

Universidad de Ingeniería y Tecnología

TESIS DE PREGRADO

Prototipo de un exoesqueleto robótico flexible para la rehabilitación activa de la mano en personas que han sufrido un ACV en Perú

Chirinos, Sergio C.

Award date:
2023

[Link to publication](#)

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal ?

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA



**PROTOTIPO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO
FLEXIBLE PARA LA REHABILITACIÓN ACTIVA
DE LA MANO EN PERSONAS QUE HAN SUFRIDO
UN ACV EN PERÚ**

TESIS

Para optar el título de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR

Sergio César Chirinos Castillo 

ASESOR

Emir Vela Saavedra 

Lima – Perú

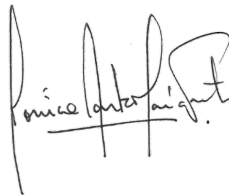
2023

DECLARACIÓN JURADA

Yo, Mónica Cecilia Santa María Fuster identificada con DNI No 18226712 en mi condición de autoridad responsable de validar la autenticidad de los trabajos de investigación y tesis de la UNIVERSIDAD DE INGENIERIA Y TECNOLOGIA, DECLARO BAJO JURAMENTO:

Que la tesis denominada “PROTOTIPO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO FLEXIBLE PARA LA REHABILITACIÓN ACTIVA DE LA MANO EN PERSONAS QUE HAN SUFRIDO UN ACV EN PERÚ” ha sido elaborada por el señor Sergio César Chirinos Castillo, con la asesoría de Emir Augusto Vela Saavedra, identificado con DNI 40063139, y que se presenta para obtener el título profesional de Ingeniero mecatrónico, ha sido sometida a los mecanismos de control y sanciones anti plagio previstos en la normativa interna de la universidad, encontrándose un porcentaje de similitud de 1%.

En fe de lo cual firmo la presente.



Dra. Mónica Santa María Fuster
Directora de Investigación

En Barranco, el 15 de febrero de 2023

Dedicatoria:

A mis padres por guiarme en un camino que ha forjado la persona que soy ahora. A mi hermano menor por siempre alegrarme he inspirarme con sus ideas.

Agradecimientos:

Le agradezco a mi universidad UTEC por permitirme expandir mis conocimientos y mis cualidades únicas para encontrar la respuesta a muchos problemas que hay en el mundo y que voy a resolver. Al profesor Emir, gracias por permitirme avanzar y expandir mis conocimientos en la rama de robótica blanda.

Índice general

	Pág.
RESUMEN	10
ABSTRACT	11
CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN	12
1.1 Objetivos.....	15
CAPÍTULO 2 MARCO TEORICO Y ANTECEDENTES	16
2.1 Consecuencias musculares de un accidente cerebrovascular	16
2.2. Biomecánica de la mano.....	17
2.2.1 Articulaciones y movimientos de la mano.....	17
2.2.2 Ecuaciones de movimiento y cinemática.....	21
2.3 Robótica blanda.....	24
2.4 Estado de arte: Evolución de los exoesqueletos de la mano.....	25
2.5 Sistema de rehabilitación con poleas.....	29
2.6 Sistema de control en Arduino	31
CAPÍTULO 3 METODOLOGIA	34
3.1 Diseño basado en la norma VDI 2221	34
3.1.1 Tabla de requerimientos	35
3.1.2 Abstracción de ideas y definición de funciones	36
3.1.3 Matriz morfológica.....	38
3.1.4 Definición de concepto de proyecto	39
3.1.5 Proyecto preliminar	40
3.1.6 Definición de proyecto	44

3.2	Lista de materiales y equipos.....	45
3.3	Verificación de entrenamiento con un especialista	47
3.4	Fabricación de exoesqueleto flexible de la mano	48
3.5	Sistema de accionamiento y entrenamiento.....	51
3.6	Obtención de función de transferencia y coeficientes	52
3.7	Presupuesto de exoesqueleto	54
3.8	Resultados de metodología.....	55
	CAPÍTULO 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	56
4.1	Diseño basado en la norma VDI 2221	56
4.2	Caracterización del sistema y coeficientes de control	58
4.3	Respuesta del sistema controlado	61
4.4	Movimiento y diseño del exoesqueleto	62
	CONCLUSIONES.....	69
	RECOMENDACIONES	70
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71
	ANEXOS	76

