitación del paciente. Cuadrado (2009) afirma que, en la primera fase, denominada Aguda, se dispone de un tiempo crítico de 3 a 6 horas para lograr que

los tejidos aledaños al accidente, denominado área de penumbra, vuelvan a tener circulación de sangre (reperfusión). En la siguiente fase, subaguda, se busca aprovechar la neuroplasticidad en el área de la penumbra, para reaprender funciones físicas y cognitivas dañadas. Este periodo se conoce como *ventana de neuroprotección* (Doussoulin, 2011).

En la fase subaguda, 10% queda sin secuela, 10% queda severamente dañado, teniendo escasa probabilidades de rehabilitación y el "80% se beneficiaría de un proceso de rehabilitación activo" (Moyano, 2010). Luego de los 6 meses desde el accidente, los pacientes quedan con secuelas crónicas, las cuales, a excepción del equilibrio y el lenguaje, son difícilmente mejorables (Cuadrado, 2009).

Si el periodo de neurorrehabilitación, acotado principalmente a 3 meses, no es bien aprovechado, los pacientes se verán enfrentados a tener secuelas de mayor gravedad. Las secuelas pueden ser tanto físicas como cognitivas llegando a necesitar asistencia constante de terceros. A los 6 meses, en los países occidentales, más del 60% tendrán una mano no funcional para las actividades de vida diaria, y el 20-25% no podrán caminar sin asistencia (Cuadrado, 2009).

Más precisamente, Brokaw, Black, Holley y Lum (2011) señalan que después de tres meses solo el 12% de los sobrevivientes señalan que no tienen ninguna dificultad con el control de su mano, mientras que un 38% declara tener dificultades severas. También se detalla que la dificultad en la motricidad de la mano suele ocurrir por la hipertonía muscular de los músculos flexores de los dedos de la mano y la debilidad de los músculos extensores.

1.5 Neuroplasticidad

La neurorrehabilitación es posible gracias a que el cerebro tiene la capacidad de modificarse dinámicamente en respuesta a estímulos y cambios en el ambiente (Bergado & Almaguer, 2000), concepto denominado *neuroplasticidad.*

La neuroplasticidad se da en parte gracias a que la *capacidad instalada* de neuronas es muy superior a la que utilizamos previa al ACV (Martinez, Rubiera, Calle & Vedado, 2008). Gracias a la neuroplasticidad se generan cambios que permiten la restauración de funciones alteradas por los ACV. (Bergado & Almaguer, 2000). Esta reorganización neuronal es fundamental para la rehabilitación, ya que permite mitigar las consecuencias de un ataque, como por ejemplo el reaprender tareas básicas de la vida diaria tales como cepillarse los dientes o lavar los platos. Las neuronas de las zonas aledañas al ACV se reorganizan y "aprenden" a hacer la labor del área dañada.

Cuadrado (2009) señala que la recuperación de esta zona, gracias al flujo de sangre y la neuroplasticidad en la zona de penumbra, es la gran causal de mejoras en la rehabilitación. También destaca los resultados de del Copenhague Stroke Study, donde se declara que el 85% de la rehabilitación total que logrará el paciente (no significa que se rehabilitara al 100%) se habrá logrado el primer mes y medio, al tercer mes será del 95% y en el sexto se suele dar por estabilizado el cuadro. Luego de este lapso de tiempo el paciente queda con secuelas crónicas.

Tal como se expuso, los estímulos y cambios en el ambiente son la base fundamental para que se activen los mecanismos de plasticidad neuronal, esto cobra gran importancia al entender que en la rehabilitación, independiente de la causa o

tipo de ACV, los estímulos son la base fundamental para que exista rehabilitación, ya que generan la actividad cerebral necesaria para que el cerebro se reorganice y reaprenda las funciones dañadas. A continuación se presentan las dos formas de estimular la neuroplasticidad utilizadas en este trabajo.

1.5.1. Terapia espejo.

En la terapia espejo (Figura 9) el paciente se sienta en frente de un espejo perpendicular a su torso. El espejo tapa el brazo afectado por el ACV por lo que el paciente ve su extremidad no afectada en el espejo. Esto genera una ilusión en la que el cerebro del paciente cree que está moviendo su brazo afectado, por lo que se cree que se estimula la neuroplasticidad y por ende se genera la rehabilitación (Rothgangel, Braun, Beurskens, Seitz & Wade, 2011). En una revisión más reciente, Hartman y Altschuler (2016) señalan que al parecer los pacientes con hemiparesia se ven beneficiados al ejercitar la terapia espejo durante la fase subaguda y crónica.

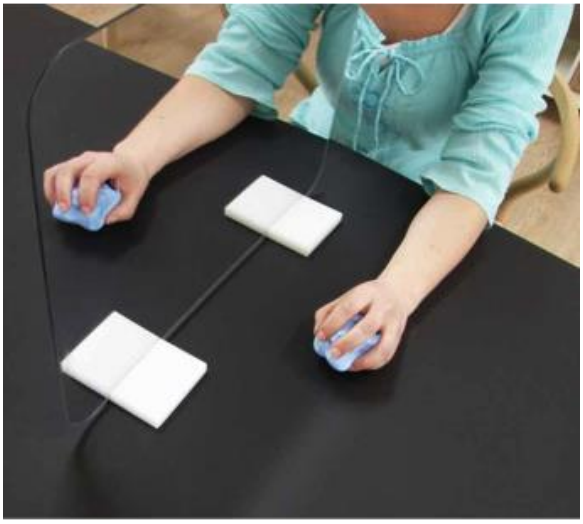


Figura 9: *Persona realizando terapia espejo. El brazo del lado izquierdo es el reflejado por el espejo. Rescatado de "Focusing on Visual Perception to Improve Motor Performance After Stroke", por A. Walton, 2017 (http://mrri.org/focusing-on-visual-perception-to-improve-motor-performance-after-stroke/#more-1464).*

1.5.2 Rehabilitación pasiva.

La rehabilitación pasiva en la mano consiste en que el terapeuta genera movimientos de flexión y extensión de los dedos de forma repetitiva (Figura 10), aflojando así la tensión de las articulaciones y los músculos. Este movimiento genera un estímulo en el cerebro gatillando la neuroplasticidad.

***Figura 10**: Demostración de terapia pasiva. Rescatado de "ROM Therapy Strategies for Fingers" por RMCrayne, 2012 (https://www.youtube.com/watch?v=fgunRLNQMs8).*

1.6 Pacientes a Tratar

Luego de que una persona se ve afectado por un ACV presentará distintos déficits neurológicos, los cuales variarán acorde al lugar y severidad donde ocurrió el accidente en su cerebro. La American Heart Association-Stroke Outcome Classification clasifica estas dificultades en seis grupos: Motora, sensitiva, comunicación, visual, cognitiva y emocional. Acorde al objetivo de este trabajo se explorará la clasificación motora, enfocada en la clasificación motora de la mano y dedos.

En la fase aguda, el signo más agudo es la hipotonía muscular (Cuadrado, 2009). La RAE define la hipotonía como "Tono muscular inferior al normal", por lo que presenta una disminución en la movilidad y la extremidad parece flácida. Cuadrado también señala que durante esta etapa uno de los objetivos son estimular

sensorialmente el hemisferio del cuerpo afectado y realizar “movilizaciones pasivas lentas de amplitud máxima”.

Luego, en la fase subaguda el paciente presenta espasticidad en el hemisferio del cuerpo afectado. Al contrario de la hipotonía, la espasticidad “se refiere a músculos tensos y rígidos” (MedlinePlus, s.f.) y la RAE la define como “Hipertonía muscular de origen cerebral que se manifiesta por espasmos”. Cabe destacar que tal contracción de los músculos es involuntaria. Cuadrado (2009) señala que en esta etapa se debe continuar con movilización pasiva de la extremidad y a medida que se vaya logrando una recuperación de los movimientos voluntarios, se debe dar paso a movimientos activos-asistidos. También indica que la espasticidad “produce una limitación relevante de las capacidades motoras” por lo que dificultan las actividades de la vida diaria en el futuro del paciente.

Esta disminución del control motor de un lado o hemisferio del cuerpo también se denomina hemiparesia y en los casos más severos, donde se llega al grado de hemiplejia, el paciente tiene un hemisferio paralizado. Cuando hay un paciente hemipléjico es muy probable que este pertenezca al 10% de los casos que no son tratables.

1.6.1 Escala de control motor

En los casos de hemiparesia podemos encontrar distintos grados control de la mano. Acorde a lo visto en el Hospital de Peñablanca se utiliza la Escala del Medical Research Council (MRC) desarrollada en 1976, la cual está desarrollada para diagnosticar el control motor a través de la fuerza de los distintos músculos del cuerpo. Se utiliza ya que es un procedimiento simple y rápido de realizar.

La escala está dividida de 0 a 5 y se recomienda examinar la fuerza de los

músculos por cada articulación. La división es:

- 0 = No hay contracción muscular.
- 1 = Tirita o hay rastros de contracción muscular
- 2 = Movimiento activo, solo si se elimina la fuerza de gravedad sobre la extremidad.
- 3 = Movimiento activo en contra de la gravedad.
- 4 = Movimiento activo en contra de la gravedad y aplicando fuerza de resistencia.
- 5 = Fuerza normal.

Se ha sugerido que la categoría 4 se subdivida en 4-, 4 y 4+ lo que sígnica que la fuerza aplicada en contra es leve, moderada o fuerte (MRC, 1976).

Para aplicar esta escala a muñeca y dedos el paciente tiene que realizar los movimientos de flexión y extensión mientras que el encargado de aplicar el test tiene que estar atento a las contracciones musculares de este. En la categoría 2, la eliminación de la fuerza de gravedad significa que el paciente rote su mano dejándola en posición vertical con el pulgar hacia arriba. En 3 el paciente coloca su mano paralela al suelo y se le indica que la flexione. La categoría 4 es la que genera mayor ambigüedad ya que depende de la persona que aplica el test determinar que es fuerza leve, moderada o fuerte.

Es probable que el exoesqueleto a desarrollar tenga mayor aplicación en los pacientes de clasificados en las categorías 1, 2 y 3 ya que estos no mueven la mano de forma activa, por lo que se verían beneficiados de un movimiento pasivo. En el caso de 0 si la razón del nulo movimiento muscular es porque existe una hemiparesia severa o incluso hemiplejia se podría llegar a lesionar al paciente al forzar los movimientos.

CAPÍTULO 02

ESTADO DEL ARTE

CAPÍTULO 02

ESTADO DEL ARTE

En esta sección se expondrán las conclusiones de algunas revisiones sistemáticas sobre la intervención de dispositivos robóticos en la rehabilitación motora de la extremidad superior. también se mostrarán referentes disponibles en el mercado y la academia, haciendo hincapié en sus fortalezas y debilidades.

En el 2010 la American Heart Association (AHA) realizó una publicación científica sobre el cuidado y rehabilitación de pacientes con ACV donde luego de analizar y presentar los mejores estudios y tratamientos basados en la evidencia decretaron que la rehabilitación de la extremidad superior asistida por robots se puede dividir en dos categorías, lo cual depende del estado del paciente (Badesa, Morales, Garcia-Aracil, Sabater, Casals, & Zollo, 2014). Para pacientes no hospitalizados y con secuelas crónicas el aporte favorable se clasifica, basado en evidencia, como Clase I y nivel de evidencia

A. En el caso de pacientes hospitalizados se considera que hay evidencia Clase IIa con nivel de evidencia A (Tabla 2).

***Tabla 1**: Sistema AHA de clasificación de evidencia.*

Clasificación	Descripción	
Clase I	Condiciones por las cuales existen evidencias o acuerdo general que un procedimiento o tratamiento dado es útil y efectivo	
Clase II	Condiciones por las cuales hay evidencias conflictivas y/o una divergencia de opinión sobre la utilidad/eficacia	
Clase II a	La utilidad/eficacia está menos bien establecida por la evidencia/opinión	
Clase II b	Condiciones por las cuales existe evidencia o acuerdo general que un procedimiento o tratamiento dado no es útil/efectivo y en algunos casos puede ser peligroso	
Clase III		
	Nivel de evidencia	
A	Alto	Si los datos son derivados de varios ensayos clínicos aleatorios que involucran gran número de pacientes
B	Intermedio	Si los datos son derivados de un limitado número de ensayos clínicos aleatorios que involucran pequeño número de pacientes o de un cuidadoso análisis de estudios no aleatorios o registros observacionales
C	Bajo	Es cuando existe un consenso de expertos quienes dan las bases primarias para su recomendación

Nota. Rescatado de "Nuevas guias para el implante de marcapasos y cardiodesfibriladores" por C. Mauratore s.f. (http://www.fac.org.ar/tcvc/llave/c340/murato.htm)

En la revisión de Norouzi-Gheidari, Archambault y Fung (2012) se comparan los resultados de procesos de rehabilitación tradicional, procesos de rehabilitación intensos y rehabilitación tradicional combinada con asistida por robot. Se indica que no hay diferencia en los indicadores de recuperación motora, habilidad en las actividades básicas de la vida diaria, fuerza y control motor entre la rehabilitación intensiva y la tradicional asistida por robots cuando ambas son aplicadas durante el mismo tiempo/intensidad. En otro escenario se afirma que al sumar la asistencia robótica a la terapia tradicional se mejoran los resultados en comparación de la terapia tradicional por sí sola de manera significativa. Se cree que este incremento en la mejora se debe a la combinación de una prolongación del tiempo de la terapia teniendo como factor clave la repetición de movimientos generados por el aparato robótico. Esto da una muestra de que es posible aumentar el porcentaje de recuperación y al mismo tiempo aumentar la tasa de atención de pacientes, ya que durante la terapia asistida por robots puede haber un terapeuta supervisando a varios pacientes, lo que no implica un esfuerzo extra para el terapeuta

Duschau-Wicke, Caprez y Riener (2010) Condujeron un experimento en el cual investigaban los efectos inmediatos de la rehabilitación asistida por robot entre terapias que requerían la cooperación del paciente versus las que no, ósea las que eran completamente pasivas. Para esto se usó el robot Lokomat, rehabilitador de marcha. El estudio concluye que la rehabilitación asistida por robot en la que el paciente coopera y participa activamente reduce el torque o resistencia de la extremidad a ser movida por el robot, incrementa el ritmo cardiaco y la actividad

muscular lo cual resulta en una mayor variación de movilidad al terminar la sesión que la terapia en la que el paciente no coopera.

Una de las maneras de mejorar el control motor de la mano después del ACV es el uso repetitivo de ésta (Taub, Uswatte, & Elbert, 2002; Fischer, Stubblefield, Kline, Luo, Kenyon & Kamper 2007). Bajo este principio se han creado diversos dispositivos que asisten el movimiento de la mano tanto en extensión como flexión. Acorde a Fischer et al (2007) los robots de rehabilitación han surgido como una herramienta para que los pacientes puedan realizar sesiones intensivas de terapia, las cuales podrían ser difíciles de otorgar debido al tiempo y al grupo de profesionales rehabilitadores limitados.

Con respecto a los pacientes, Fischer et al (2007) señalan que los individuos con hemiparesia moderada o severa crónica tienden a tener mayor dificultad con los movimientos de extensión de los dedos que de flexión.

En la revisión realizada por Heo, Gu, Lee, Rhee & Kim (2012), se plantea que los exoesqueletos para manos se pueden clasificar acorde a distintos criterios dentro de los cuales está el tipo de actuador, la transmisión de fuerza, grados de libertad, el método de registro o sensado de información y el método de control. Entre estos, escogieron el tipo de actuador como criterio principal. También agruparon la información según el uso de los dispositivos, existiendo la categoría de rehabilitación y exoesqueletos de asistencia, cuyo propósito es ayudar a los pacientes en las actividades de la vida diaria.

Otra categorización fue realizada en la revisión efectuada por Inseong Jo, Joonbum Bae (2016), donde se agrupan en sistemas de guante traccionado por cable, sistema de estructura traccionada por cable y sistema de exoesqueleto con distintas estructuras y actuadores.

Ya que el objetivo principal de este trabajo es la creación de un exoesqueleto, se presentará la información acorde a lo planteado por Inseong Jo, Joonbum Bae. Esto no excluye que se analicen aparatos de uso de asistencia, ya que también se puede rescatar información relevante sobre su manera de funcionar, su materialidad y su interacción con la mano del paciente.

2.1 Sistemas de guante traccionado por cable.

Dentro de esta categoría podemos encontrar el Exo-Glove (In, Cho, Kim & Lee, 2011) y

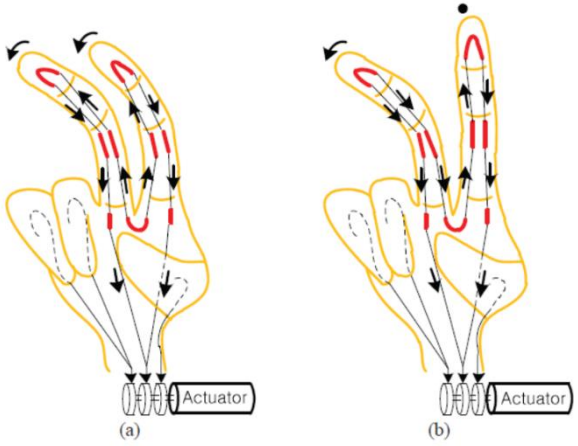


Figura 11: (a) Movimiento de los tensores cuando ambos dedos están libres. (b) Movimiento de los tensores cuando se impide el movimiento del dedo índice. Figura rescatada de "Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand exoskeleton" por H. In, K. J. Cho, K. Kim & B. Lee, 2011. In Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on (pp. 1-6). IEEE.

su versión mejorada, Exo-Glove Poly, los cuales fueron desarrollados para asistir al usuario. El Exo-Glove, al ser de tela propone un diseño sin articulaciones el cual por sí solo no mantiene una forma rígida, por lo que aprovecha la estructura de la mano. Tiene un mecanismo que actúa activamente por la parte inferior de los dedos índice,

medio y pulgar. El sistema funciona con un tensor extensor y un arreglo más complejo para la flexión, la cual permite que los dedos se adapten a la superficie de los objetos con los que interactúan (Figura 11). Los cables de flexión estaban conectados a un actuador único, mientras que los cables de extensión eran accionados por un resorte.

Debido a que el exoesqueleto es de tela (Figura 12), el guante tendía a soltarse y cambiar de posición durante los experimentos, esto tiene como consecuencia que el movimiento y la fuerza generada por el actuador no se transfiere correctamente a los dedos.

En el mismo plano, se señala que el cable utilizado debería tener un menor coeficiente de fricción, mayor resistencia a la tracción y un módulo de Young menor. Mejorar estas condiciones debería mejorar el desempeño y durabilidad del tensor.

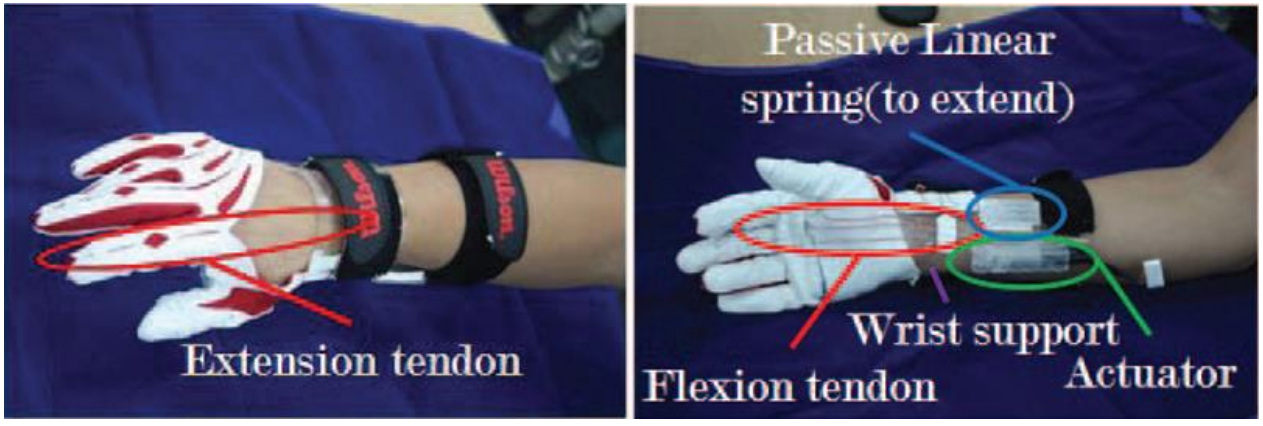


***Figura 12**: En La imagen superior se muestran los elásticos extensores. En la imagen inferior, el azul muestra donde se fijan los elásticos. En verde se muestra el actuador único, en rojo se indican los tensores de flexión. Figura rescatada de "Joint Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand exoskeleton" por H. In, K. J. Cho, K. Kim & B. Lee, 2011, Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on (pp. 1-6). IEEE.*

Como sucesión del Exo-Hand, Kang, Lee, In, Jeong, Chung & Cho (2016) desarrollaron el Exo-Hand Poly (Figura 13), el cual fue desarrollado principalmente en Silicona. El diseño de este aparato tiene características que le permiten ajustarse a diferentes tamaños de mano, la ventilación de la piel, poder ser limpiado entre el uso de pacientes y recubre los cables para que no dañen al paciente.