Índice de tablas

	Pág.
Tabla 2.1 Ángulos de articulación y articulaciones de los dedos	20
Tabla 2.2 Comparación de dispositivos blandos de rehabilitación.....	28
Tabla 3.1 Requerimiento de dispositivo de rehabilitación a cuerdas.....	36
Tabla 3.2 Evaluación de conceptos en función de criterios técnicos.....	40
Tabla 3.3 Evaluación de proyectos preliminares en base al criterio técnico	44
Tabla 3.4 Materiales y equipos	45
Tabla 3.5 Presupuesto de exoesqueleto	54

Índice de figuras

	Pág.
Figura 2.1 Posicionamiento de articulaciones de la mano	18
Figura 2.2 Movimientos de los dedos de la mano	19
Figura 2.3 Cinemática de un dedo de modelo EGP	21
Figura 2.4 Soft Robotic Glove	26
Figura 2.5 Exo-Glove Poly II.....	26
Figura 2.6 Virtual Reality(LM).....	27
Figura 2.7 Soft Glove bidireccional actuators	27
Figura 2.8 Flexo-glove.....	27
Figura 2.9 Mecanismo de deslizamiento de exoesqueleto del RELab tenoexo	29
Figura 2.10 Uso de poleas en el Flexo-Glove	30
Figura 2.11 Polea de 2 medidas para aumento de torque al flexionar el dedo	30
Figura 2.12 Esquema de sistema PID de motor DC con encoder y driver	31
Figura 2.13 Funcionamiento de detección de un encoder.....	32
Figura 2.14 Sistema de control en lazo cerrado con PID.....	33
Figura 3.1 Diagrama de flujo de proyecto	35
Figura 3.2 Entradas y salidas del sistema	37
Figura 3.3 Estructura de funciones	38
Figura 3.4 Matriz Morfológica	39
Figura 3.5 Articulaciones del dedo índice	49
Figura 3.6 Articulaciones del dedo pulgar	50
Figura 3.7 Sistema de recepción y envío de señales	52

Figura 3.8 Conexiones de módulos para obtener data	53
Figura 4.1 Posición de las articulaciones y del exoesqueleto a 45 grados.....	56
Figura 4.2 Posición de las articulaciones y del exoesqueleto a 90 grados.....	57
Figura 4.3 Lectura de posición del encoder KY0-40.....	58
Figura 4.4 Función de transferencia del sistema.....	59
Figura 4.5 Coeficientes de control PI	60
Figura 4.6 Respuesta a escalon del sistema con control PI y sin control.....	60
Figura 4.7 Respuesta del control PI a un escalón	61
Figura 4.8 Respuesta del control PI a una entrada variable	62
Figura 4.9 Prototipo del exoesqueleto diseñado	63
Figura 4.10 Partes del exoesqueleto.....	64
Figura 4.11 Vista en CAD del mecanismo y sus componentes	65
Figura 4.12 Acción de Agarre de precisión	66
Figura 4.13 Posiciones de la mano	67
Figura 4.14 Testeo de fuerza de exoesqueleto.....	68

Índice de anexos

	Pág.
Anexo 1: Proyectos preliminares	77
Anexo 2: Código en MATLAB para el movimiento de las articulaciones.....	82

RESUMEN

Un ACV (accidente cerebro vascular) puede llegar a causar parálisis a múltiples partes del cuerpo, siendo las manos una de las áreas más comunes en ser afectadas. En caso de un paciente con ACV que no reciba una rehabilitación continua e inmediata, aumentará la posibilidad de convertirse en una parálisis permanente o sufrir de distrofia muscular. Debido a que no todos poseen la disponibilidad para asistir a centros privados que pueden realizar un tratamiento eficaz y continuo con la ayuda de un terapeuta para rehabilitar manos después de un ACV, se ha creado este exoesqueleto flexible de rehabilitación muscular que permita ofrecer una nueva alternativa de tratamiento a otras personas. El exoesqueleto posee un modo de rehabilitación que incluye la flexión y el estiramiento de los dedos junto con el agarre de objetos con una fuerza promedio de 3.8 N, para entrenar el área subcortical del cerebro, logrando el objetivo de rehabilitar, eficaz y continuamente, y que apoye al paciente a realizar un entrenamiento muscular de la mano en su casa, para disminuir las múltiples idas diarias a un centro de salud. Además, el exoesqueleto permite entrenar movimientos específicos como agarre cilíndrico y agarre de precisión, que son posiciones que se realizan en actividades diarias, entrenando y recuperando la movilidad de la mano afectada en casa y aumentando las horas de entrenamiento para un mejor resultado.

PALABRAS CLAVES:

AVC; exoesqueleto; mano; rehabilitación

ABSTRACT

PROTOTYPE OF A FLEXIBLE ROBOTIC EXOESKELETON FOR ACTIVE HAND REHABILITATION AFTER STROKE IN PERÚ

A stroke can cause paralysis to multiple parts of the body, with the hands being one of the most common areas to be affected. If a stroke patient do not receive immediate and continuous rehabilitation, the possibility of becoming permanent paralysis or suffering from a muscular dystrophy will increase. Not everyone has the availability to attend private centers that can perform an effective and continuous treatment with the help of a therapist to rehabilitate hands after a stroke, for that reason it is proposed in this project to create a flexible exoskeleton for muscle rehabilitation that grants a new alternative of treatment to other people. The exoskeleton has a rehabilitation mode that include the flexion and stretch of the fingers, including the possibility to grasp objects with an average force of 3.8 N to train the subcortical area of the brain. Achieving an effective and continuous rehabilitation that supports the patient to perform a muscle training of the hand at home, to reduce the multiple daily trips to a health center. In addition, the exoskeleton allows you to train specific movements such as cylindric grasp and precision grasp, which are positions that are performed in daily activities. Completing the goal of training and recovering mobility of the hands at home, and increasing the hours of training for a better result.

KEYWORDS:

Stroke; exoskeleton; hand; rehabilitation

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

En el Perú actualmente existe una población aproximada de 3 850 800 de adultos mayores [1][2], de los cuales más del 6.8% ha sufrido un accidente cerebro vascular (ACV) y solamente el 20% logra recibir y completar la rehabilitación física en el caso de parálisis muscular superior [3]. Esto se debe a que solo en instituciones privadas se cuenta con los equipos indicados para rehabilitaciones centradas en la recuperación del movimiento de las manos [4]. Los pacientes que no terminan o no reciben la rehabilitación física llegan a sufrir de depresión, debilidad o parálisis a un lado del cuerpo y pérdida de sensibilidad y coordinación al manipular objetos [3]. Además, los pacientes deben pasar por múltiples problemas para recibir el tratamiento, siendo un inconveniente las largas distancias de recorrido que el paciente debe realizar para llegar al centro, también la falta de equipos adecuados en diferentes centros no privados, y la indisponibilidad de tiempo que muchos poseen debido a la edad.

Un paciente desde que se atiende en un centro médico luego de un ACV se le estructura un cronograma de rehabilitación para los primeros 6 meses [5], donde los primeros días se evalúa el nivel de gravedad que posee su ACV con el objetivo de establecer la rehabilitación más adecuada para que pueda realizar las actividades de la vida diaria (AVD) al final de su rehabilitación. Usualmente para rehabilitar la parálisis muscular en la mano tras un ACV en Perú, el paciente debe ir durante un periodo de 60 días no consecutivos por 40 minutos y dos veces al día al centro privado designado para poder recibir la terapia y el diagnóstico de avances, siendo un alargamiento de tiempo de rehabilitación en caso el paciente empiece a faltar a las terapias consecutivamente [4]. Y esto sin considerar que en caso la situación empeore, el tiempo puede ir aumentando e incluso ir modificando el cronograma de rehabilitación debido a que la gravedad de la parálisis podría aumentar, haciendo que el cronograma de rehabilitación llegue a alterarse [6]. Pero, dentro de estas terapias existen diferentes actividades que incluye la rehabilitación pasiva y activa de la mano usando componentes como exosqueletos o electrodos, los cuales son eficaces para la recuperación cortical y subcortical del movimiento de la mano. Debido a esto, surge la necesidad de un dispositivo que, además de reducir el tiempo de rehabilitación, también le permita al paciente entrenar fuera de un

centro privado y observar resultados más seguidos a lo largo de su recuperación. Actualmente existen dispositivos que cumplen con este tipo de terapias y que han sido testeados en otros países [7], pero ninguno se ha implementado en Perú debido al alto coste que posee traer uno. Incluso se sabe que los modelos creados en el extranjero poseen tallas específicas y no se adaptan a todos los tamaños de la mano, viendo una mejor opción el desarrollar uno. Por este motivo, se documentara sobre el procedimiento de creación de un dispositivo robótico para la recuperación activa de movimiento de la mano, permitiendo una nueva alternativa a pacientes de la población adulto mayor (PAM) con secuelas de ACV en estado crónico débil en el Perú.