En esta segunda versión, se soluciona el problema de la transmisión de fuerza de los tendones agregando un anclaje rígido (Figura 14) en la muñeca de la extremidad (Tendon anchoring support TAS), luego los tensores son conducidos a través de tubos de teflón incrustado en las partes de silicona.

La generación del movimiento está dada por dos motores DC. Uno está dedicado al movimiento del pulgar mientras que el otro se encarga del movimiento del dedo índice y medio.

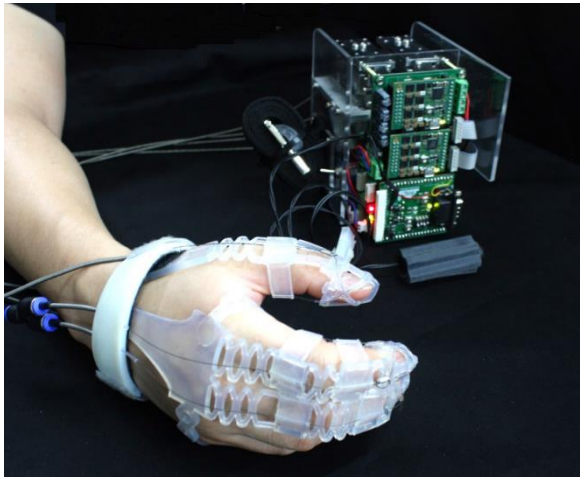


Figura 13: *Dispositivo wearable basado en un polímero y accionado por tendones. Rescatado de "Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand" por B. B. Kang, H. Lee, H. In, U. Jeong, J. Chung & K. J. Cho, 2016, Robotics and Automation (ICRA), 2016 IEEE International Conference on (pp. 3750-3755). IEEE.*

Este sistema guía a los tensores para generar el movimiento de flexión con dos piezas con forma de C que salen desde la parte dorsal de la falange proximal y media. En el caso de este exoesqueleto esto puede no ser un problema ya que solo hay contacto entre estas piezas en la zona entre los dos

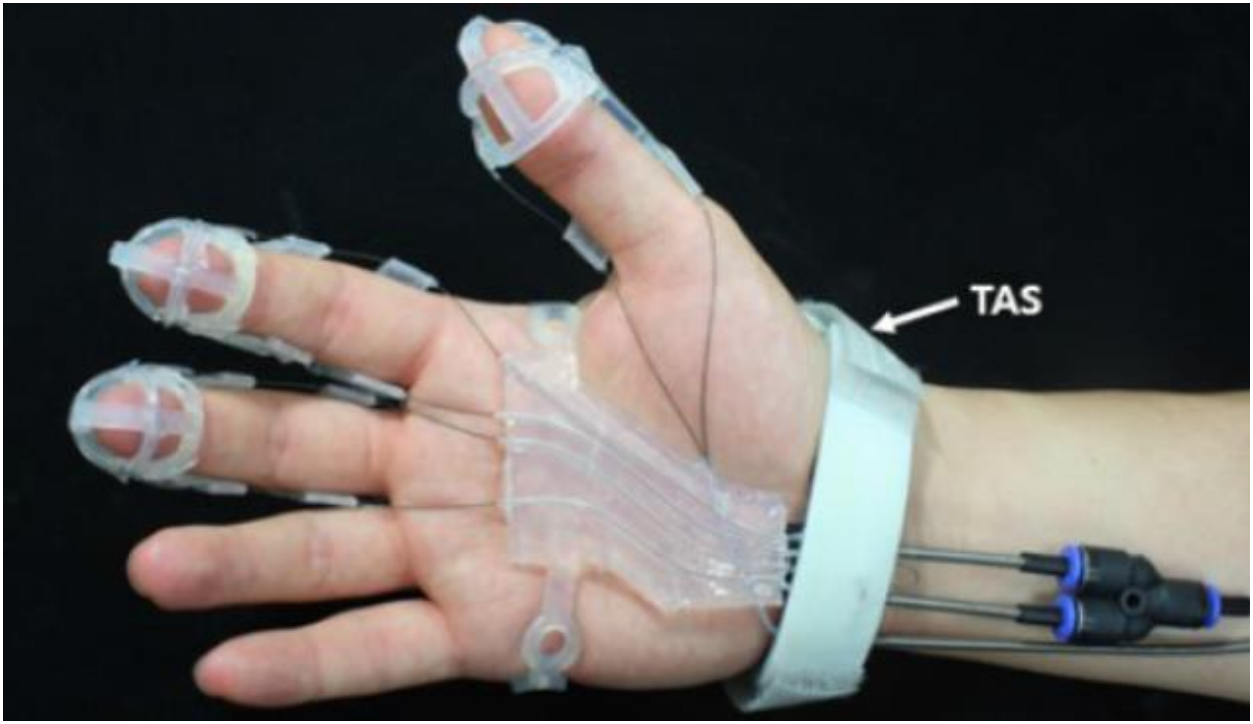


***Figura 14**: Vista palmar de la mano. Se indica el TAS, además se ve la distribución de los tensores. Rescatado de "Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand" por B. B. Kang, H. Lee, H. In, U. Jeong, J. Chung & K. J. Cho, 2016, Robotics and* Automation (ICRA), 2016 IEEE International Conference on *(pp. 3750-3755). IEEE.*

dedos. pero podría transformarse en un problema que interfiera con el movimiento si se aplicara este sistema a los 5 dedos de la mano y si generan movimientos aleatorios por cada dedo.

Un aspecto a tener en cuenta es el espacio que existe entre las piezas que guían a los tensores por la parte inferior-lateral del dedo y la pieza que guía los tensores por la palma de la mano. En este tramo los 4 cables quedan expuestos y dificultan el proceso de postura del dispositivo en el paciente.

Otro desarrollo relevante es el presentado por Borboni, Mor & Faglia (2016) denominado Gloreha (figura 15). Este exoesqueleto que se puede encontrar en el mercado fue desarrollado para funcionar bajo el control de un software computacional específico, en el que el paciente como el terapeuta puede acceder a distintos

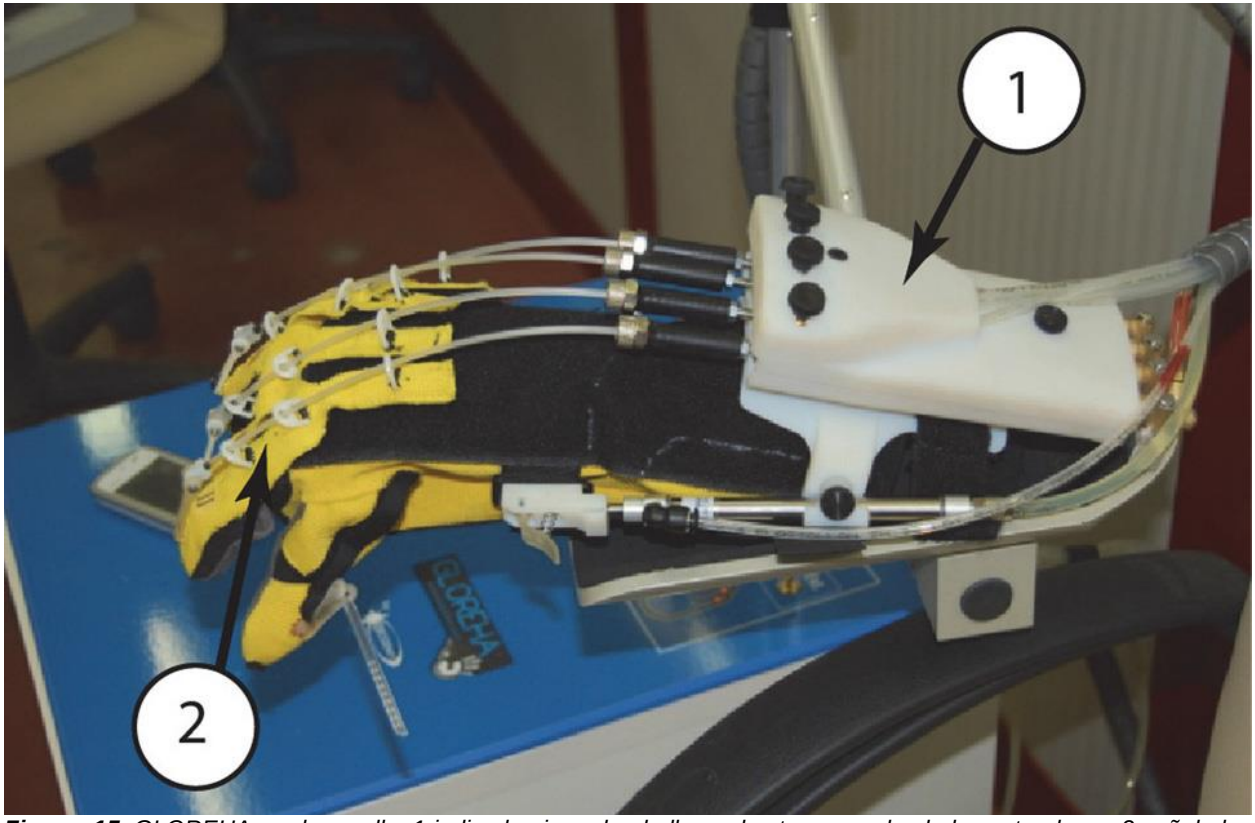


***Figura 15**: GLOREHA en desarrollo. 1 indica la pieza donde llegan los tensores desde los actuadores. 2 señala las guías de los tensores. Figura rescatada de "Gloreha—hand robotic rehabilitation: design, mechanical model, and experiments" por A. Borboni, M. Mor & R. Faglia, 2016, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 138(11), 111003. Copyright 2016 de ASME*

ejercicios de terapia. En una versión más avanzada, presentada por Michele C. Cottini en el *Quale tecnologia per quale riabilitazione* (Fisiosport Italia, 2016). Se muestra que el exoesqueleto también puede ser controlado por la mano sana del paciente. No se han encontrado publicaciones donde se explique el sistema de funcionamiento, pero se puede apreciar que el exoesqueleto replica los movimientos de la mano sana en la extremidad a rehabilitar.

En este dispositivo cada dedo puede ser flexionado o extendido de forma independiente. También señalan que los movimientos aleatorios y sorpresivos aumentan el estímulo neuronal.

Uno de los puntos que aborda explícitamente este trabajo y que no se ha visto tratado en otros desarrollos es el posible aumento de la rigidez de las articulaciones y la hinchazón de los dedos en las manos que presentan flacidez de los pacientes. Además, sugieren dejar el área de la palma libre ya que puede generar en algunos pacientes un reflejo de cierre de la mano.

El dispositivo consiste en un soporte de tela con forma de guante pero que deja libre la palma y cara palmar de los dedos, afirmándose solo en la punta de estos con una forma de dedal mientras que en el otro extremo se fija a la muñeca de forma completa (Figura 16). Las articulaciones de los dedos son movidas por actuadores ubicados de forma remota a la persona, los cuales transmiten su movimiento a través de cables a cada dedo de forma independiente. Los cables utilizados no son especificados, pero tiene una rigidez tal que permiten generar el movimiento de flexión generando una fuerza de compresión (empujando) sobre las falanges distales. Debido a la mecánica de los dedos, esta provoca el movimiento de las articulaciones. Cabe

señalar que este concepto o la forma en el que está implementado no permite el cierre completo de la mano. Los tensores son guiados con funda hasta la mano, donde se fijan inicialmente en el antebrazo y en la última versión encontrada se fijan en la parte anterior de la articulación MF (Figura 16). La fijación de los tensores a la mano se declara como la parte más crítica, ya que de ella depende la transmisión del movimiento de manera confiable y eficiente. Al colocarlos sobre las falanges MF se evita que se pierda parte de movimiento generado en el material ubicado en el dorso.

Figura 16: *Vista lateral de la mano. En el lado izquierdo se ven los dedales. Sobre las falanges MF se encuentra el anclaje de los tensores. Figura rescatada de "Gloreha Sinfonia: upper limb rehabilitation - Bilateral training" por GLOREHA IDROGENET, 2017 (https:// www.youtube.com/watch?time_continue=37&v=zfc0jza1m4g).*

2.2 Sistema de estructura rígida traccionada por cable.

Inseong et al (2016) ejemplifica este tipo de aparato con el dispositivo Handexos (Figura 17). A diferencia de los ejemplos anteriores, aquí se identifican claramente las partes rígidas. Las articulaciones del dispositivo, formadas por poleas, están alineadas con el de giro que las propias del dedo, transmitiendo así el torque generado por el actuador. Al estar posicionado sobre los dedos, deja libre el área de contacto de la palma y dedos para que interactúen con los objetos de la vida diaria. Sin embargo, la estructura rígida solo permite el uso para pacientes con una dimensión específica de sus falanges, ya que si los ejes de rotación de los dedos no están alineados con los del aparato se pueden generar lesiones debido a golpes entre la mano del paciente y el aparato (Pilwon et al, 2012). Además, las dimensiones de la estructura impiden que los dedos adyacentes estén lo suficientemente cerca, dificultando el movimiento natural de los dedos (Inseong et al, 2016).

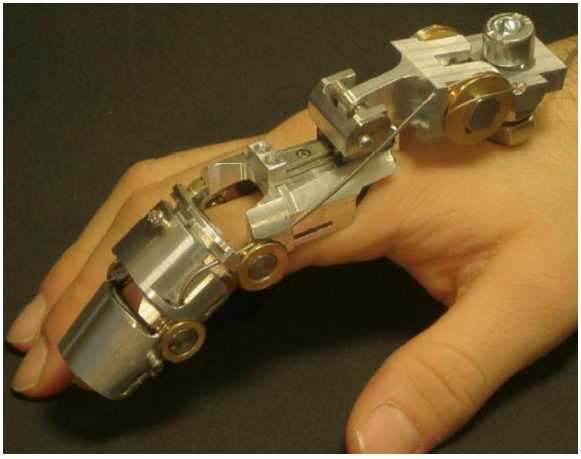


***Figura 17**: Handexos implementado en el dedo índice. Se identifican las poleas en color bronce. Figura rescatada de "HANDEXOS: Towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand" por A. Chiri, F. Giovacchini, N. Vitiello, E. Cattin, S. Roc Roccella, F. Vecchi & M. C. Carrozza, 2009, Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on (pp. 1106-1111). IEEE.*

También existen otros dispositivos bajo esta categoría que reduce el espacio ocupado entre los dedos con un mecanismo de palancas poleas posicionados sobre el dedo (Figura 18), ejemplo de esto es el propuesto por Wege, A., & Hommel, G. (2005). Sistema con actuadores externos en el que se utiliza menos espacio entre los dedos colindantes. También posee un sensor de posición que ayuda al control de los actuadores.

La compañía CyberGlove Systems desarrolló un exoesqueleto denominado CyberGrasp. Este producto fue diseñado para interactuar con objetos virtuales entregando retroalimentación al usuario del peso y dimensiones de los objetos, dando la sensación de que se está interactuando con un objeto físico real. En su aplicación en rehabilitación el exoesqueleto es capaz de asistir los movimientos de apertura de la mano. Se utiliza junto a un software con distintos ejercicios para movimientos repetitivos de la mano y brazo. En la figura

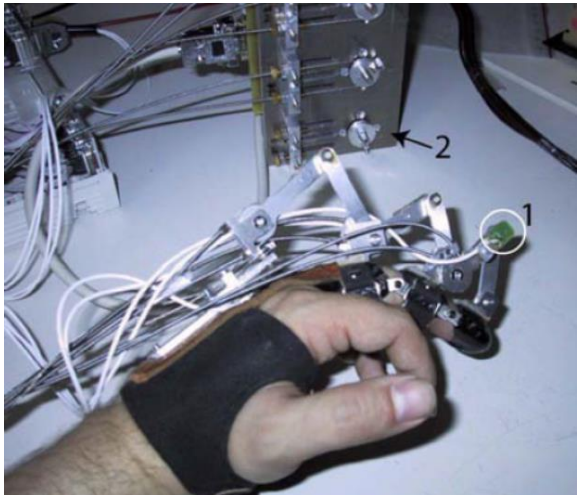


Figura 18: *Poleas y palancas sobre el dedo. Sistema de fijación al dedo rígido. (1) señala un sensor Hall de posicionamiento y (2) indica el mecanismo de actuación. Figura rescatada de "Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries" por A. Wege, & G. Hommel, 2005, Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on (pp. 3046-3051). IEEE.*

19 se aprecia que el exoesqueleto no ocupa un espacio entre los dedos que interfiera el movimiento natural. También se aprecia el volumen que ocupa el dispositivo sobre la mano.

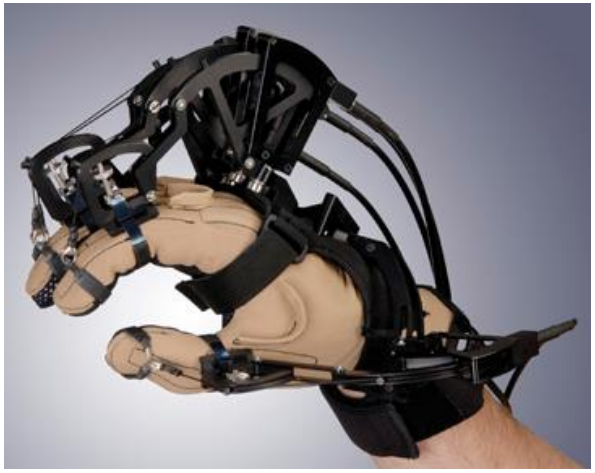


***Figura 20**: Vista lateral CyberGrasp. Figura rescatada de "CyberGrasp" de CyberGlove systems, 2017 (http://www.cyberglovesystems.com/cybergrasp/).*

2.3 Sistema de exoesqueleto con distintas estructuras y actuadores.

Acorde a Inseong et al (2016) en esta clasificación se pueden encontrar las estructuras más complejas, sin embargo, serían las que transmiten la fuerza a los dedos de la mejor forma. Además esperan que este tipo de dispositivo disminuyan sus volúmenes y simplifiquen sus estructuras

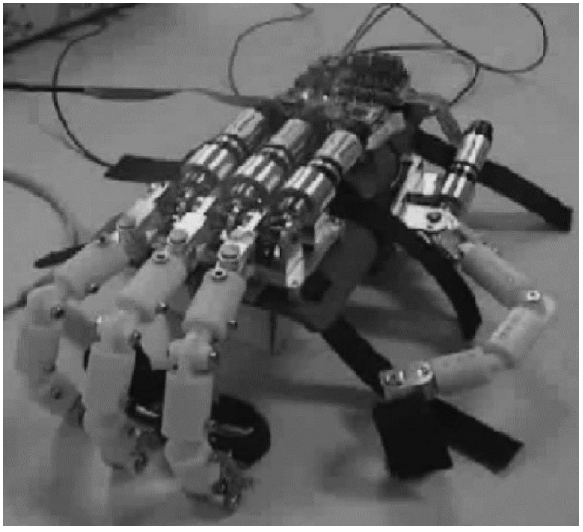


***Figura 19**: Prototipo de desarrollo de HEXOSYS II. Rescatada de "HEXOSYS II-towards realization of light mass robotics for the hand" por J. Iqbal, O. Ahmad & A. Malik, 2011, Multitopic Conference (INMIC), 2011 IEEE 14th International (pp. 115-119). IEEE*

cuando se desarrollen actuadores en los que se pueda controlar la fuerza y sean más compactos.

HEXOSYS II es un prototipo (Figura 20) desarrollado por Iqbal, J., Ahmad, O., & Malik, A. (2011) que se posiciona en el dorso de la mano, dejando libre la cara palmar de esta. El dispositivo de actuadores lineales

pesa 600 gramos y genera un movimiento activo de flexión y extensión en las tres articulaciones de cada dedo. El sistema también permite la abducción y aducción pasiva de la mano. La estructura se vincula al dedo con un velcro en forma de anillo a la falange media.

La compañía de automatización alemana FESTO desarrollo un brazo robótico accionado por actuadores neumáticos. Un operador utiliza el exoesqueleto, con el cual controla el brazo y mano robótica, la que replica los movimientos generados por el operador (Figura 21). Se ha visto en video (FestoHQ, 2012) demostrativo que el dispositivo logra replicar los movimientos de manera precisa y suave.