Un dispositivo de rehabilitación para la mano usualmente posee un diseño parecido a un guante o exoesqueleto [8][9], variando el diseño estructural y del mecanismo dependiendo de cuál es la movilidad específica de la mano que se requiera recuperar con prioridad. Además, estos diseños pueden poseer diferentes modos de rehabilitación como activa, pasiva, semiasistida, solo de agarre, de manipulación y de aumento de resistencia [7], siendo también adaptable a usuarios que poseen algún espasmo, déficit muscular o que tan preciso se requiera que sea el tratamiento. Pero no muchos de estos pueden ser transportados con facilidad, y dependiendo de sus limitaciones o su mismo diseño permiten solo algunas flexiones, estiramientos, adducciones y abducciones tanto palmar como radial [10]. Solo algunos dispositivos de rehabilitación poseen 5 grados de libertad para el movimiento grupal e individual de los dedos [11], pero también existen modelos que poseen menos de 3 grados de libertad [12] que logran realizar entrenamientos aceptables. La efectividad de estos depende también de las posiciones específicas que pueden y se requieren recuperar. Debido a esto, los requisitos que se incluirán en la creación del guante en este documento están en función de entrenamientos y repeticiones. Además, para lograr verificar la eficiencia de diferentes dispositivos de rehabilitación, se han realizado anteriormente múltiples comparativas entre diferentes dispositivos junto con especialistas, dependiendo del tipo de rehabilitación y saber si son aceptables bajo ciertos casos [7] [8] [13]. Aun así existen movimientos que son difíciles de realizar como agarre cilíndrico, pellizco terminal o agarre de precisión para pacientes de ACV, y aunque existen guantes que han logrado hacer rehabilitaciones exitosamente de estos movimientos, no hay ningún modelo existente en el Perú que pueda realizarlo [14] [15] . Siendo de gran impacto a más de 52 000 pacientes dentro de PAM con ACV [2] [3] [4], la creación de un guante de rehabilitación en el Perú, al permitir a pacientes en el rango de PAM recuperar de una

manera más rápida la movilidad en las manos, otorgarle mayor tiempo de entrenamiento para su recuperación y dar una alternativa a personas que no pueden ir a instituciones privadas continuamente para recibir la rehabilitación

El exoesqueleto presente en este informe posee un estado de entrenamiento para un paciente con ACV que recién está iniciando su rehabilitación y necesite un entrenamiento que permita el estiramiento y flexión de los dedos, aparte de permitir el agarre de múltiples objetos. Además de eso para verificar que cumple con las características de ser un exoesqueleto de rehabilitación temprana repetitivo y que permite agarrar pero no manipular objetos [7] [16]. Asimismo, la parte adicional que el guante posee en la rehabilitación es la oportunidad de poder manipular y accionar la flexión y el estiramiento del pulgar, el cual podrá ser restringido al intentar hacer un movimiento de abducción radial y palmar [10], para lograr modificar su posición y así el paciente pueda entrenar agarrando objetos usando la posición de agarre cilíndrico y agarre de precisión, los cuales son movimientos cotidianos que se usan normalmente en actividades caseras [17] [18].

El objetivo es diseñar y prototipar un exoesqueleto robótico de rehabilitación según la guía VDI 2221, para manufacturarlo a partir de varias iteraciones [19]. Finalmente, el guante posee un sistema realimentado para un entrenamiento de flexión y estiramiento, y entrenamiento de agarre de objetos para una rehabilitación más eficiente con la finalidad de hacer que un paciente con ACV pueda entrenar más seguido en casa y reducir la cantidad de idas y venidas del centro de rehabilitación que están establecidos en su cronograma de rehabilitación.

1.1 Objetivos

-Objetivo Principal: Diseñar y prototipar un exoesqueleto robótico para la rehabilitación de movimientos específicos de la mano tales como Agarre cilíndrico y Agarre de precisión en personas que han sufrido ACV crónico débil.