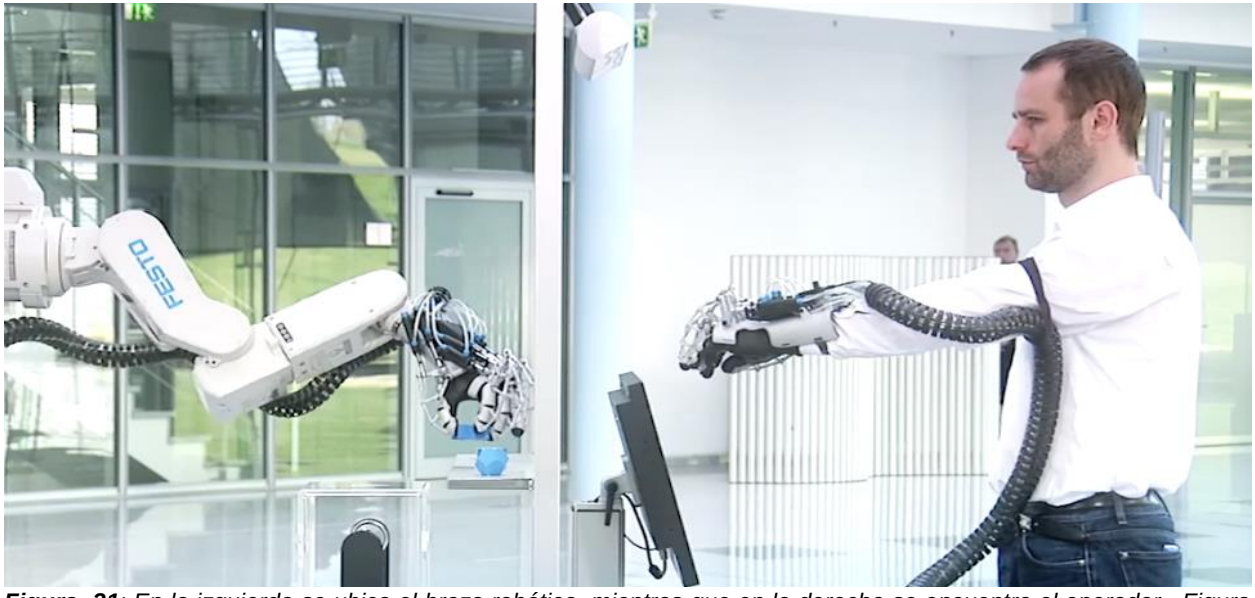


***Figura 21**: En la izquierda se ubica el brazo robótico, mientras que en la derecha se encuentra el operador. Figura rescatada de "Festo ExoHand" por FestoHQ, 2012 (https://www.youtube.com/watch?v=EcTL7Hig8h4&t=34s).*

Su uso en rehabilitación se ha planteado, en el cual el dispositivo se controlaría con una interfaz Cerebro-computador, en la cual se recibiría la señal de un encefalograma que daría la orden de abrir o cerrar la mano (figura 22).

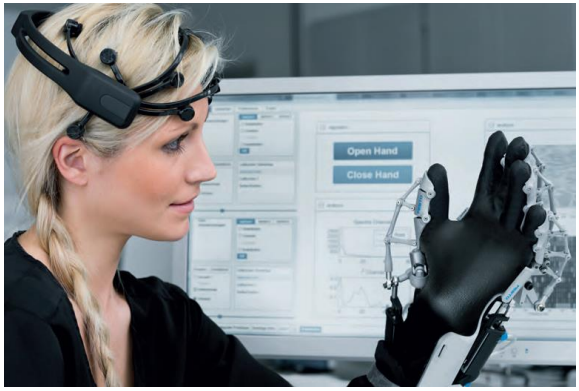


***Figura 22**: Exoesqueleto y sensor de las señales cerebrales del paciente a rehabilitar. Figura rescatada de ExoHand: New scope for interaction between humans and machines por Festo, 2012, Alemania.*

La compañía Tyromotion creó AMADEO, producto que genera el movimiento de los dedos de una manera distinta. Como se muestra en la figura 23 el antebrazo se fija a una estructura y las falanges proximales se vinculan al aparato. Cada dedo es conducido por una pieza que se mueve paralelo al dedo en un carril de una dirección y ambos sentidos. Estas piezas pivotan durante su desplazamiento. El aparato también sensa el rango de movimiento propio del paciente y gracias a un software sugiere ejercicios de rehabilitación aptos a su condición. Este dispositivo también involucra el movimiento del brazo en general y elimina la resistencia que pueda tener la fuerza de gravedad en la extremidad. El 2015, el portal web Robotics Businness review señaló que el precio de este producto era de USD100.000. (Robotic business review, 2015).

Hand Of Hope (Rehab-Robotics, s.f.) es otro exoesqueleto rígido (Figura 24). Detecta la intención de movimiento de la mano gracias a sensores ubicados en el antebrazo, de esta manera asiste el movimiento de flexión y extensión. La

Figura 23*: Vista lateral AMADEO. Las falanges distales se fijan a la maquina con cinta adhesiva desechable. En la parte inferior de los dedos se aprecian los rieles. Muñeca y antebrazo son fijados a la estructura. Figura rescatada de "The Tyrosolution - Clever Therapy" por Tyromotion, 2015 (https://www.youtube.com/watch?v=mr7awXumrLg).*

terapia se realiza junto a un software con diversos ejercicios. El dispositivo deja la cara palmar libre y es accionado por actuadores lineares ubicados en el dorso. Su movimiento de flexión se ve limitado por sus componentes mecánicas.

Finalmente, se distingue los exoesqueletos con actuadores en los que el movimiento es generado por un fluido (agua o aire). Tiene la particularidad de que los actuadores son el elemento principal que estructura el exoesqueleto.

El prototipo de Polygerinos, Wang, Gallowaya, Wooda & Walsh (2014) mostrado en la figura 25, utiliza actuadores hidráulicos, ubicados en el dorso de la mano.

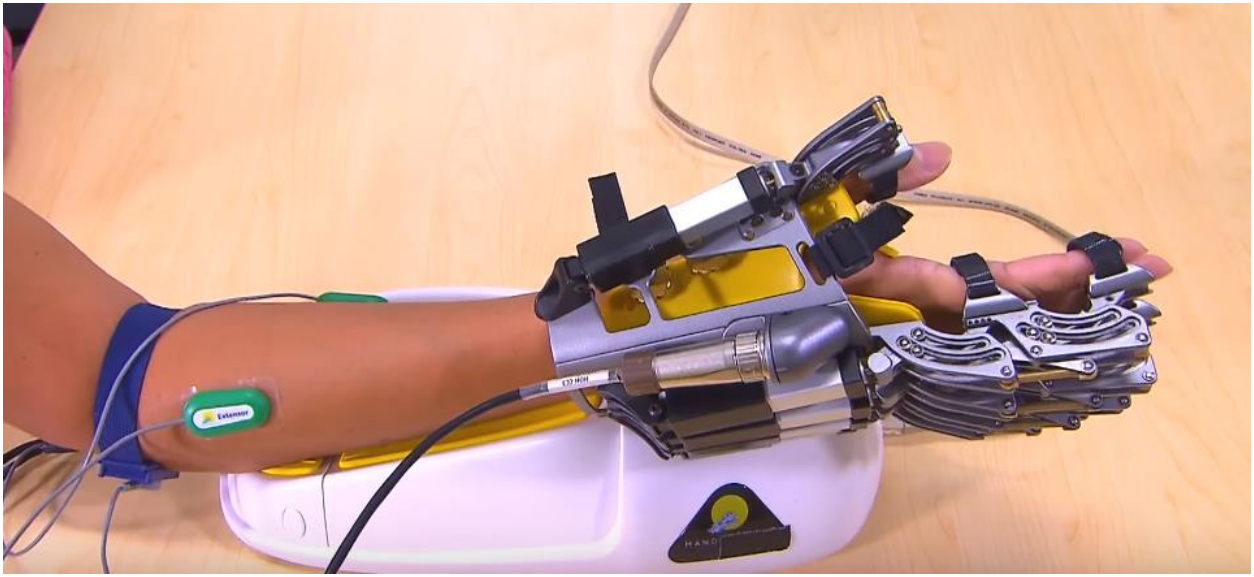


***Figura 24**: Vista lateral de Hand Of Hope. En el antebrazo se aprecian los sensores Figura rescatada de "Robotic Hand of Hope showing in TVB" por Deltason Medical Limited, 2015 (https://www.youtube.com/watch?v=jotYtxCZvhQ).*

El contenedor de agua (250 ml) y la bomba de presión y el sistema electrónico se ubican en un cinturón que pesa 3.3 kg. Los actuadores fabricados en un material elástico están diseñados para que cuando se les suministre agua presurizada se deformen de forma programada. De esta forma se aprovecha el movimiento el cual se transmite al dedo. En la figura 25 se muestra el máximo alcance de flexión que genera este dispositivo.

Como se ha visto, existe una gran diversidad de dispositivos, los que exploran distintas opciones de estructuras, arquitecturas, conceptos y materiales. Algunos de estos son prototipos y otros son productos comerciales. Hay actuadores en la extremidad y sistemas remotos. Sin

***Figura 25**: Posición de flexión máxima del dispositivo. Figura rescatada de "Soft Robotic Glove" por HarvardBiodesignLab, 2014, (https://www.youtube.com/watch?v=Ef6Ebc8RtLQ)*

embargo, no se ha encontrado ningún exoesqueleto que se acerque a un movimiento de flexión completo de la mano. El autor supone que al generar un movimiento completo de extensión y flexión, los músculos del antebrazo se extenderán y contraerán más, acrecentando el estimulando de las zonas del cerebro afectadas, promoviendo la neuroplasticidad, por lo que la rehabilitación debería ser más efectiva.

2.4 Área de oportunidad

Acorde al Ministerio de Salud de Chile En la última década los ACV se posicionaron como la primera causa de muerte. El 2013 murieron 9.004 personas por esta causa, cifra que al dividirla en un año representa sobre una muerte por hora (Hay 8760 horas en un año de 365 días) (MINSAL, 2016). Además, estiman que anualmente hay 24.964 casos nuevos, si restamos las 9004 muertes se obtiene como universo de sobrevivientes a 15.960 personas o un 64% del total de las personas con ataque. Acorde a lo mencionado por Moyano (2010) de los 15.960 sobrevivientes, el "80% se beneficiaría de un proceso de rehabilitación activo", lo que significa 12.768 que requerirán de un tratamiento de rehabilitación. El otro 20% se divide en una mitad que no requiere rehabilitación y el otro 10% no se verá significativamente beneficiado con algún tipo de terapia.

En una sesión de rehabilitación el paciente realiza distintos ejercicios acompañado de distintos profesionales, como kinesiólogos y terapeutas ocupacionales. En el caso de la rehabilitación pasiva, necesita la dedicación exclusiva de un profesional que ejerza los movimientos de flexión y extensión de los dedos. En el caso de la terapia espejo el terapeuta no está físicamente involucrado en el ejercicio, pero también se requiere que guíe, motive y controle si el paciente está haciendo los movimientos de manera correcta. Debido a esta alta personalización de la terapia, la tasa de atención es baja, lo cual entra en conflicto con la gran cantidad de pacientes a tratar.

Actualmente hay ramas de la rehabilitación donde se genera un trabajo multidisciplinario entre profesionales del área de la salud y la ingeniería, esto ha tenido como resultado la generación de distintos aparatos que han mejorado las tasas de rehabilitación motriz de las extremidades de los pacientes tratados. Hoy en día estas innovaciones aún no se implementan en el sistema público de salud en Chile, probablemente esto se deba al alto costo de los aparatos robóticos que existen actualmente en el mercado. Esto abre un segmento de mercado no explotado por los fabricantes existentes de sistemas robóticos.

Bajo este contexto es que se identifica la oportunidad y se fija el objetivo de crear un dispositivo de bajo costo que mejore la tasa de rehabilitación de los pacientes atendidos principalmente en el sistema público de salud de Chile mediante la combinación de la terapia espejo y la rehabilitación pasiva, como también aumentar la tasa de pacientes tratados en un mismo periodo de tiempo. A continuación, se muestra en la Tabla 2 el resumen de los problemas y su interpretación como oportunidades.

***Tabla 2**: Problemas interpretados como oportunidades*

Problemas	Oportunidad
No todos los pacientes alcanzan su máximo potencial de rehabilitación.	Aumentar % de rehabilitación.
Tasa de atención limitada por capacidad del equipo rehabilitador.	Aumentar tasa de atención.
Aparatos inaccesibles para el sistema Público.	Segmento no explotado.

CAPÍTULO 03

PROPUESTA

CAPÍTULO 03

PROPUESTA

El trabajo que se expondrá a continuación consta de breve revisión del concepto desde donde se inicia este trabajo para luego abordar el exoesqueleto junto al sistema de acople a los actuadores. Finalmente se explicará el sistema de actuadores. El resultado final del desarrollo del exoesqueleto se presentará en detalle individualizando cada pieza, justificando su forma, función y materialidad ya que este era el objetivo del proyecto. Sin embargo, para poder probar el dispositivo en cuestión, también se tuvo que desarrollar el sistema de actuadores, el cual sigue teniendo gran espacio de mejoras pero dejará un precedente y enseñanzas para la próxima persona que siga el desarrollo de éste.

3.1 Trabajo antecesor.

Como se mencionó anteriormente, este trabajo surge de la entrega final del ramo Concepción de productos dictado el 2015, en el cual se desarrolló la prueba de concepto de un sistema robótico que aplica simultáneamente terapia pasiva y espejo en pacientes que han sufrido un ACV y que sus habilidades de control motora de la mano hayan sido afectadas.

La propuesta se dividía en tres sistemas (Figura 26). Primero, se colocaba un guante con tres sensores de flexión, ubicados sobre el dedo pulgar, índice y anular. La señal de cada sensor llega a la caja de control (segundo) donde se encuentran los actuadores y el microcontrolador, el cual al recibir la señal ordena que los servos roten un ángulo determinado. El sensor del dedo pulgar era exclusivo para el control de su par en la mano opuesta, mientras que el del dedo índice controlaba el índice y el medio.

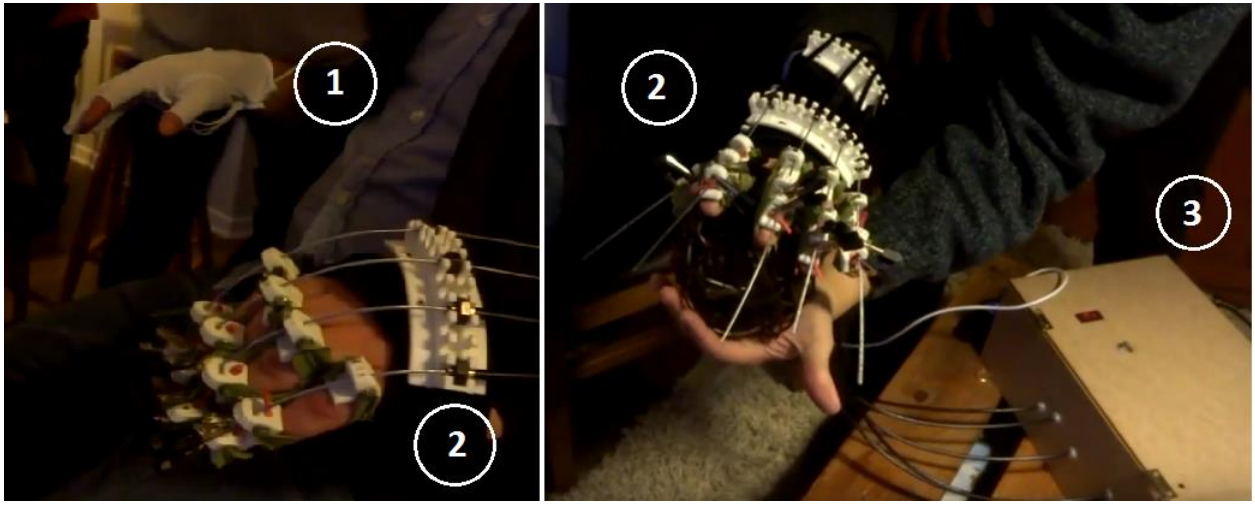


***Figura 26**: Prueba de concepto en usuario. En 1 se identifica el guante con los sensores de flexión. 2 señala el exosqueleto. 3 muestra la caja de actuadores remotos.*

El sensor del dedo anular controlaba el dedo anular y meñique de la mano a rehabilitar. Finalmente, el movimiento de los servos se transmitía al exoesqueleto gracias a cables Bowden.

Gracias al movimiento pasivo de los dedos y el movimiento sincronizado comandado por la mano sana a la mano a rehabilitar se hace una aplicación efectiva y simultanea de la terapia pasiva y la terapia espejo, por lo que se espera que mejora la efectividad de la rehabilitación.

3.2 Solución Propuesta.

La solución propuesta en este trabajo mantiene los sistemas (Guante con sensores, caja central de control, actuadores y exoesqueleto) de su predecesor, pero se agrega un sistema que cumple la doble función de calibrar la tensión en cada dedo previo a su uso y la de intercambiar exoesqueletos para distintas tallas de manos. Los sistemas propuestos se muestran en la figura 27.

3.2.1 Exoesqueleto.

La elaboración de este prototipo fue guiada bajo los siguientes lineamientos:

- Apto para distintas dimensiones de manos.
- Movimiento individual de flexión y extensión de cada dedo.
- Baja complejidad de instalación.

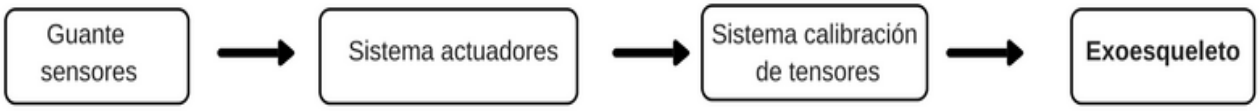


***Figura 27**: Diagrama de sistemas de la propuesta.*

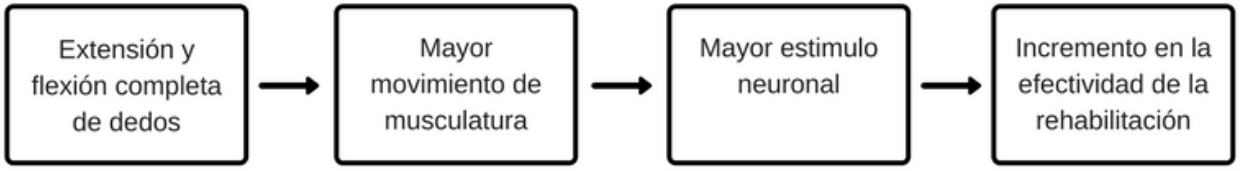


***Figura 28**: Hipótesis sobre como incrementar la efectividad de la terapia de rehabilitación de manos.*

Acorde a lo revisado, uno de los aspectos necesarios para generar la rehabilitación motora de la mano es necesario estimular las zonas del cerebro adecuadas para promover la neuroplasticidad. Si bien es cierto que la mayoría de los afectados presentan mayor problema en el movimiento de extensión que de flexión, se ha determinado como objetivo principal el generar de la manera más completa posible ambos movimientos. Esta decisión se fundamenta en la rehabilitación pasiva y el supuesto de que mientras más completo sea el movimiento de los dedos, más completo será el ejercicio realizado a los músculos encargados de estos movimientos. Con esto se espera que el estímulo neuronal sea mayor y por ende mejore la efectividad de la terapia (Figura 28).

El generar un movimiento completo de flexión presenta un desafío ya que al empuñar la mano el espacio entre las mismas falanges y los dedos con la palma es ocupado en totalidad por sí misma (Figura 29). Con esta condición se exploraron distintas alternativas que limitaran de menor manera la flexión y que a su vez fuese capaz de transmitir la fuerza a los dedos. En el estado del arte existen soluciones que solo cubren la cara dorsal del dedo, lo cual cumple con dejar libre la parte inferior, pero se ven limitadas en el movimiento completo ya que sus propias estructuras rígidas,

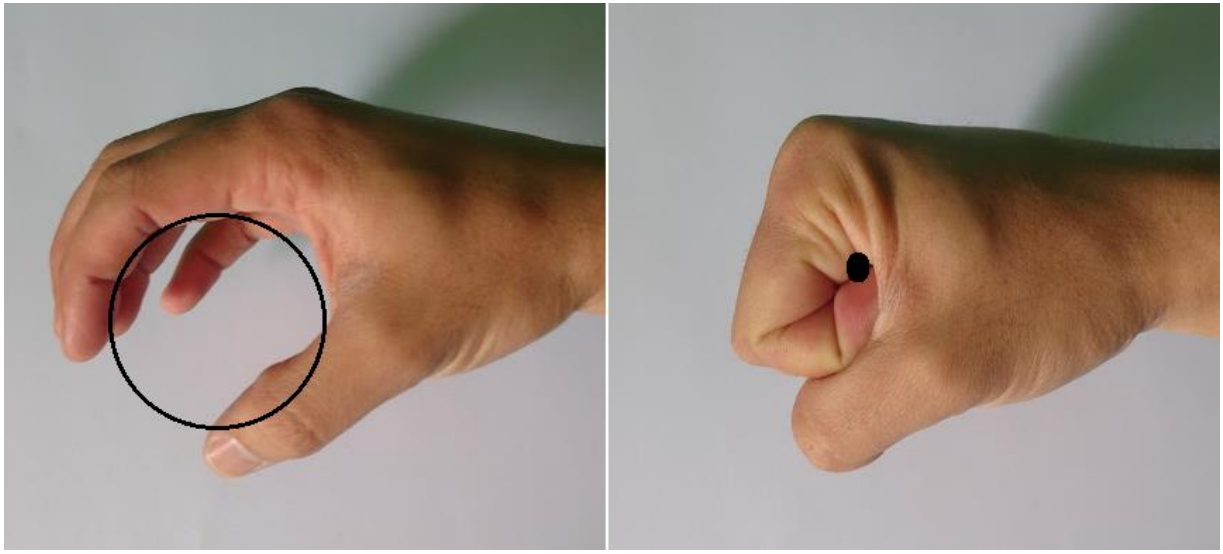


Figura 29: *Comparación del espacio generado entre la palma y los dedos en posición de semi flexión (Izquierda) y flexión completa (derecha).*

ubicadas en la cara dorsal de las falanges media y distal, toparía con la palma de la mano o tendrían que ser muy altas para no tocar las mismas articulaciones del dedo. Por otro lado, como se pudo ver con la prueba de concepto y en el estado del arte, los sistemas de palma libre y actuados por cables Bowden generan una flexión incompleta, cercana a un punto medio entre la extensión y la flexión total, por lo que se decide generar la flexión de los dedos con un mecanismo dedicado específicamente para eso.

Luego de diversos conceptos fallidos, se pensó que el movimiento de los dedos ha sido perfeccionado por la evolución, por lo que se estudió la anatomía de la mano y se imitó de manera simplificada el sistema de tendones. Los puntos claves a considerar son:

- Qué tensor se utilizará para imitar los tendones y transmitir la fuerza.
- Dónde se fija el tensor en el dedo.
- Cómo se imitará la funda de ligamentos que mantienen el tendón contiguo al hueso.

El exoesqueleto desarrollado fuer para la mano derecha ya que la mayoría de la gente es diestra, por lo que recuperar la habilidad de está mano debiese tener mayor impacto en la calidad de vida de los pacientes. Esto no quiere decir que en el futuro desarrollo de este proyecto se fabriquen exoesqueletos para la mano izquierda y también las distintas tallas para abarcar la mayor cantidad de manos de los afectados.

3.2.1.1 Transmisión de la fuerza.

Durante las pruebas se puedo comprobar que la transmisión del movimiento desde los servos hasta los dedos es fundamental para que los movimientos entre ambas manos sean sincronizados. Si el motor empieza a rotar y el cable no está tenso, habrá un lapso en el que el dedo no se moverá, luego el servo llegará a su posición de rotación máxima pero el movimiento del dedo no será completo. Es por esto que es imprescindible que el tensor seleccionado sea lo menos elástico posible, transmitiendo así de mejor forma el movimiento y fuerzas generadas por el dispositivo en la mano del paciente.

Otro punto a considerar es la rigidez que tenga el material. Hay tensores que no presentan una elasticidad significativa al aplicarles una fuerza de tensión, pero al doblarlos oponen una resistencia que si es perceptible por la mano. Además, estos tipos de tensores, como cables de acero o amarracables plásticos se deforman plásticamente debido al ángulo que se someten cuando articulaciones de los dedos se flexionan.

Tomando en cuenta la elasticidad, rigidez y el espacio reducido en la mano al flexionar los dedos se tomó la decisión de utilizar el sedal de pesca trenzado marca Mustad. Este producto de 0.32 mm de diámetro permite llegar hasta la falange distal sin generar un volumen que impida tomar objetos. De la misma manera, permite flexionar la mano de manera casi completa. También, al no ser rígido, permite a la mano moverse en todos sus grados de libertad. Sus características son:

- Sedal trenzado multifilamento.
- 100% fibras de polietileno de alta densidad (HDPE).
- Diámetro de 0.32 mm.
- Resistente a la abrasión.
- Resiste 22.7 kg de peso.

También se destaca que esta opción es un producto estándar en el mercado, por lo que es fácilmente asequible y remplazable.

3.2.1.2 Donde se fijan los tensores.

Para generar el movimiento se tomó la opción de imitar el tendón profundo y no el superficial ya que el escogido llega a la última falange por lo que el movimiento será más completo. Este tendón se vincula normalmente al inicio de la falange distal, pero durante las pruebas del aparato se obtuvieron mejor resultados al conectarlo al final de la misma falange (Figura 30). En el otro extremo del dedo, su inicio, el tendón es guiado gracias a los ligamentos polea que existen antes de la cabeza del metacarpo (Figura 30). Esto es relevante ya que desde este punto el tensor deja de ser guiado por una pieza rígida y es el lugar hasta donde llega el movimiento del dedo. Si esta pieza terminará más atrás, podría provocar un movimiento no natural de hiperflexión y generar una lesión. Opuesto a esto, si la pieza sobresale hacia los dedos, pasando el

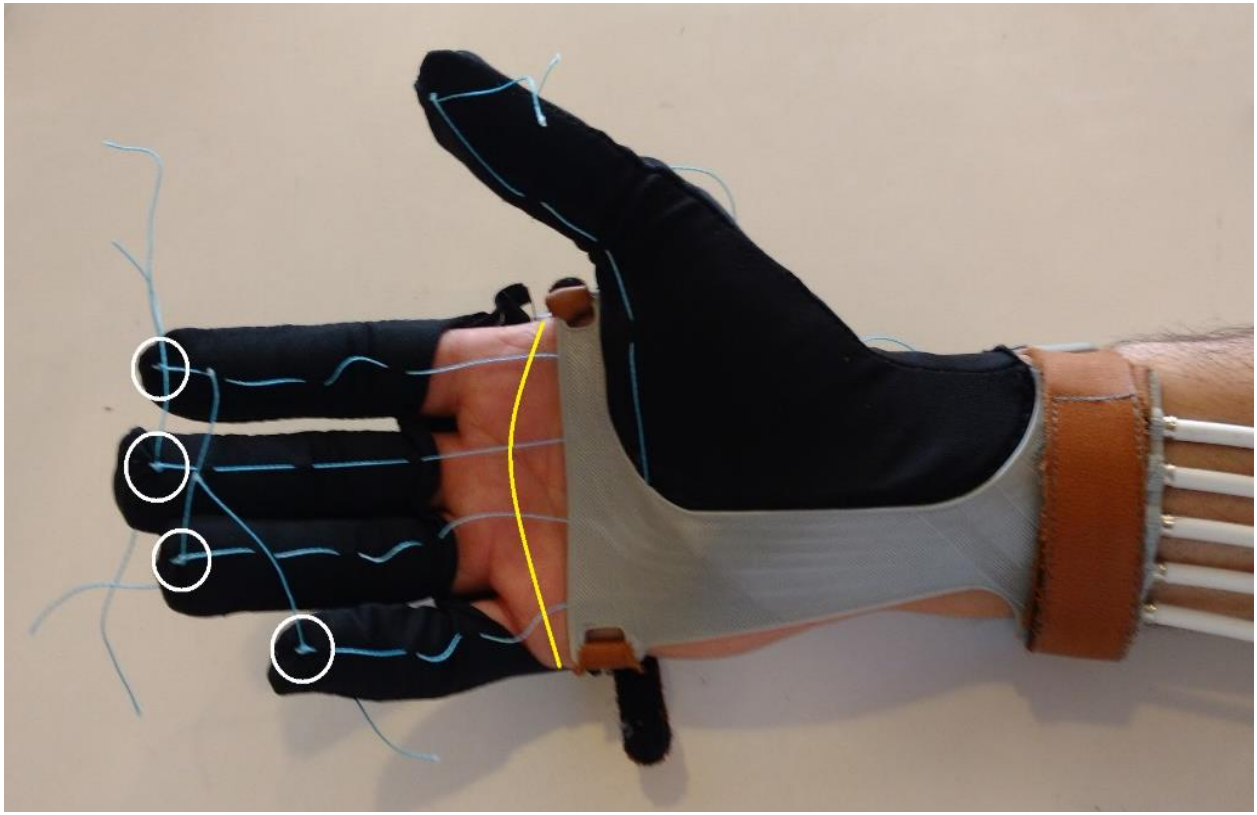


***Figura 30**: Se señalan en círculos blancos los enlaces con nudo de los tensores al final de las falanges distales en el prototipo. La curva amarilla señala donde están ubicadas las articulaciones metacarpofalángicas.*

metacarpo, el movimiento de flexión en la articulación metacarpofalángica sería incompleto.

3.2.1.3 Imitación fundas de ligamentos.

Para guiar el tensor a lo largo del dedo, se plantea una estructura flexible con forma de guante, fabricada con una tela elástica, en la

cual el tensor atraviesa ciertos puntos que lo guían a lo largo de los dedos.

El movimiento de extensión también es generado de forma activa y se siguió el mismo proceso de imitación de la anatomía que en la flexión. En este caso, se combina la tensión del cable que se vincula en la falange media y se aprovecha la elasticidad de la tela y la deformación de ésta para terminar de extender la articulación distal (Figura 31). Esto se deba a que en las pruebas donde se fijaba el tensor en el área distal se forzaba la articulación falángica distal generando molestias y posibles lesiones. El tensor sale de una pieza rígida sobre los nudillos y es guiada a través de la tela hasta la falange media (Figura 31). De esta manera se logra el movimiento de las dos primeras articulaciones. La parte dorsal

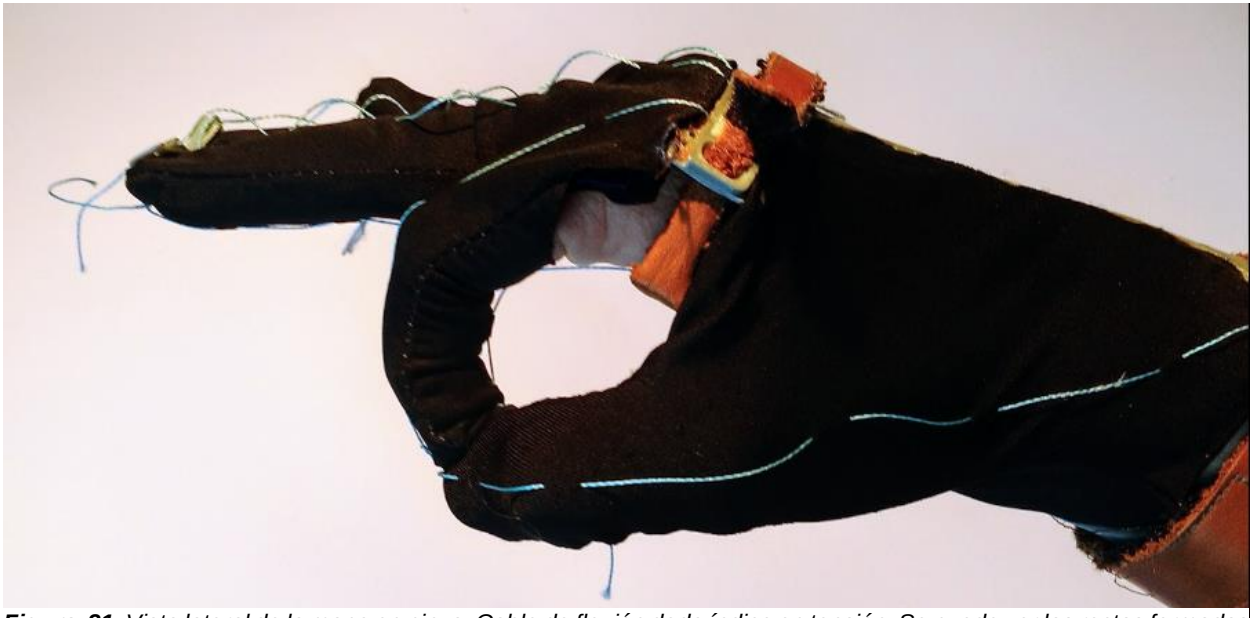


***Figura 31**: Vista lateral de la mano en pinza. Cable de flexión dedo índice en tensión. Se puede ver las rectas formadas por el tensor entre los puntos guías de la tela.*

del guante está pensada para ser de Neopreno, (material usado en los trajes para el surf) el cual protege al usuario de recibir la presión del cable tensionado y el roce durante su movimiento.

3.2.1.4 Estructura suave.

La tela elástica cumple con otras funciones. Permite que el aparato se adapte a distintos grosores y largos (dentro de un cierto rango) de dedos. No opone mayor resistencia a los movimientos de la mano. Al ser suave y delgada, el espacio que usa entre los dedos no impide los movimientos de aducción y abducción que pueda realizar el paciente. También cabe destacar que, al no tener articulaciones rígidas, los grados de libertad de movimientos son los propios de los dedos.

Como se mencionaba anteriormente, este sistema prioriza el movimiento de la mano, lo cual implica que, al guiar el tensor de flexión con tela a lo largo del dedo, se ve disminuido el tacto en comparación con otros aparatos que dejan la cara palmar de los dedos libre. Además de guiar a los tensores de flexión, la tela que cubre todo el dedo sirve para guiar de forma certera los tensores de extensión, ya que estos, si no están bien guiados, tienden a moverse a la distancia más corta entre la punta del dedo y los nudillos, formando una recta por el lado del dedo. Esto impediría que se concrete el movimiento de extensión.

3.2.1.5 Estructura rígida.

Los tensores llegan a los dedos a través de dos piezas rígidas casi idénticas. Estas cumplen con la función de guiar por su interior los tensores desde la muñeca a los dedos y de mantener una posición fija de la muñeca. Muchos pacientes presentan muñecas flexionadas, lo que dificulta el movimiento de flexión de los dedos,

además, dependiendo del grado de severidad de su condición, son incapaces de controlarla o mantenerla en una posición específica. Considerando esto, se determinó que la muñeca debe ser fijada en un leve ángulo de extensión, ya que esta postura facilita la flexión de los dedos. Los conductos, independientes para cada dedo, son de 2 mm de diámetro.

La rigidez de estas piezas además es necesaria para transmitir de forma efectiva el movimiento del tensor a los dedos. En prototipos anteriores con dorso flexible, el movimiento del tensor se transmitía en parte a la pieza guía ya que esta tendía arrugarse contraerse, absorbiendo así parte del movimiento.

La pieza dorsal se diferencia de la pieza palmar en dos aspectos. El primero es que tiene una salida del tensor al pulgar diferente, la cual permite su correcta apertura y segundo, presenta una proyección en la parte de los nudillos, la cual está diseñada para cocer la parte flexible de tela que va hacia los dedos (Figura 32). El tensor de flexión está ubicado en una posición que permite realizar el movimiento de pinza. El movimiento del dedo pulgar es fundamental para realizar las acciones de la vida diaria, por lo que el entrenamiento de pinza, como el de tomar objetos de mayor dimensión son imperantes.

Como se explicaba anteriormente, es importante que estas piezas absorban la menor cantidad de movimiento posible, por lo que se posicion se fija con correas de cuero. En la figura 33, las flechas moradas señalan las perforaciones por donde pasan dichas correas. Por otro lado, estas piezas son las que reciben los tensores junto a las fundas que los protegen, para esto, se diseño en la parte trasera un encaje tipo hembra con forma de *C* extruida, las cuales

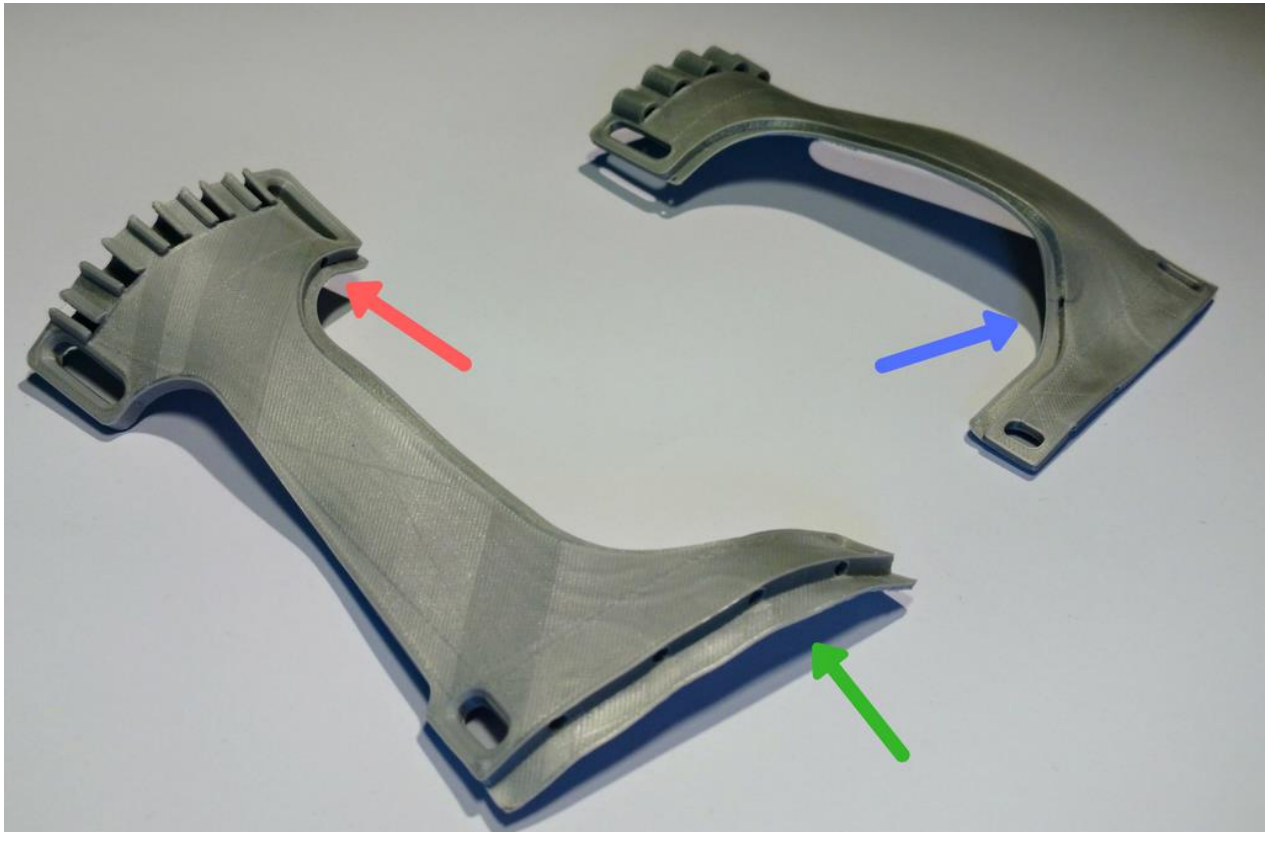


Figura 32*: Piezas guía de tensores. La izquierda es la pieza dorzal. En verde se identfica la proyección para fijar la parte de tela (Previa a ser perforada).*

son del mismo diametro que la pieza terminal de las fundas. Esto genera que calcen estrechamente (figura 33). El pulgar tiene una pieza de tela dedicada para el, la cual cumple una doble funcion de guiar los tensores y a su vez une y articula ambas piezas guias. En la figura 33 se aprecia con flechas naranajas los bajorelieves que, luego de ser perforadas, serviran para cocer la pieza en cuestión. Las caras en contacto

con el usuario están cubiertas con Neopreno de espesor 2,5mm, lo que otorga una superficie blanda que se adapta a los relieves de la mano y evita roces entre la piel y las piezas. El recubrimiento de Neopreno es desmontable gracias a Velcro para ser lavadas.