-Objetivo específico 1: Diseñar un exoesqueleto flexible para la rehabilitación de la mano que sea portátil y de bajo coste.

-Objetivo específico 2: Prototipar el exoesqueleto flexible basado en un mecanismo de cables considerando las ecuaciones cinemáticas del movimiento de los dedos.

-Objetivo específico 3: Implementar un sistema electrónico y un sistema de control PID para realizar una rehabilitación de movimiento continuo de los dedos y los movimientos de agarre cilíndrico y precisión.

Capítulo 2

MARCO TEÓRICO Y ANTECEDENTES

En este capítulo nos centraremos en explicar los antecedentes y el marco teórico que serán necesarios para entender los requerimientos y los diseños en los que nos hemos basado para el diseño actual del guante de rehabilitación

2.1 Consecuencias musculares de un accidente cerebro vascular

Para entender correctamente la solución propuesta en este documento, debemos entender qué es un accidente cerebro vascular. Un ACV bajo conceptos médicos es cuando en el cerebro ocurre una lesión debido a la interrupción de la irrigación de sangre. Existen dos tipos accidentes cerebrovasculares: isquémico y hemorrágico [20]. En el ACV hemorrágica, la embolia hemorrágica es lo más común en ocurrirle a una persona de edad, existiendo un porcentaje del 85% de casos en el mundo con un índice de mortalidad menor al ACV isquémico [21]. Pero en el caso de personas mayores de edad, tener un ACV lo puede afectar de una forma más grave debido a las bajas defensas que su cuerpo posee, y el desgaste físico que uno sufre a esa edad, causando que las parálisis musculares se inclinen a convertirse en discapacidades permanentes. Tras un ACV, la parálisis muscular que ocurre usualmente solo afecta a un lado del cuerpo, siendo la disfunción motora en las extremidades las más comunes en ocurrirle a alguien. Debido a este motivo, a lo largo de los años, se han diferentes tipos de rehabilitaciones físicas para estos casos.

Actualmente, después de que un paciente acude a un centro médico debido a un ACV, dependiendo de la condición en la que se encuentre y el tiempo que le tome recuperarse, se categoriza el tipo de ACV que posee y el tratamiento que debe seguir. Antes de continuar explicando debemos familiarizarnos primero con el término “acute”, el cual se le da a un paciente cuando el tratamiento y la rehabilitación son menores a los

6 meses, mientras que el termino “crónico” es cuando el tratamiento y la rehabilitación son mayores a 6 meses. Sucede lo mismo con los términos débil y muy débil, el termino débil se usa cuando el paciente puede moverse en múltiples rangos de movimiento sin dejarse caer por la gravedad, pero no posee suficiente fuerza, mientras que el termino muy débil es cuando el paciente no puede mover ninguna articulación y es arrastrado fácilmente por la gravedad. Sabiendo lo anterior, los tipos de categorías de ACV en la que un paciente puede estar son 4: agudo muy débil; agudo débil; crónico muy débil y crónico débil [6]. En los casos de un paciente crónico, se ha demostrado que los tratamientos que requieren un dispositivo de rehabilitación, centrado en movimientos repetitivos y de reeducación muscular, poseen buenos resultados, sabiendo que la probabilidad de que una persona le dé un ACV crónico aumenta con la edad [22]. Se es conocido que las rehabilitaciones centradas en las manos son más complejas y extensas a nivel muscular debido a la cantidad de articulaciones y músculos que deben estar bajo el tratamiento continuo que deben realizar a los diferentes grados de libertad que poseen las manos [23]. Si el tratamiento de rehabilitación en las manos no es realizado a tiempo o no es hecho debidamente, el paciente puede llegar a sufrir de deformaciones musculares, un problema social psicológico, e incluso de una parálisis permanente [3][24].

2.2 Biomecánica de la mano

En esta sección del capítulo, explicaremos con detalle los movimientos que posee nuestra mano junto con los dedos, los grados de libertad y como las articulaciones y los huesos interactúan entre sí para realizar una acción.