Ambas piezas son vinculadas con correas de cuero, las cuales permiten adaptar el

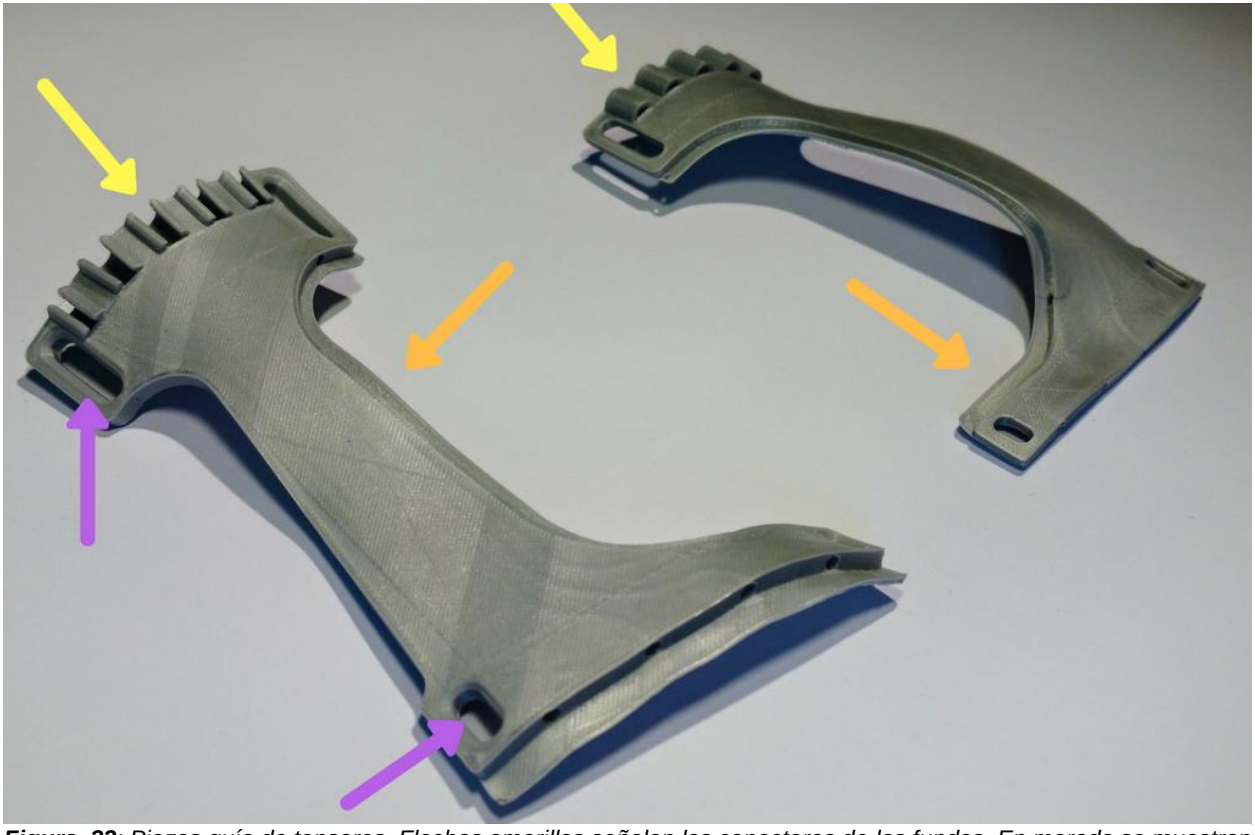


***Figura 33**: Piezas guía de tensores. Flechas amarillas señalan los conectores de las fundas. En morado se muestran las perforaciones para las correas de cuero. En naranjo se muestra el bajo relieve previo a su perforación para luego ser cocidos a la pieza del pulgar.*

aparato a distintos anchos y espesores de manos, éstas están permanentemente sujetas en los extremos laterales de la pieza palmar y se fijan en la pieza dorsal con Velcro. Esto fue diseñado así para no abultar el espacio interior de la palma y los dedos, además permite un ajuste más fácil para los terapeutas del aparato. El cuero contrasta con las piezas guía ya que estas están fabricadas en PLA con tecnología FDM.

3.2.1.6 Funda de tensores.

Las fundas utilizadas que protegen los tensores entre el sistema de actuadores, el sistema de calibración y el exoesqueleto corresponden a las usadas en bicicletas para cubrir los cables de cambios y frenos. Estos, están compuestos por un tubo interior de teflón, el cual ofrece bajo roce. El teflón está recubierto por un espiral de acero, el cual permite que se flecte lo suficiente para no restringir los movimientos del brazo. Finalmente, este está recubierto por un polímero que lo protege a elementos externos.

3.2.2 Fabricación Piezas guía.

Estas piezas fueron fabricadas combinando dos procesos. En primera parte se fabricaron en FDM, de forma plana y con material de soporte solo para las caras que tuviesen contacto con la plataforma de construcción (Figura 34). Esto es importante ya que la pieza desde su inició se fabrica con los conductos guías despejados, libres de material de soporte. Luego, es necesario vierte en un recipiente con agua recién hervida, lo que hace que la pieza se torne maleable, luego, se colocan en un molde y se espera a que se enfrían (Figura 35), recobrando así su rigidez. Para este proceso se crearon dos moldes de pasta para modelar de la cara palmar y dorsal de la mano y muñeca lo cual permite que el proceso sea repetible (Figura 36).

***Figura 34**: Pieza Guía de tensores luego de ser fabricada en FDM y antes de ser moldeada anatómicamente.*

***Figura 35**: Piezas de PLA maleables en moldes de pasta para modelaje.*

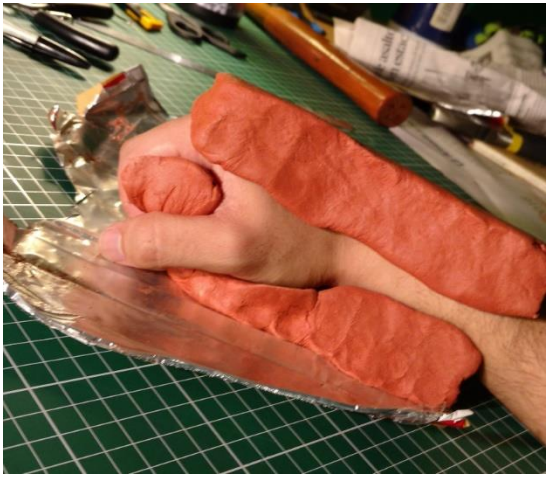


***Figura 36**: Fabricación de moldes en pasta para modelar.*

3.2.2 Sistema de calibración de tensiones.

Las distintas dimensiones de las manos y las variaciones que puede presentar cada dedo presentan un gran desafío a la hora de transmitir el movimiento de los actuadores a la mano, ya que para generar un movimiento sincronizado el movimiento sensado en la mano hábil tiene que ser transmitido a la mano a rehabilitar con el menor delta de tiempo posible. Si el actuador comienza a

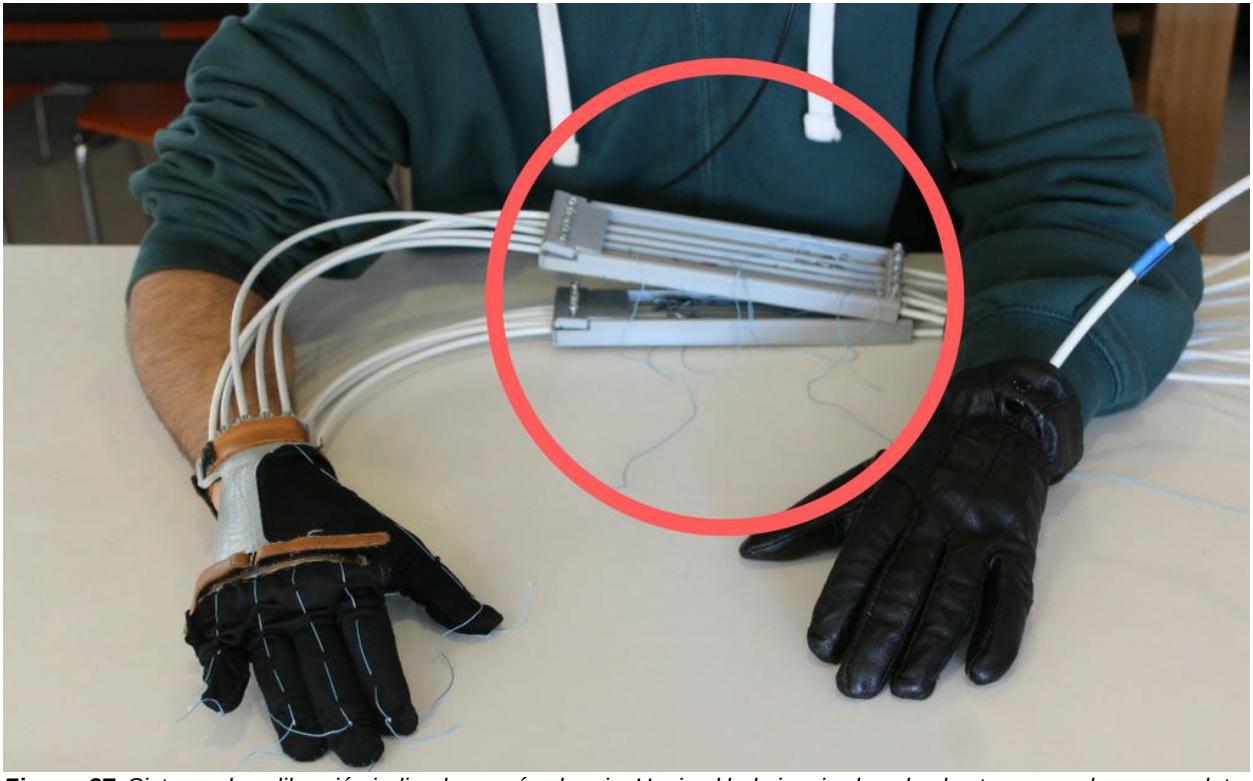


***Figura 37**: Sistema de calibración indicado por círculo rojo. Hacia el lado izquierdo salen los tensores al exoesqueleto, mientras que desde la derecha llegan los tensores desde el sistema de actuadores. El sistema se duplica para la flexión y la extensión.*

moverse y tal movimiento no es transmitido de forma inmediata, se produce una variación que se traducirá en un movimiento desincronizado e incompleto. En respuesta a esto, se agregó un sistema de calibración de tensiones (Figura 40) y cambio de tallas del exoesqueleto, el cual se sitúa entre el sistema de actuación y el exoesqueleto y se replica para la flexión y extensión (Figura 37).

El principio de funcionamiento de la calibración trabaja bajo el mismo principio que el ajuste de frenos o cambios de la bicicleta, en el cual no se puede modificar el largo de las piolas, por lo que se ajusta su tensión al mover la funda que lo cubre. Las fundas y cables que provienen desde los actuadores se fijan a la estructura, mientras que los que van al exosqueleto se mueven independientemente por la persona que lo calibra. Al dejar más funda dentro de la caja, mayor es la cantidad de cable que se asoma al otro extremo. De forma contraría, al mover la funda hacia afuera mayor porción del cable se cubre, por lo que aumenta la tensión. El sistema se implemente de forma separada para la extensión y flexión. En la figura 38 se comparan dos imágenes, en las cuales la funda se posiciona en dos distancias. En la imagen superior la funda llega hasta los 10 cm, dejando 10 cm de tensor descubierto (hasta la marca en negro en el cable), mientras que en la imagen inferior la funda avanza 3 cm, dejando, por ende, 7 cm libres. Esto significa que el mismo cable se podría usar tanto para el dedo medio como el meñique. En el uso de calibración los tensores de extensión se tensan mientras que el paciente mantiene su mano extendida de forma asistida.

De esta misma manera, se diseña y fabrica una pieza rectangular, con conductos separados para cada tensor. En la figura 39 se muestra de arriba hacia abajo la tapa, la pieza de vinculo del exoesqueleto y la pieza central que contiene los tensores del

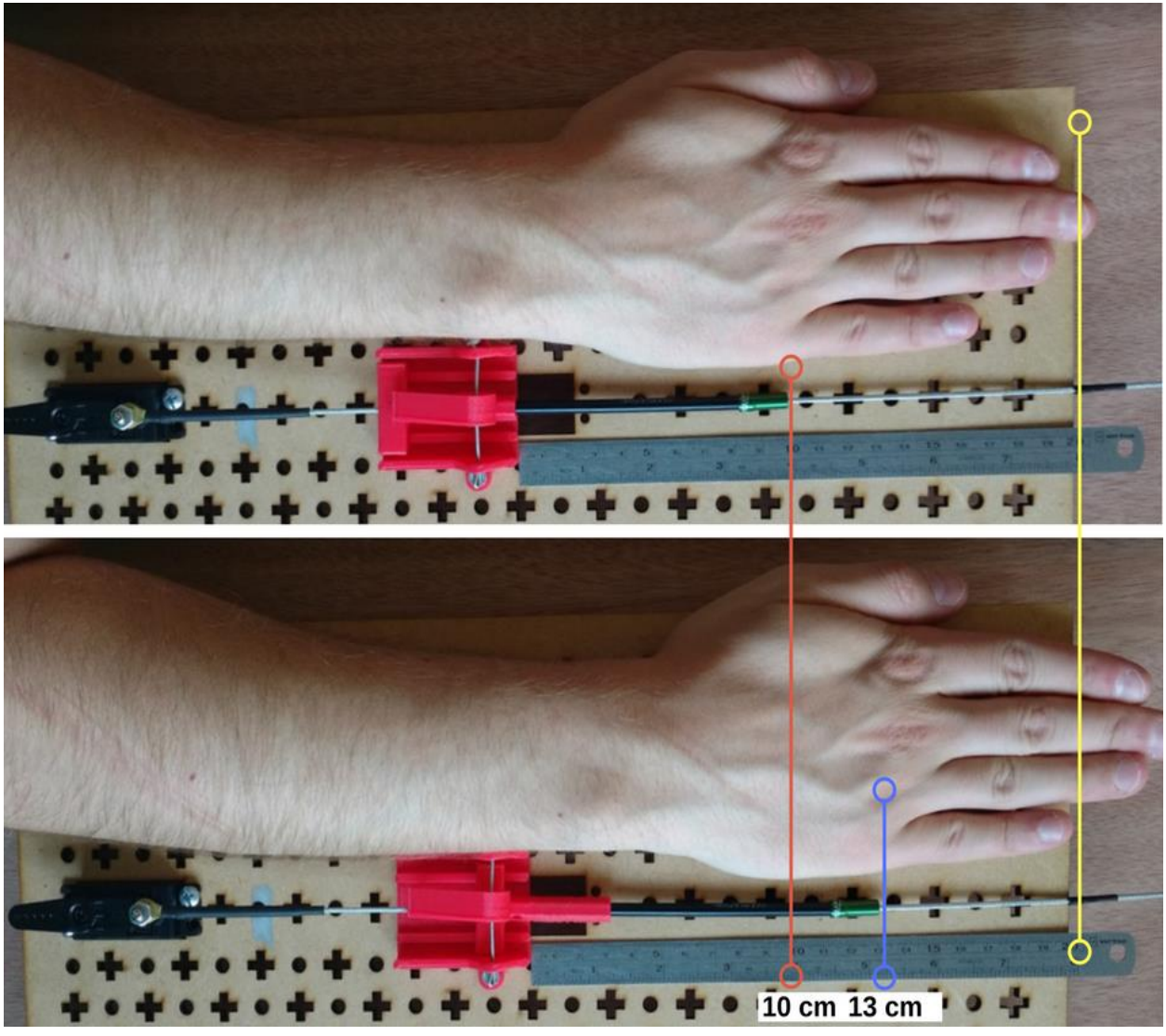


***Figura 38**: Cambio del tensor expuesto mediante el movimiento de la funda. El tensor usable varía de 10 cm en la imagen superior a 7 cm en la inferior.*

sistema. La tapa se introduce por la cara lateral de la pieza central con un sistema de ranuras, al estar posicionada, cubre los tensores, evita que la pieza de conexión de los tensores se salga y gracias a un sistema de tornillos fija las fundas que van hacia el exoesqueleto. Los pernos aprietan las fundas lo suficiente para impedir que se muevan, pero no lo suficiente para frenar el tensor interno. Las fundas del exoesqueleto pueden introducirse en el sistema hasta 8 cm sin topar con los tensores de los actuadores, lo cual da gran holgura para calibrar el sistema para distintas

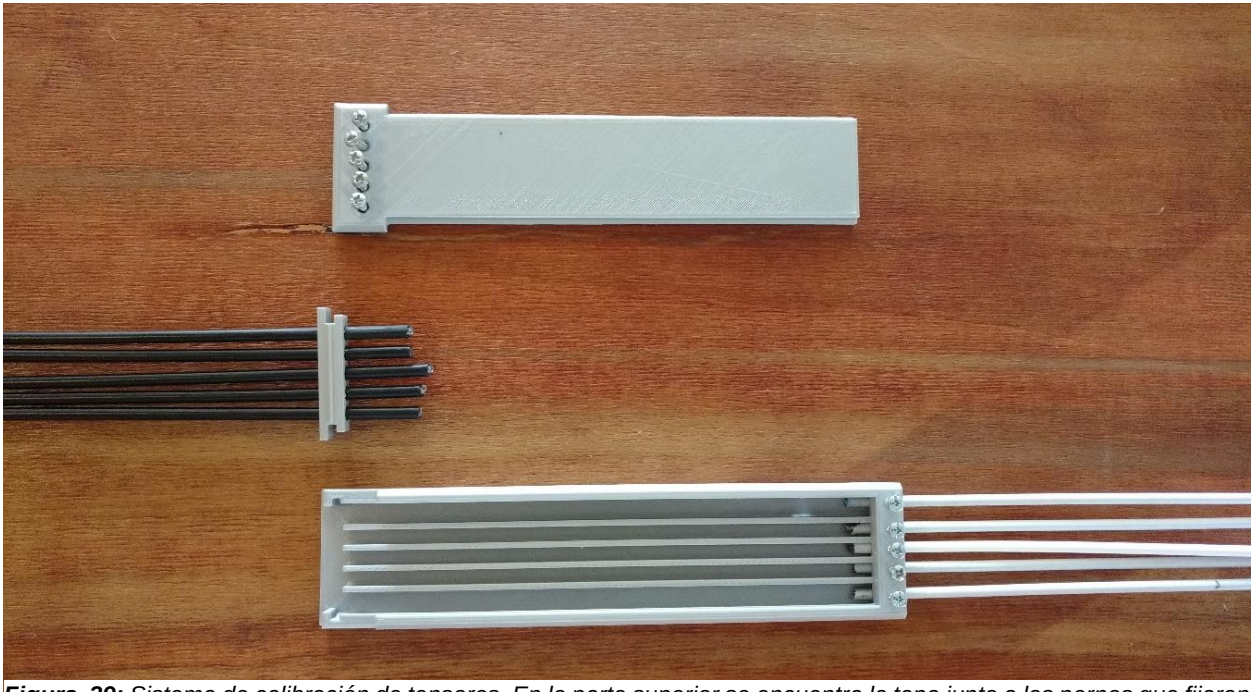


Figura 39: *Sistema de calibración de tensores. En la parte superior se encuentra la tapa junto a los pernos que fijaran las fundas que van hacia el exoesqueleto. Las fundas negras van al exoesqueleto y la pieza que las reúne se conecta mediante calce a la caja que estructura el sistema (Inferior). En la parte estructurante recibe las fundas desde los actuadores y guía los tensores en su interior.*

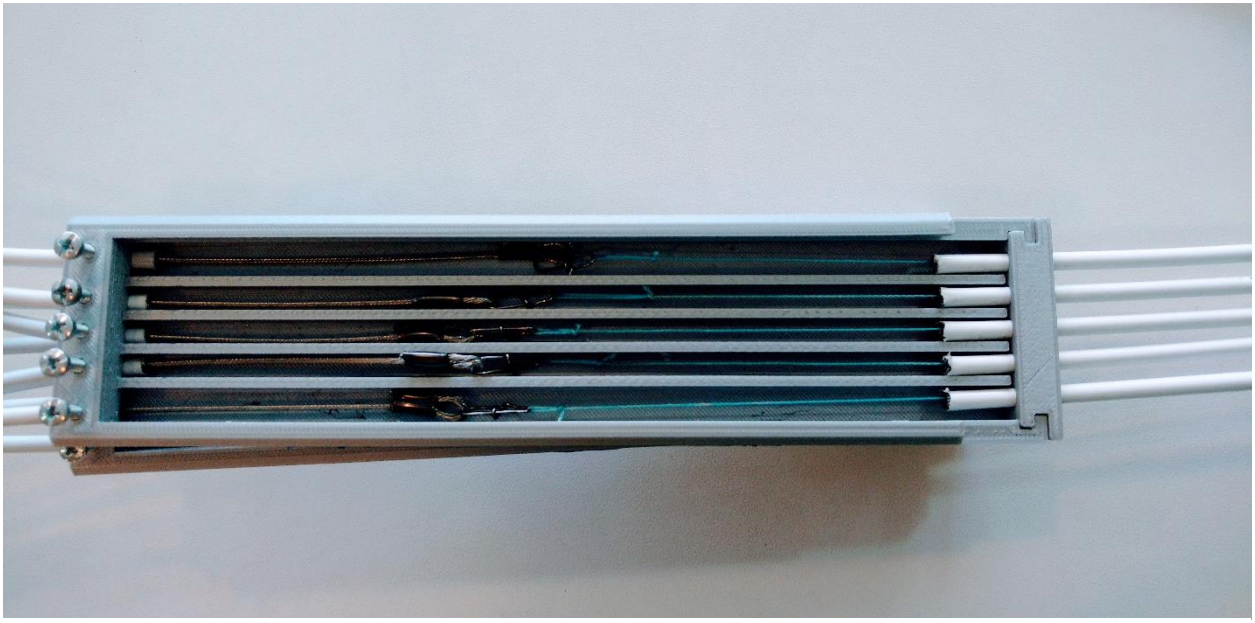


***Figura 40**: Vista interior sistema calibración. Se aprecian los cinco pares de tensores dedicados a cada dedo.*

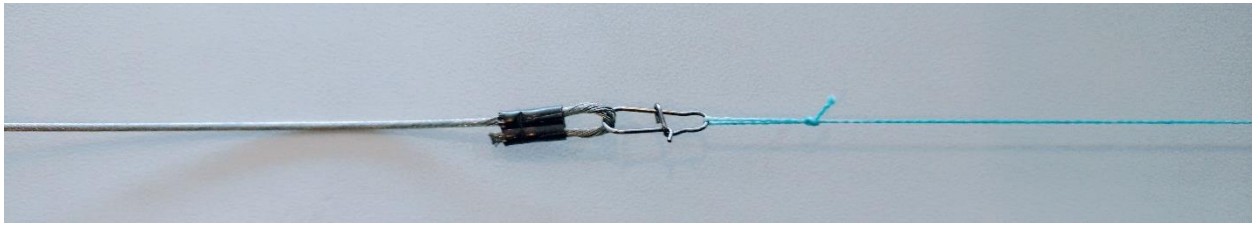


***Figura 41**: Vinculo tensor servo y tensor exoesqueleto.*

dimensiones de manos. Cabe señalar que cada funda se mueve por separado, por lo que la calibración es independiente para cada dedo. La pieza de vinculo del exoesqueleto funciona con un sistema ranurado de calce, el cual permite tener distintas tallas de exoesqueleto que abarquen distintos rangos de medidas y poder intercambiarlos, usando así los mismos sensores de flexión y el mismo sistema de actuadores. La pieza central protege los tensores y es la sostenedora del resto de las partes. Las fundas que llegan desde los actuadores se fijan para no ser movidas durante su uso, esto no significa que se puedan remover de ser necesario para algún arreglo técnico o remplazo de partes.

Los tensores de los actuadores tienen un movimiento lineal aproximado de 10 cm, el cual depende del diámetro de las poleas ubicadas en los servos. Estos son cables de acero trenzado de marca Shimano utilizados para cambios en las bicicletas. Se escogió por ser el más flexible y de menor diámetro dentro de los encontrados en el mercado. En el extremo interior de tales tensores, se hizo un lazo con una abrazadera de cable usada en pesca (Figura 42).

A cada lazo del tensor de un actuador se le coloco un broche utilizado en pesca (Figura 41), el cual permite conectar y desconectar los tensores que van hacia el exoesqueleto, esto permite

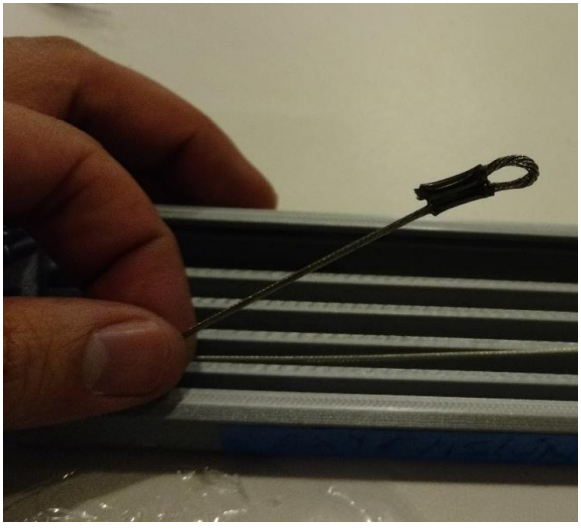


Figura 42: *Lazo en el tensor de un actuador.*

y facilita que el intercambio de tallas de exoesqueleto pueda ser logrado por una persona no especializada ni que tenga herramientas específicas para la tarea.

3.2.3 Sistema de actuadores y procesamiento.

En esta sección se verá el sistema central de actuadores y procesamiento. En primera parte se hablará del hardware utilizado y posteriormente se explicarán los sistemas y piezas del aparato.

3.2.3.1 Hardware electrónico.

El hardware son los componentes físicos, electrónicos y eléctricos utilizados para que el equipo funcione. Los componentes utilizados fueron:

- 5 sensores de flexión de 2,2”
- 1 Arduino UNO.
- 1 multiplexor.
- 2 potenciómetros.
- 1 interruptor.
- 1 interruptor de emergencia.
- 5 servos
- 1 fuente de poder.

Para registrar el movimiento de la mano hábil se utilizó un sensor de flexión para cada dedo. Los sensores de flexión cambian su resistencia al ser flectados, lo que varía la salida de voltaje. Esta variación de voltaje es recibida por el Arduino UNO, el cual a través del software genera un movimiento en los servos.

Los Servos utilizados son modelo GS-5509MG de GOTECK los que se caracterizan por tener un sistema de engranajes metálicos, rotar en 180° y generan un torque de aproximadamente 10 kg con un 1cm de palanca. Estos consumen 2.2 A al estar girando sin carga, por lo que al funcionar los 5 motores en simultaneo

consumen más de 11 A. En respuesta a esto, se seleccionó una fuente de poder disponible en el mercado la cual se promociona para tiras LED. Esta es una fuente AC-DC con entrada de 220V y salida de 5 V y 40 A, por lo que hay un margen de seguridad suficiente para alimentar de forma correcta a los servos.

Debido a que el Arduino tiene 6 entradas análogas y los dos potenciómetros más los cinco servos requerían 7 análogas, Felipe Vera decidió utilizar un multiplexor. Este componente toma las dos señales de los potenciómetros y las entrega de forma intercalada en una entrada análoga. Luego esta señal es tomada por el software y las vuelve a separar, identificando así ambos valores.

Finalmente, la interfaz está compuesta por dos potenciómetros que regulan el rango de movimiento de los servomotores y un interruptor que regula el paso de corriente a los motores.

3.2.3.2 Software.

El software (Anexo 1), al ser iniciado, entra a una fase de calibración, en la cual registra un valor máximo y un mínimo de los sensores de flexión. Luego, el programa define una posición específica del servo para los valores obtenidos del sensor. Los potenciómetros de la interfaz controlan el movimiento de los servos. El potenciómetro de posición regula el rango de giro, esto quiere decir que, dependiendo de su valor, le resta a la cota superior y suma a la inferior un valor igual. Esto significa que si muevo el potenciómetro el rango de movimiento va a pasar de 0° - 180° a 40° - 140° teniendo solo un rango de 100° para moverse. Esto vería de 0°- 180° aquedar fijo en 90° cuando el potenciómetro está en su máximo. El segundo potenciómetro controla con que velocidad el servo cambiara su

ángulo. En el mínimo el servo utilizara toda su capacidad para llegar al lugar ordenado, mientras que si se regula la velocidad esperara una fracción de segundo para ir cambiando paulatinamente su posición.

3.2.3.3 Funcionamiento del sistema.

Entre los pacientes a rehabilitar, podemos encontrar distintos casos de severidad, lo cual presenta un desafío para el funcionamiento del aparato. Hay casos tan severos que llegan a no tratarse ya que al extender la mano de forma completa existe una alta probabilidad de generar alguna lesión y su probabilidad de recuperar la movilidad es casi nula. Es por esto que se incluye un potenciómetro (Figura 41) que regula el rango de movimiento generado en la mano, al disminuir la rotación de los servos, se pueden aplicar leves movimientos al paciente e ir incrementándolos acorde a su avance en la rehabilitación. En el mínimo, los servos se posicionan en la mitad de su recorrido, esto significa que la mano queda en una posición anotómica normal de relajo. Cuando el potenciómetro está en el máximo, los servos pueden moverse en su rango completo, generando una flexión y extensión máxima. El otro potenciómetro regula la velocidad con los que los servos rotan. En el caso de pacientes que presenten una alta resistencia al movimiento (Músculos contraídos) puede ser peligroso que los movimientos sean repentinos, por lo que el potenciómetro regulador de la velocidad evita que el paciente haga un movimiento brusco y de manera inconsciente y este se transmita de la misma forma a su extremidad con movilidad limitada.

Si bien es cierto que el regular el rango de movimiento y velocidad de actuación afecta la sincronía del movimiento entre ambas manos y por ende la terapia espejo, permite que el aparato pueda ser usado en un

universo de pacientes que de otra manera quedarían excluidos.

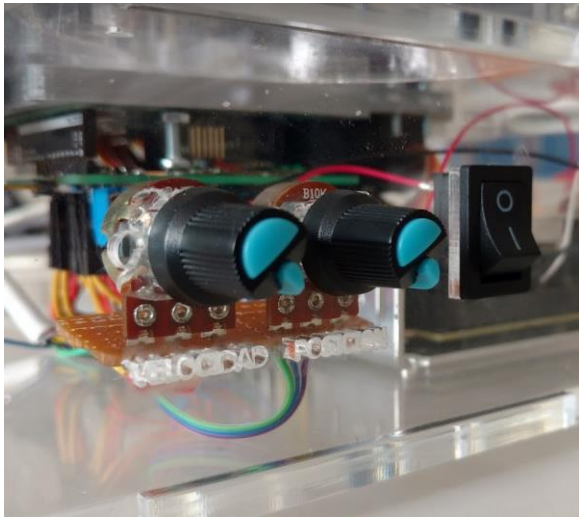


***Figura 43**: Interfaz de control de velocidad y rango de movimiento.*

3.2.3.4 Hardware sistema actuadores.

Para mover los dedos del exosqueleto se necesita generar un movimiento lineal, por lo que se evaluaron distintas formas de transformar el movimiento circular de los servos. Dentro de las maneras que se hallaron, se descartaron las cremalleras y sistemas de biela debido a la cantidad de piezas necesaria que aumentaban de forma innecesaria su complejidad. Inicialmente se utilizaron los brazos de cada servo. En ambos extremos del brazo se le fijaron los tensores de extensión y flexión de un dedo. Al probarlo se concluyeron dos cosas, la distancia no era suficiente para generar el movimiento completo y que, con esto, al alargar los brazos, se necesitaría una gran cantidad de espacio. En respuesta, se diseñaron unas piezas de tipo polea, en las que el perímetro determina la distancia que se moverá el tensor.

Los diámetros se calcularon para generar el movimiento requerido con media circunferencia, ya que esta se comparte para ambos movimientos.

La cara inferior de la polea tiene un bajorrelieve en el que calza el brazo de fabrica del servo, facilitando así su fijación a este (Figura 42). En la cara superior (Figura 43) se encuentran dos bajorrelieves en los

que se introduce los tensores por un orificio que sale en la cara externa de la polea. Existen dos perforaciones de diámetro 3mm que en conjunto con la parte cilíndrica de sobrerrelieve están pensadas para encajar otra polea, de menor diámetro. Esto se debe a que el movimiento de extensión y flexión necesitan distintos recorridos.

***Figura 44**: Vista inferior de polea. Brazo del servo encajado en la pieza. Las tuercas M3 también embutidas son para fijar la polea superior de ser necesario.*

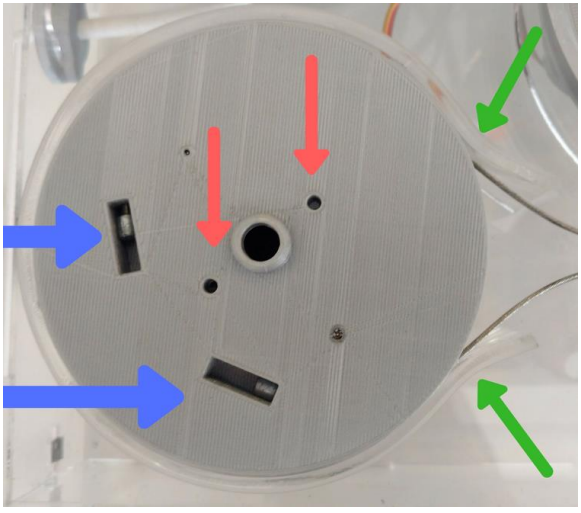


***Figura 45**: Vista superior de polea. Flechas azules indican el bajorrelieve por donde se introducen los tensores, en rojo se señalan las perforaciones de 3mm para el acople de una segunda polea y las verdes indican la salida de los tensores.*

Durante las pruebas y tras los movimientos repetidos, los tensores tendían a salirse de la polea (Figura 44). En respuesta a esto cada polea está contenida por una pieza termoformada en acrílico de 3mm la cual cumple con la función de mantener el tensor dentro de esta. Además, se agrega un eje entre la tapa del sistema y las poleas, esto disminuye que las cajas de engranajes de

los servos se sometan a fuerzas para los cuales no están diseñados (Figura 45).

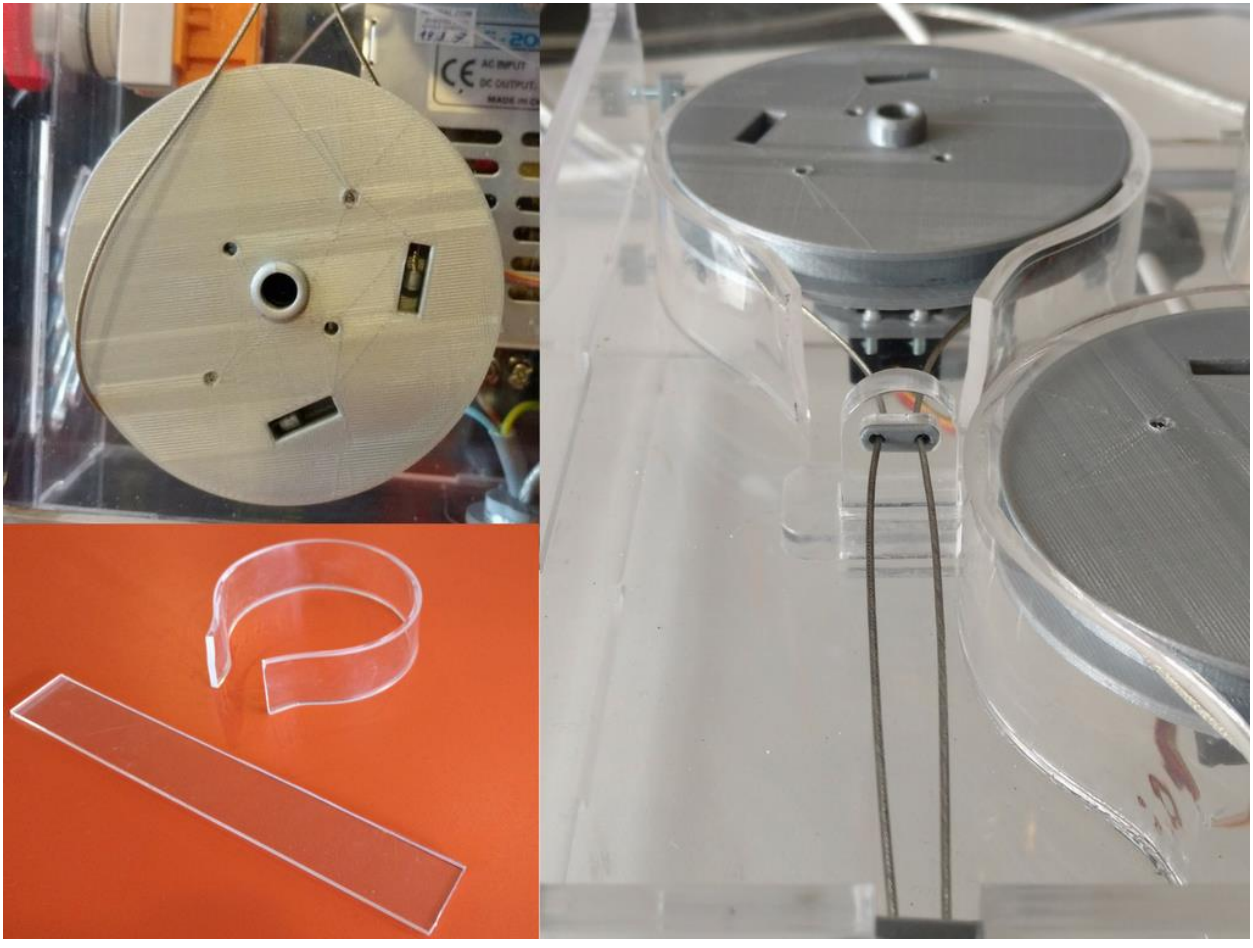


Figura 46: *Imagen Superior izquierda muestra el tensor fuera de la polea. Imagen inferior izquierda muestra la pieza antes de ser termoformada y el resultado a ser puesto en el aparato. En la derecha se ve la polea con ambos tensores contenidos por la pieza de acrílico.*

En el caso de los tres servos ubicados en la parte posterior, los cables son guiados por unas piezas que mantienen la altura de éstos para disminuir la posibilidad de que se descarrilen de la polea (Figura 45). Para los otros dos servos no es necesario ya que

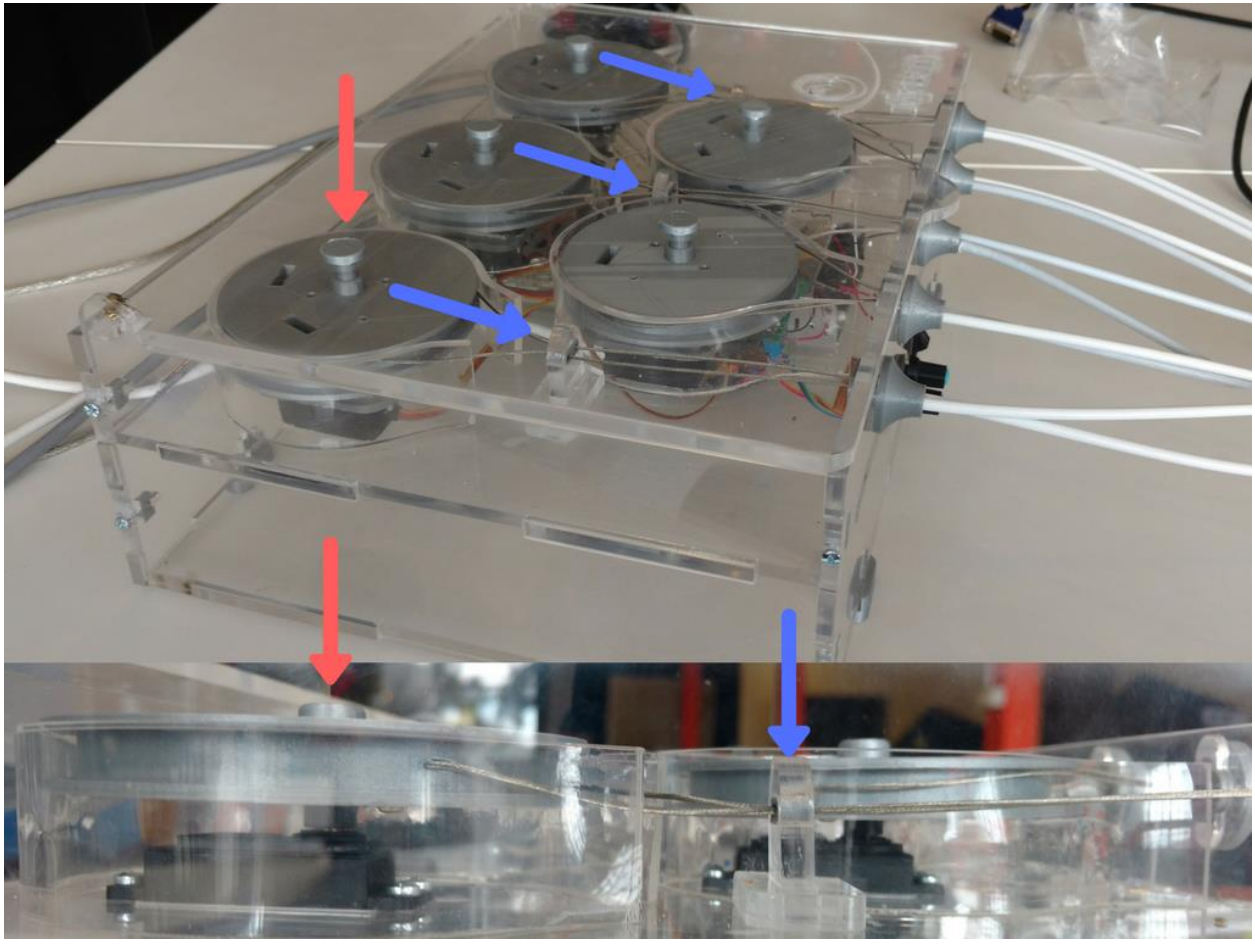


***Figura 47**: Las flechas azules indican las guías de los tensores. Las flechas rojas señalan los ejes superiores. La parte inferior muestra una vista lateral del sistema servo, polea y guía.*

están lo suficientemente cerca de las fundas. Luego de esto los tensores son introducidos a las que los llevan al sistema de calibración de tensores. Las piezas que fijan las guías al sistema (Figura 46) funcionan con un sistema de calce en el que la pieza se introduce y luego se fija girándola en 90°.