2.2.1 Articulaciones y movimientos de la mano

A los seres humanos se nos considera seres muy complejos anatómicamente debido a que poseemos múltiples cualidades que nos permiten realizar acciones únicas, siendo muchas de estas posibles gracias a nuestras manos. Pero la mano en sí es muy compleja, debido a que esta se constituye de múltiples huesos, articulaciones y músculos que son necesarios para realizar un simple movimiento tal como doblar un dedo [25] [26]. Para lograr observar internamente que huesos y articulaciones intervienen en ciertos

movimientos, muchos trabajos han utilizado rayos X para lograr obtener resultados precisos. Para poder doblar un solo dedo, 4 huesos deben intervenir en el movimiento: falange distal, falange medio, falanges proximales y los metacarpianos, siendo este último hueso parte de la palma. Además, entre estos huesos las articulaciones respectivas que se encuentran entre los anteriormente mencionados son Interfalángicas distal (DIP, por sus siglas en ingles), Interfalángica proximal (PIP, por sus siglas en ingles) y Metacarpofalángica (MCP, por sus siglas en ingles), los que permiten que cada dedo de la mano logre realizar flexiones y estiramientos como se puede apreciar en la Figura 2.1 [27]. Pero en el caso del pulgar se utiliza las articulaciones Interfalángica (IP, por sus siglas en ingles), MCP, Carpometacarpal (CMC) y el Trapeziometacarpal (TM), las cuales permiten un movimiento completo. Ahora, para poder realizar la acción de agarrar un objeto, sujetarse, apoyarse en una superficie o incluso lanzar un objeto, los dedos deben trabajar sincronizadamente junto con el pulgar para lograr realizar diferentes tareas [28] [29]. Gracias a algunos estudios, se confirmó que la fuerza máxima que debe usar la mano para realizar una tarea de agarrar un objeto esta entre 10N – 15N [9]. Pero para ser considerado un exoesqueleto funcional de rehabilitación de agarre pero no de manipulación de objetos basta con poseer más de 3N, considerando este valor para nuestro diseño[16].

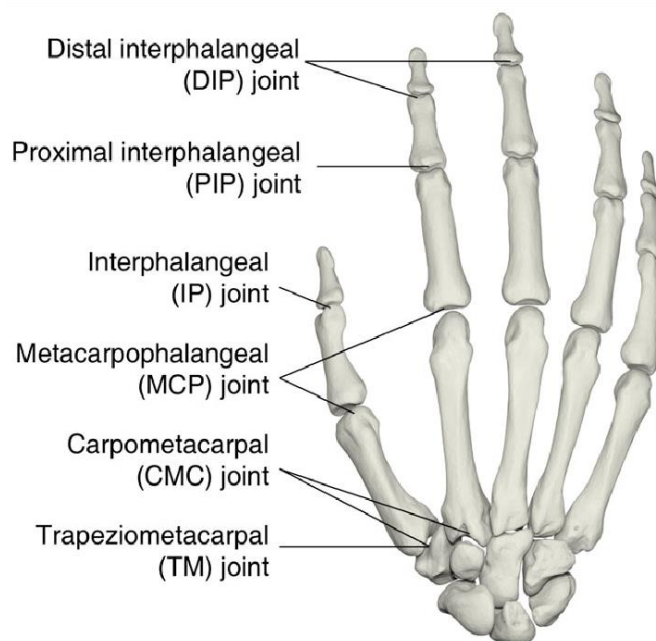


Figura 2.1. Posicionamiento de articulaciones de la mano [29].

Lo explicado anteriormente está centrado en las articulaciones que conforman nuestras manos y son esenciales para realizar acciones simples como el de flexionar un dedo. Pero decir que nuestra mano solo tiene la opción de estirar y flexionar los dedos realmente hace que se quede muy corto el significado de las diferentes acciones que pueden realizar. En la Figura. 2.2 se puede apreciar los diferentes movimientos que las manos pueden realizar junto con sus nombres técnicos los cuales se han evaluado para este proyecto, considerando los movimientos que son posibles replicar como también los movimientos que se deben delimitar o restringir. Por ejemplo, para poder realizar la posición de agarre cilíndrico es necesario que en primer lugar el pulgar este estirado luego de hacer un movimiento de abducción palmar y los dedos desde el meñique hasta el índice estén estirados. Siguiendo a esto, para poder realizar el movimiento se hace que el pulgar realice la acción de aducción palmar y de allí flexione los dedos desde el meñique hasta el índice, continuando esta acción hasta que el objeto deseado a agarrar este bajo una presión suficiente para levantarlo [10]. Asimismo, la mano puede realizar la acción de flexión y aplanamiento palmar, las cuales son la flexión y estiramiento de los dedos, pero solo centrado en el sector de la punta de los dedos. Debido a la complejidad que implicaría realizar todos los movimientos que una mano saludable podría realizar, se ha limitado a que el exoesqueleto pueda realizar los movimiento de agarre cilíndrico y agarre de precisión [18] [30]