Para facilitar la fijación de los servos se diseñó una pieza especial que mantiene las tuercas en su posición. De forma similar se creó una pieza para el Arduino, el cual se posiciono estratégicamente en la bandeja media boca arriba. Esto permite que, en caso de necesitar hacer ajustes, se pueda dar vuelta el dispositivo y abrir su cara basal, accediendo cómodamente al circuito (figura 47).

La fuente de poder se encuentra en la base, los cables de salida de 12V pasan por dos interruptores conectados en serie. Uno de emergencia y otro en la interface para el

***Figura 48**: En la izquierda se ve la vista desde el interior del dispositivo, se distingue el sacado de la pieza acrílica y también la rotación de 90° de la pieza para ser fijada. En la derecha se ven las cinco piezas, una para cada dedo, donde se conectan las fun fundas de flexión y extensión de cada dedo.*

terapeuta. Cuando ambos están conectados energizan los servomotores (figura 47). El Arduino se alimenta de forma directa ya que cuando los servos están en funcionamiento, se generan pequeñas caídas en la corriente entregada por la fuente, lo que genera que el software se reinicie constantemente y no

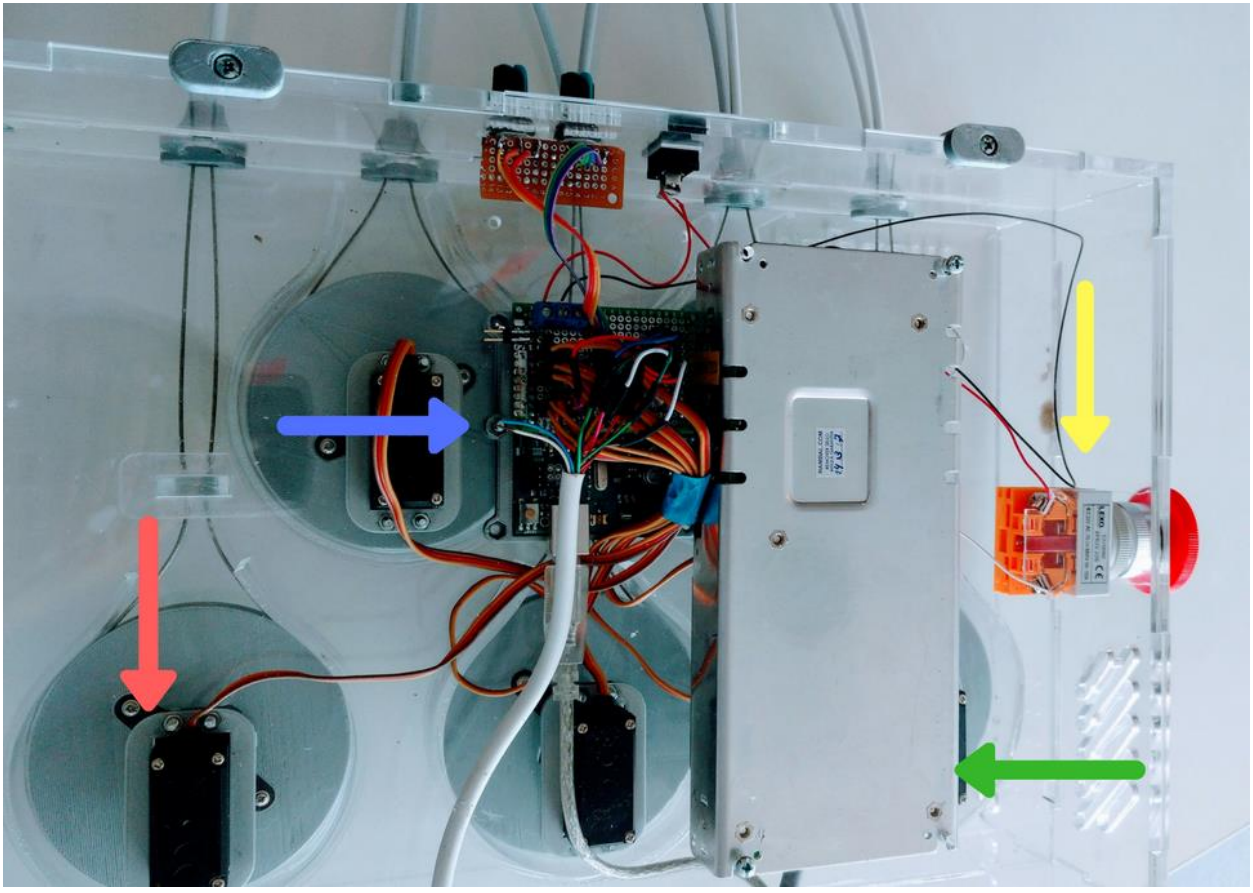


***Figura 49**: Vista inferior del aparato. La flecha roja señala la pieza dedicada para los servos. En azul se indica la pieza que sostiene el Arduino. La flecha verde señala la fuente de poder fijada con pernos y turecas a la base. En amarillo se indica el interruptor de emergencia.*

logre mover los actuadores de manera continua.

Los Cables de corriente para la fuente de poder y el Arduino son fijados en una pieza simétrica dividida en dos, en la cual, al girar la pieza se aprietan y quedan fijos, esto evita que los cables se muevan y desconecten. De la misma manera se fija el cable de los sensores (Figura 48).

La base del sistema y una da las caras laterales está fijada al resto de la estructura con un sistema de pernos y tuercas que permite desmontarlas para acceder a los componentes para posibles modificaciones futuras. Las tuercas están montadas en piezas fabricadas por FDM las cuales a su vez calzan en el acrílico, así se facilita su uso ya que la tuerca no cae al sacar el perno. La base esta levemente levantada, lo que da el

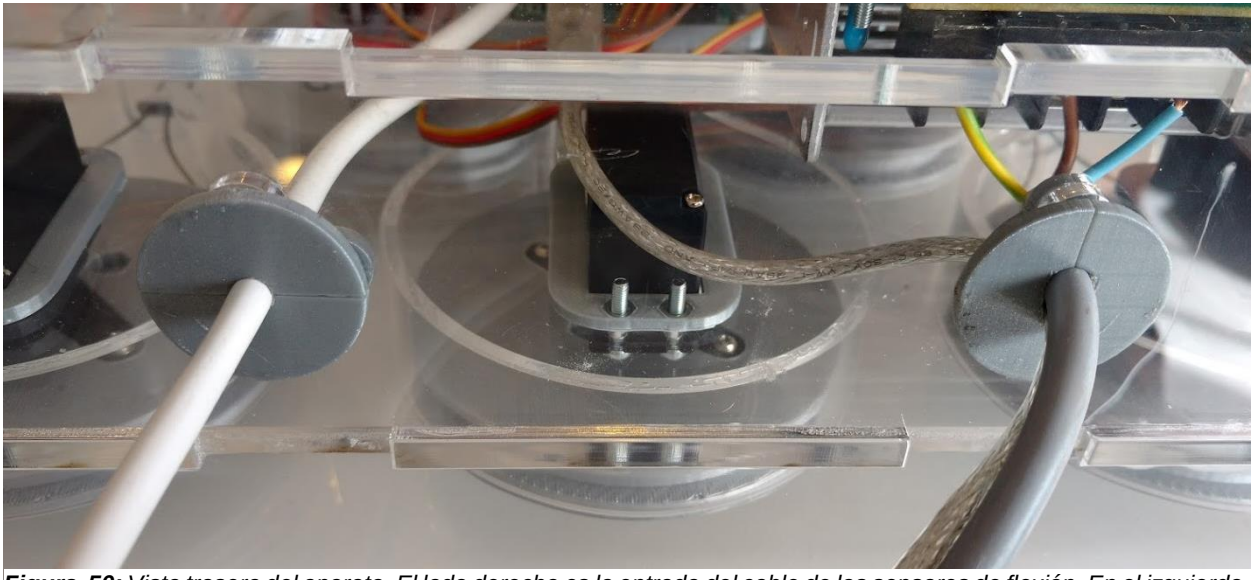


Figura 50: *Vista trasera del aparato. El lado derecho es la entrada del cable de los sensores de flexión. En el izquierdo, el cable superior es el de corriente que se conecta a la red, el cable inferior es el USB que se conecta a un cargador de celular y alimenta el Arduino.*

espacio necesario para las tuercas que sobresalen de la fijación de la fuente de poder (Figura 49).

La estructura de la caja está fabricada en acrílico transparente de 6 mm de espesor y sus cortes fueron hechos con una maquina CNC Laser.

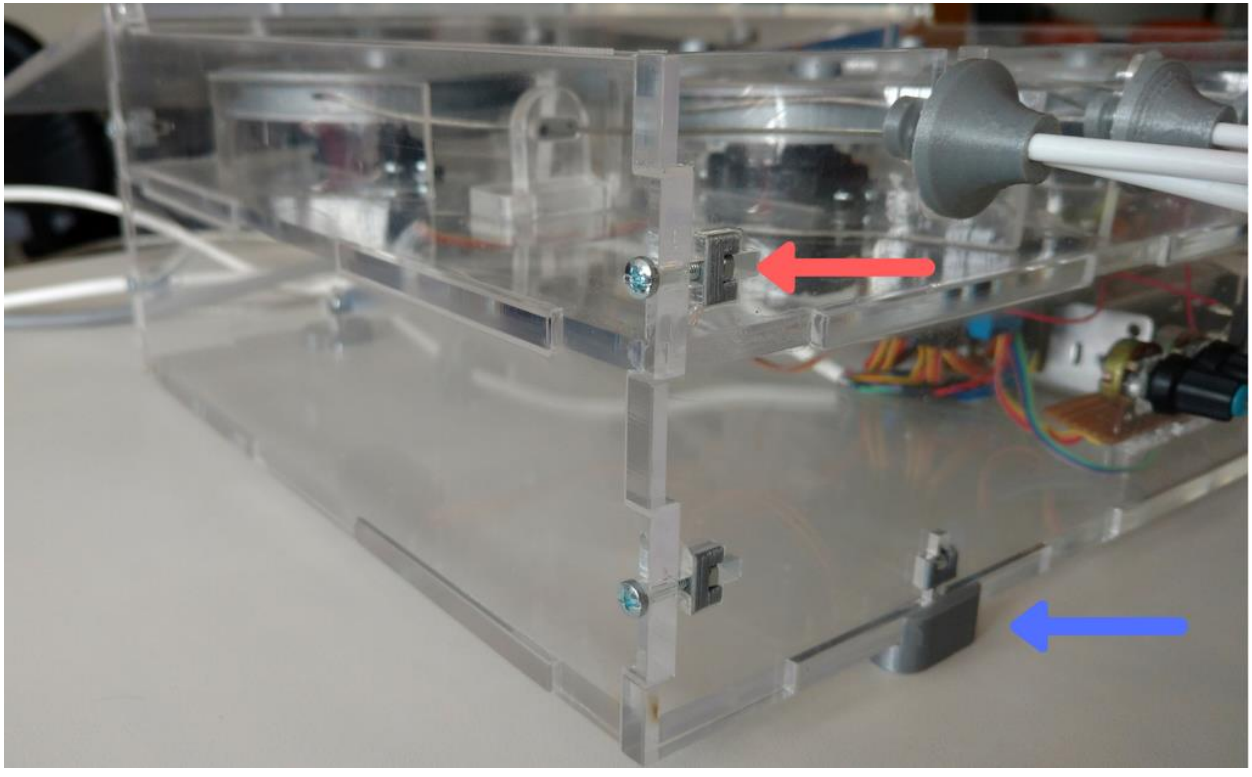


***Figura 51**: Vista posterior lateral del dispositivo, La cara izquierda y la base son removibles para acceder al hardware. La flecha roja indica la pieza que mantiene a la tuerca en su lugar. La flecha azul indica la pieza que fija la base y la de la altura.*

CAPÍTULO 04

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

CAPÍTULO 04

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En la presente sección, se presentar las conclusiones del presen trabajo de memoria de título, enmarcado en el resumen de actividades que se realizaron, el cumplimiento de los logros y objetivos planteados, en conjunto las proyecciones mejoras del trabajo propuesto.

4.1 Exoesqueleto.

Se considera logrado el objetivo principal de desarrollar un exoesqueleto robótico de bajo costo para rehabilitación motora de manos y dedos. Este logra una extensión completa de los dedos de forma independiente, además logra flexionar los dedos de manera activa, en un grado mayor que los aparatos estudiados en el estado del arte. Junto a esto, el dispositivo propuesto es liviano (200gr considerando fundas hasta el sistema de calibración) y no limita los grados de libertad de abducción y aducción propios de los dedos.

Durante el proceso de desarrollo se tomó la decisión de priorizar el movimiento de flexión sobre la facilidad para colocar el exoesqueleto ya que es el movimiento el que genera la rehabilitación. Esto implicó que en el diseño las caras palmares de los dedos estén cubiertos por una tela y la palma sea cubierta por una pieza rígida lo cual disminuye la sensibilidad al entrar en contacto con objetos y que los tensores dificulten en cierta medida la postura del dispositivo. Luego de probar el funcionamiento del aparato se concluye y respalda esta decisión ya que el movimiento de flexión es casi completo y la postura del aparato no toma más de 5 minutos. Además, se espera que los movimientos tengan mayor impacto en la estimulación de la neuroplasticidad que el estímulo sensorial provocado por el tacto.

Otro aspecto positivo de los tensores, las partes con mayor desgaste por fricción, es que son encontradas en el mercado y gracias al diseño del dispositivo, su remplazo en caso de fallas es fácilmente realizable por una persona ajena al proyecto. Esto quiere decir que un terapeuta, de ser necesario, puede remplazar estas piezas y seguir usando el dispositivo.

Siguiendo en la línea de los tensores, podemos afirmar que los de flexión mientras más cerca del dedo estén, mejor será el movimiento. En el caso de los tensores de extensión, los cuales también están próximos al dedo, solo separados por una tela, cumplen con extender el movimiento. De todas formas, se cree que levantando el tensor en la falange proximal la fuerza sería transmitida de mejor forma. Esto se debe a que actualmente al ejercer la fuerza de extensión cuando los dedos están en flexión, parte de ésta es absorbida por el dedo, comprimiendo levemente las articulaciones, por lo que aún hay espacio de mejora.

Un factor clave a considerar y mejorar en el futuro son las fundas de protección de los tensores. Si bien estas guían y protegen los tensores de buena manera, su rigidez es una gran desventaja. Estas pueden oponer una resistencia a algunos movimientos del brazo del paciente, el cual tiene una fuerza y destreza reducida. Otro punto en contra es que su rigidez enlentece el proceso de postura. Se recomienda buscar fundas que mantengan las características de bajo roce de las utilizadas actualmente pero que mejoren su flexibilidad y relación entre el diámetro del tensor (0,32 mm) y la de la funda (4 mm). Esto además tendrá implicancias en el diseño de la pieza guía del exoesqueleto que recibe las fundas.

Con respecto a las piezas guías rígidas de los tensores podemos concluir que la función de la pieza palmar es necesaria ya que esta mantiene la posición de semi extensión que permite un correcto movimiento de los dedos. Además de mantener la postura de la muñeca, es la pieza que permite que la flexión de los dedos sea hasta empuñar la mano. Idealmente se debería diseñar una pieza que mantenga la funcionalidad de esta pero que otorgue mayor sensibilidad al usuario al interactuar con objetos, para así aumentar la

estimulación sensorial y por ende la neuroplasticidad.

Con respecto a la pieza dorsal, podemos afirmar que guía correctamente a los tensores y que no absorbe movimiento de éstos, por lo que se transmite la fuerza a los dedos. A pesar de que esta pieza cumple con su función, podría simplificarse significativamente, sobre todo si se piensa en una producción de mayor escala. Lo importante a mantener de esta es que la funda de los tensores llegue hasta los nudillos ya que así la fuerza de los tensores se transmite inmediatamente a los dedos. Al cambiar esta pieza se debería buscar disminuir el área cubierta de la mano, utilizar menos material y simplificar la fabricación de ésta.

Al analizar el movimiento del pulgar, se puede notar que su posición natural al empuñar la mano es sobre los otros dedos, por lo que su movimiento de flexión es menor al del resto de los dedos. En la solución propuesta, la flexión del pulgar es generada de forma activa, por lo que también está cubierto por tela, lo cual implica, como se ha señalado anteriormente, una disminución en la sensibilidad del dedo al tacto con objetos. Ante esto y ya que el movimiento es menor a los otros dedos, se cree que la mejor manera de mover el pulgar es con un cable trenzado de acero por la cara dorsal de éste. Esto permitiría liberar una fracción de la palma y el pulgar aumentando la sensibilidad del paciente.

Con respecto a las tallas de los dispositivos, en este trabajo se presenta un mecanismo que permite el intercambio de estas. Se sugiere que el diseño de éstas sea guiado por el estudio realizado por Binvignat, Almagià, Lizana y Olave (2012), donde “se analizaron 1.196 manos pertenecientes a habitantes de ambos sexos (267 hombres y 331 mujeres), de edad entre 18 y 65 años”. Si se mantiene la fabricación de piezas con manufactura aditiva, una alternativa

interesante sería el de parametrizar las piezas para hacer un exoesqueleto a medida para cada paciente.

Acorde a lo revisado en el estado del arte, puede ser que la razón en la mejora de pacientes que han sido asistidos por aparatos robóticos durante la terapia se deba a que es una rehabilitación más intensa o más prolongada, la cual al compararse con una terapia tradicional igual de intensa puede tener los mismos resultados. Esto no le resta valor al aparato, si no que podría justificar la implementación del dispositivo robótico ya que el aumento de intensidad o prolongación de los ejercicios no dependerían completamente del esfuerzo de un terapeuta, por lo que debiese haber un ahorro principalmente de tiempo y energía generando una posibilidad real de aumentar la tasa de atención de pacientes.

4.2 Hardware y software.

A pesar de que el objetivo principal de este trabajo estaba focalizado en el exoesqueleto mismo, se tuvo que desarrollar el sistema de actuadores y procesamiento para poder probar el exoesqueleto al que aún queda espacio de mejora para lograr una perfecta sincronía entre el movimiento de la mano sana y la mano a rehabilitar para lograr de manera óptima la terapia espejo. Esto se debe a una combinación entre el software y el hardware del sistema de actuadores en el que el movimiento no es transmitido de forma inmediata al paciente. Actualmente, cuando el movimiento de la mano sana es rápido y repentino la mano a rehabilitar se demora entre 1,5 a 2 segundos en imitar el movimiento. Cabe destacar que la velocidad de respuesta lograda es mayor a la apreciada en los videos de GLOREHA, el dispositivo más similar al concepto desarrollado el 2015 en concepción de productos. Este tiempo disminuye cuando el

movimiento de la mano sana es paulatino y controlado. Es posible que este delta de tiempo se pueda mejorar con otro tipo de actuadores de mayor rapidez de giro que los servos utilizados.

Otro aspecto a considerar en la transición del movimiento de los actuadores al exoesqueleto son las poleas utilizadas. La distancia del recorrido, y por ende el diámetro, está diseñada para lograr el movimiento de flexión, el cual requiere mayor trayectoria que el de extensión. Actualmente ambos tensores de cada dedo están ubicados diametralmente opuestos en la misma polea. Esto implica que cuando la polea empieza a girar para la extensión, hay un periodo en el cual el cable no está tenso. Luego de girar una fracción del rango, el tensor empieza a transmitir el movimiento y la mano se abre. Esto significa que ocurre un desface y el movimiento espejo no ocurre. Actualmente las poleas cuentan en su cara superior con perforaciones para colocar una polea de menor diámetro y fijarla con pernos.

El problema de las distintas distancias para generar los movimientos de los dedos se podría solucionar cambiando los actuadores y el software. Si se utilizarán motores que no estuviesen limitados a girar solo 180°, por ejemplo, motores paso a paso, se podría regular para cada dedo el movimiento preciso para lograr la flexión y extensión de cada dedo. Esto implica que se necesitarían 8 motores para los cuatro dedos y uno para el pulgar si se aplica la solución propuesta anteriormente para éste. Mientras un motor gira en un sentido generando tensión, el otro del mismo dedo tendría que girar en el sentido opuesto para no generar una tensión opuesta. Si se implementa esta solución se tendría que calibrar cada motor por medio de una interfase antes de iniciar la terapia.

Esta propuesta tiene la ventaja que con el mismo hardware se pueden abarcar todas

las dimensiones de manos mientras el exoesqueleto lo permita.

Otro aspecto a considerar en el software futuro es el de poder utilizar el mismo sistema de actuadores para utilizar el exoesqueleto tanto en la mano derecha como en la izquierda. Además de esto se debería considerar poder desconectar y conectar el guante con sensores

4.3 Validación del prototipo.

La validación del prototipo se realizó con personas sanas, en las cuales se pudo probar la funcionalidad del exoesqueleto como también el proceso de postura y la velocidad de respuesta del sistema.

La validación del dispositivo en rehabilitación deberá ser un trabajo que se tendrá que realizar posteriormente, junto a un equipo de profesionales del área de la rehabilitación. En este se tendrán que organizar y planificar actividades específicas, siempre considerando la validez científica de los experimentos y los aspectos de ética al experimentar con personas. Acorde a lo estudiado en este trabajo, el camino lógico a seguir sería iniciar pruebas con pacientes crónicos ya que ellos no tienen la urgencia de aprovechar el tiempo inicial limitado de 6 meses donde se logra el mayor porcentaje de rehabilitación. Según lo revisado en el estado del arte hay múltiples casos donde se han logrado mejoras en este tipo de pacientes al utilizar dispositivos robóticos.

REFERENCIAS

Alvarez, P. & Galvez, S. (2011). Accidente cerebrovascular: revisión de la literatura: etiología, diagnóstico, tratamiento general y análisis pediátrico. *Rev. colomb. enferm*, *6*(6), 102-120.

Arey, L. B., Burrows, W., Greenhill, J. P., & Hewitt, R. M. (1957). Dorland's illustrated medical dictionary. *the american journal of the medical sciences*, *234*(6), 1034.

Badesa, F. J., Morales, R., Garcia-Aracil, N., Sabater, J. M., Casals, A., & Zollo, L. (2014). Auto-adaptive robot-aided therapy using machine learning techniques. *Computer methods and programs in biomedicine*, *116*(2), 123-130.

Bergado-Rosado, J. A., & Almaguer-Melian, W. (2000). Mecanismos celulares de la neuroplasticidad. *Rev Neurol*, *31*(11), 1074-1095

Binvignat, O., Almagià, A., Lizana, P., & Olave, E. (2012). Aspectos biométricos de la mano de individuos chilenos. International Journal of Morphology, 30(2), 599-606.

Borboni, A., Mor, M., & Faglia, R. (2016). Gloreha—hand robotic rehabilitation: design, mechanical model, and experiments. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, *138*(11), 111003.

Brokaw, E. B., Black, I., Holley, R. J., & Lum, P. S. (2011). Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): a portable, passive hand exoskeleton for stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *19*(4), 391-399.

Chiri, A., Giovacchini, F., Vitiello, N., Cattin, E., Roccella, S., Vecchi, F., & Carrozza, M. C. (2009, October). HANDEXOS: Towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand. In *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 1106-1111). IEEE.

Cuadrado, A. (2009). Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento Rehabilitation of the stroke: evaluation, prognosis and treatment. *GaliciaclinicaInfo*, *70*(3), 1-40.

CyberGlove Systems. (2017). CyberGrasp systems, rescatado de (http://www.cyberglovesystems.com/cybergrasp/)

Deltason Medical Limited. (2015, 19 de octubre). Robotic Hand of Hope showing in TVB [Video]. Rescatado de https://www.youtube.com/watch?v=jotYtxCZvhQ

Díaz, L., Pinel, A., & Gueita, J. (2011). Terapia de movimiento inducido por restricción del lado sano.¿ Alternativa en pacientes post-ictus?. *Fisioterapia*, *33*(6), 273-277.

Doussoulin-Sanhueza, M. A. (2011). Como se fundamenta la neurrorehabilitación desde el punto de vista de la neuroplasticidad. *Arch Neurocien (Mex)*, *16*(4), 216-222.

Duschau-Wicke, A., Caprez, A., & Riener, R. (2010). Patient-cooperative control increases active participation of individuals with SCI during robot-aided gait training. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *7*(1), 43.

Festo. (2012). *ExoHand: New scope for interaction between humans and machines* por Festo, 2012, Alemania.

FestoHQ. (2012, 19 de abril). Festo ExoHand [Video]. Rescatado de https://www.youtube.com/watch?v=EcTL7Hig8h4

Fischer, H. C., Stubblefield, K., Kline, T., Luo, X., Kenyon, R. V., & Kamper, D. G. (2007). Hand rehabilitation following stroke: a pilot study of assisted finger extension training in a virtual environment. *Topics in stroke rehabilitation*, *14*(1), 1-12.

Fisiosport Italia. (2016, 16de diciembre). *Michele C. Cottini - Gloreha Sinfonia - riabilitazione neuro-motoria* [Video]. Rescatado de https://www.youtube.com/watch?v=5lYvDK13Kq4

GLOREHA IDROGENET (2017, 13 de febrero). *Gloreha Sinfonia: upper limb rehabilitation - Bilateral training* [Video] Rescatado de, https://www.youtube.com/watch?time_continue=37&v=zfc0jza1m4g.

Guaman, A., & Mesias, S. (2016). *Eficacia de la terapia espejo para la recuperación y/o mantenimiento funcional de miembro/s superior/es a pacientes con hemiparesia a consecuencia de enfermedades cerebro vasculares, en edades de 65 a 80 años, que acuden al Área de Terapia Ocupacional del Hospital de Atención Integral del Adulto Mayor (HAIAM), en el periodo abril-septiembre 2016* (Bachelor's thesis, Quito: UCE.).

Hartman, K., & Altschuler, E. L. (2016). Mirror therapy for hemiparesis following stroke: A review. Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports, 4(4), 237-248.

Harvard Biodesign Lab. (2014). *Soft Robotic Glove* [Video]. Rescatado de https://www.youtube.com/watch?v=Ef6Ebc8RtLQ

Henry, I. H. (2016). Extensor Tendon Lacerations. Medscape. Recuperado de http://emedicine.medscape.com/article/1286225-overview#showall

Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K., & Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, *13*(5), 807-824.

In, H., Cho, K. J., Kim, K., & Lee, B. (2011). Jointless structure and under-actuation

mechanism for compact hand exoskeleton. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 1-6). IEEE.

Iqbal, J., Ahmad, O., & Malik, A. (2011, December). HEXOSYS II-towards realization of light mass robotics for the hand. In *Multitopic Conference (INMIC), 2011 IEEE 14th International* (pp. 115-119). IEEE.

Kang, B. B., Lee, H., In, H., Jeong, U., Chung, J., & Cho, K. J. (2016). Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand. In *Robotics and Automation (ICRA), 2016 IEEE International Conference on* (pp. 3750-3755). IEEE.

Le Vay, D. (2004). *Anatomía y fisiología humana*. Barcelona, España: Editorial Paidotribo

López, L. A. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfolia*, *4*(1).

Martínez, B., Rubiera, A. B., Calle, G., & Vedado, M. P. D. L. R. Título:"Algunas consideraciones sobre neuroplasticidad y enfermedad cerebrovascular".

Masméjean, E., Le Bellec, Y., & Alnot, J. Y. (2000). Lesiones traumáticas de los tendones extensores de la mano. *EMC-Aparato Locomotor*, *33*(4), 1-14.

Medical Research Council. (1976). Aids to the examination of the peripheral nervous system. HM Stationery Office.

Moss Rehabilitation research institute. (2016). Focusing on Visual Perception to Improve Motor Performance After Stroke. Rescatado de http://mrri.org/focusing-on-

visual-perception-to-improve-motor-performance-after-stroke/#more-1464

Moyano, Á. (2010). El accidente cerebrovascular desde la mirada del rehabilitador. *Rev Hosp Clín Univ Chile*, *21*, 348-55.

MINSAL, (2016, 26 de Octubre). Ataque Cerebrovascular [Post en portal web MINSAL]. Rescatado de http://web.minsal.cl/ataque_cerebral/

Netter, F. H. (2015) *Atlas de Anatomía Humana* (P. 443),, Barcelona: Elsevier España. Copyright 2014 por Saunders, an imprint of Elsevier Inc.

Organización Mundial de la Salud. (2017), *The top 10 causes of death.* Rescatado de http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/

Polygerinos, P., Wang, Z., Galloway, K., Wood, R & Walsh, C.J. (2015). Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation, *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 135-143. ISSN 0921-8890

Pontificia Universidad Católica de Chile. (s.f) *Traumatología y Ortopedia: Anatomía de la mano y muñeca.* Rescatado de http://www.docenciatraumatologia.uc.cl/mano-mueca-antebrazo-mgrls/anatomia-mano-muneca-mgrls

Proubasta, I., Lamas, C., Abat, F., Sarasquete, J., & Itarte, J. (2011). Luxación de los tendones extensores de la mano a nivel de la articulación metacarpofalángica. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, *55*(2), 105-109.

Real Academia Española. (2014). Diccionario de la lengua española (23.a ed.). Consultado en http://dle.rae.es/?id=DgIqVCc

Robotic Business review. (2015). *Smart Glove: The Low-Cost Disruptor for Hand Therapy* rescatado de https://www.roboticsbusinessreview.com/health-medical/smart_glove_the_low_cost_disruptor_for_hand_therapy/

Rothgangel, A. S., Braun, S. M., Beurskens, A. J., Seitz, R. J., & Wade, D. T. (2011). The clinical aspects of mirror therapy in rehabilitation: a systematic review of the literature. *International Journal of Rehabilitation Research*, *34*(1), 1-13.

Taub, E., Uswatte, G., & Elbert, T. (2002). New treatments in neurorehabilitation founded on basic research. *Nature reviews. Neuroscience*, *3*(3), 228.

Taylor, C.L., Schwarz, R. J. (1955). The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial limbs*, *22*.

Thompson, C. W., & Floyd, R. T. (1999). *Manual de kinesiología estructural*. Editorial Paidotribo, 74

Tözeren, A. (1999). *Human body dynamics: classical mechanics and human movement*. Springer Science & Business Medi

Tyromotion. (2015). *The tyrosolution – Clever Therapy.* Rescatado de https://www.youtube.com/watch?v=mr7awXumrLg

Vorvick, L. J. (2016). Tendones y ligamentos. Medlineplus: Enciclopedia médica. Meryland, EU.: Recuperado de Https://medlineplus.gov

(https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/19089.htm)

Wege, A., & Hommel, G. (2005, August). Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. In *Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 3046-3051). IEEE.

Werbach, K. (2014). (Re)Defining Gamification: A Process Approach (pp. 266–272). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-07127-5_23

Wood, D., Bruner, J. S., & Ross, G. (1976). THE ROLE OF TUTORING IN PROBLEM SOLVING. Journal of Child Psychology and Psychiatry, 17(2), 89–100. https://doi.org/10.1111/j.1469-7610.1976.tb00381.x

Zwicky, F., & Zwicky, F. (1969). Discovery, invention, research through the morphological approach. Retrieved from http://agris.fao.org/agris-search/search.do?recordID=US201300593 26

ANEXOS

Programa cargado en Arduino del Prototipo desarrollado por Felipe Vera y Guillermo Becerra.

```
/*
 * Rehab hand project
 * IDP - UTFSM
 *
 * Original Version: Felipe Vera
 *
 * UPDATE 2/08/2017
 * by Guillermo Becerra
 * Changes from previous version:
 *  - some int variables of globals_t Struct switched from unisigned int to int.
 *  - Adaptation of ReadPots and Read Sensor to the first change.
 *  - Creation of auto_calib() function.
 */
```

```
#include <Servo.h>

#include <MsTimer2.h>


/* Mobile average the last 2^N values of sensor, to avoid strange behavior. */

#define SENSOR_MA_LENGTH_P2    3

#define SENSOR_MA_LENGTH       (1 << SENSOR_MA_LENGTH_P2)


/*

 * Mind that servo 3 will react to sensor A4, servo 5 to sensor A3 and so on.

 * Order is important here, because it define Servo-Sensor pairings.

 */

const unsigned char SERVO_PINS[] =  {3,  5,  6,  9,  10};

const unsigned char SENSOR_PINS[] = {A4, A3, A2, A1, A0};

#define SERVO_SENSOR_PAIRS      (sizeof(SERVO_PINS) / sizeof(unsigned char))


/* Which pin is the Speed potentiometer connected to */

#define MUX_CONTROL_PIN          2
```

```
#define MUX_ANALOG_PIN           A5
#define MUX_INPUT_OFF            globals.pot_vals.pot_cap_val         /* Pot with blue cables */
#define MUX_INPUT_ON             globals.pot_vals.pot_speed_val       /* Pot with red cables */

/* Period between sensor readings (in milliseconds). */
#define SENSOR_READINGS_PERIOD  25
/* Set this to zero (0) if you don't want Serial debug info. */
#define DEBUG_INFO              0
/*
 * DATASHEET INFO:
 * Servo:
 * - Max speed ratio: 0.75 seconds a full sweep (180 degrees), operating @ 4.8V
 * - 4.2 ms each degree (that is 100%)
 * - 2000mA when moving with no load.
 */

/*
```

```
 * ************ ************** MACROS ************** ***************
 */
#define SET_SERVO_SPEED(SPD) {globals.limits.speed = SPD; \
                        if(SPD >= 127) MsTimer2::stop(); \
                        else if(SPD > 0){ MsTimer2::set(globals.limits.speed, onServoIRX); MsTimer2::start();} \
                        else{ MsTimer2::set(20, onServoIRX); MsTimer2::start();} }

#define SET_SERVO_ANGLE(N,ANG)  globals.servo[N].dest_angle = (ANG > globals.limits.cap) ? globals.limits.cap : \
                                        ((ANG < -globals.limits.cap) ? -globals.limits.cap : ANG);

/*
 * ************ ********** GLOBAL VARIABLES ************** ***************
 */

struct globals_t
```

```
{
    unsigned int frame_delay_ms;
    struct{
        int calib_min;   /* Analog min value of flex sensor */
        int calib_max;   /* Analog max value of flex sensor */
        //unsigned int ma_buffer[SENSOR_MA_LENGTH];
        int ma_buffer;
        int value;
    } flex[SERVO_SENSOR_PAIRS];
    unsigned char flex_ma_cursor;

    struct{
        Servo control;          /* Range: 0 to 180 */
        char dest_angle;        /* Range: -90 to 90 */
        char current_angle;     /* Range: -90 to 90 */
    } servo[SERVO_SENSOR_PAIRS];
```

```
    struct{
        unsigned char speed;    /* 4 - 255. 4 is the highest speed and 254 is the lowest. 255 to stop
it completely. */
        char cap;               /* Value between 0 ~ 90 degrees */
    } limits;
    struct{
        unsigned int pot_speed_val;
        int pot_cap_val;

        unsigned int prev_speed_val;
    } pot_vals;
};

struct globals_t globals = {0};
/*
 * ************** ********** FUNCTION DECLARATIONS ************* ******************
 */
```

```
void onServoIRX();

void auto_calib(byte i);

/*

 * ************** ********** FUNCTION DEFINITIONS ***************** ********************

 */

void setup() {

    /* Attaches the servos to digital outputs. */

    for(unsigned char i = 0; i < SERVO_SENSOR_PAIRS; i++)

    {

        //memset(globals.flex[i].ma_buffer, 0, SENSOR_MA_LENGTH * sizeof(unsigned int));

        globals.servo[i].control.attach(SERVO_PINS[i]);


        globals.servo[i].dest_angle = 0;

        globals.servo[i].current_angle = globals.servo[i].control.read();


        /* Experimental values for each 002 16 sensor: Min = 390 | Max = 620 */

        globals.flex[i].calib_min = 550;
```

```
        //globals.flex[i].calib_max = 620;
        globals.flex[i].calib_max = 600;      /* Artificially modifying the values. */
        globals.flex[i].value = analogRead(SENSOR_PINS[i]);
    }

    globals.flex_ma_cursor = 0;
    globals.limits.cap = 90;

    pinMode(MUX_CONTROL_PIN, OUTPUT);

#if(DEBUG_INFO)
    Serial.begin(9600);
    delay(250);
    Serial.println("\n\nProgram started.\n");
#endif

    globals.pot_vals.prev_speed_val = 65535;
```

```
    readPots();
}// setup
void readPots()
{
    digitalWrite(MUX_CONTROL_PIN, LOW);
    delay(1);
    MUX_INPUT_OFF = analogRead(MUX_ANALOG_PIN);
    digitalWrite(MUX_CONTROL_PIN, HIGH);
    delay(1);
    MUX_INPUT_ON = analogRead(MUX_ANALOG_PIN);
    globals.pot_vals.pot_speed_val = 127 - (globals.pot_vals.pot_speed_val / 8);
    globals.pot_vals.pot_cap_val = map(globals.pot_vals.pot_cap_val, 0, 1024, 0, 90);

    globals.limits.cap = globals.pot_vals.pot_cap_val;

#if(DEBUG_INFO)
    Serial.print("Spd:");
```

```
    Serial.print(globals.pot_vals.pot_speed_val);
    Serial.print("|Cap:");
    Serial.print(globals.pot_vals.pot_cap_val);
    Serial.print("|\t|");
#endif
    if(globals.pot_vals.prev_speed_val != globals.pot_vals.pot_speed_val)
    {
        SET_SERVO_SPEED(globals.pot_vals.pot_speed_val); // onServo
    }
    globals.pot_vals.prev_speed_val = globals.pot_vals.pot_speed_val;
} //readPots

void readSensors()
{
    int analog_reading;
    int mapped_angle;
```

```
  for(unsigned char i = 0; i < SERVO_SENSOR_PAIRS; i++)
  {
    /* Use globals.flex[i].value to read a filtered value. */
    //globals.flex[i].value = globals.flex[i].value + (analog_reading / SENSOR_MA_LENGTH) -
(globals.flex[i].ma_buffer[globals.flex_ma_cursor] / SENSOR_MA_LENGTH);
    analog_reading = analogRead(SENSOR_PINS[i]);
    auto_calib(i);
    if(abs(globals.flex[i].ma_buffer - analog_reading) > 50){
      globals.flex[i].ma_buffer = globals.flex[i].value;
      globals.flex[i].value = analog_reading;
    }

    /* Experimental values: Min = 390 | Max = 620 */
    /* TODO: Map the flex sensor value to an angle. */
    mapped_angle = map(globals.flex[i].value,
                       globals.flex[i].calib_min, globals.flex[i].calib_max,
                       -globals.pot_vals.pot_cap_val, globals.pot_vals.pot_cap_val); // pot constrain
```

```
        //mapped_angle = constrain(mapped_angle, 0, (globals.pot_vals.pot_cap_val * 2)) -
globals.pot_vals.pot_cap_val;
        globals.servo[i].dest_angle = mapped_angle;
#if(DEBUG_INFO)
        Serial.print("P");Serial.print(i);Serial.print(":[");
        Serial.print((int)globals.flex[i].calib_min);Serial.print(", ");
        Serial.print((int)globals.servo[i].dest_angle);Serial.print(", ");
        Serial.print((int)globals.flex[i].calib_max);
        Serial.print("]| \t");
#endif
    }
#if(DEBUG_INFO)
    Serial.println("   \r");
    delay(500);
#endif
```

```
    globals.flex_ma_cursor = (globals.flex_ma_cursor + 1) & (SENSOR_MA_LENGTH - 1);    /*
Caps the cursor */
} //readSensors
void loop() {
    /* Reads control potentiometers by changing the mux value. */
    readPots();

    /* Reads flex sensor values and applies a mobile average to them. This is done  */
    readSensors();
    /* Interrupt processes it to servo values. */

    delay(SENSOR_READINGS_PERIOD);
}
void onServoIRX()
{
    /* Updates servo state */
    for(unsigned char i = 0; i < SERVO_SENSOR_PAIRS; i++)
```

```
    {
        if(globals.limits.speed > 0)
        {
            if(globals.servo[i].current_angle > globals.servo[i].dest_angle)
                (globals.servo[i].current_angle)--;
            else if(globals.servo[i].current_angle < globals.servo[i].dest_angle)
                (globals.servo[i].current_angle)++;
        }
        else
        {
            globals.servo[i].current_angle = globals.servo[i].dest_angle;
        }

        globals.servo[i].control.write(globals.servo[i].current_angle + 90);
    }
}
```

```
void auto_calib(byte i){
  if((globals.flex[i].calib_min - globals.flex[i].value) > 0){
    #if(DEBUG_INFO)
    Serial.print("Error1: ");
    Serial.println(globals.flex[i].calib_min - globals.flex[i].value);
    delay(500);
    #endif
    globals.flex[i].calib_min = globals.flex[i].value;
  }
  if((globals.flex[i].calib_max - globals.flex[i].value) < 0){
    #if(DEBUG_INFO)
    Serial.print("Error2: ");
    Serial.println(globals.flex[i].calib_max - globals.flex[i].value);
    delay(500);
    #endif
    globals.flex[i].calib_max = globals.flex[i].value;
  }
```