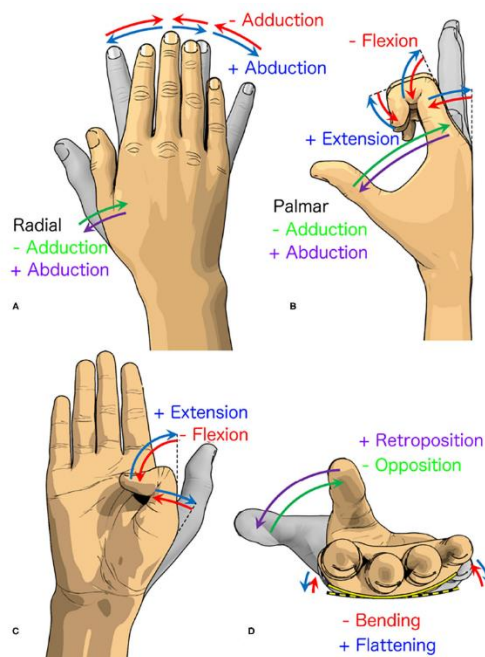


Figura 2.2. Movimientos de los dedos de la mano [10].

Estableciendo los movimientos que la mano puede realizar junto con las articulaciones, también se debe mencionar sus ángulos de movimientos de cada uno de los dedos. En este caso esta información para los dedos fue obtenida de [31] [32] para poder establecer los rangos de flexión de los dedos en la siguiente tabla considerando que la mano esta estirada:

Articulaciones (grados)	Dedos				
	Pulgar (°)	Índice (°)	Medio (°)	Anular (°)	Meñique (°)
DIP	90	90	90	90	90
PIP	No posee	100	100	100	100
MCP	75 - 80	90	90	90	90

TABLA 2.1. Ángulos de flexión de las articulaciones de los dedos.

Como se puede apreciar en la Tabla (2.1) los ángulos de flexión de casi todas las articulaciones llegan a 90 grados. Debemos recordar también que el pulgar técnicamente no posee una articulación PIP por ese motivo no existe un valor en la tabla para ello. Estos ángulos serán considerados más adelante para estimar definir los movimientos que se pueden realizar.

Finalmente, los movimientos que el exoesqueleto permitirá realizar con la mano son los movimientos de agarre cilíndrico y agarre de precisión. Considerando que, para realizar el movimiento de agarre cilíndrico, inicialmente el dedo pulgar debe estar en una posición de abducción palmar estirando las articulaciones DIP y MCP, mientras que los dedos índice y medio deben tener las articulaciones DIP, PIP y MCP estiradas. A continuación, el dedo pulgar y los dedos índice y medio van flexionándose poco a poco hasta adaptarse al diámetro del objeto que se desea agarrar. En el caso del movimiento de agarre de precisión, inicialmente el pulgar debe estar en una posición de abducción radial con las articulaciones estiradas, mientras que los dedos índice y medio deben tener las articulaciones DIP, PIP y MCP estiradas. Y como siguiente acción, el dedo pulgar va flexionándose al igual que los dedos índice y medio, mientras que sus yemas de cada dedo se van acercando entre ellas para realizar contacto o agarrar un objeto.

2.2.2 Ecuaciones de movimiento y cinemática

Para calcular la posición de los dedos junto con los puntos de contacto y flexión que el exoesqueleto va a realizar es necesario una función. Debido a que el planteamiento está en un dispositivo con movimiento a base de cuerdas, realizar una cinemática directa para verificar su eficiencia no es un método indicado. El movimiento de dispositivos de rehabilitación a base de cuerda es un diseño recomendado, debido a que las cuerdas se comportan como tendones para lograr mover la mano. Por ese motivo, el principio de cinemática del movimiento del guante para poder mover los dedos están basadas en el guante de rehabilitación propuesto en [12]:

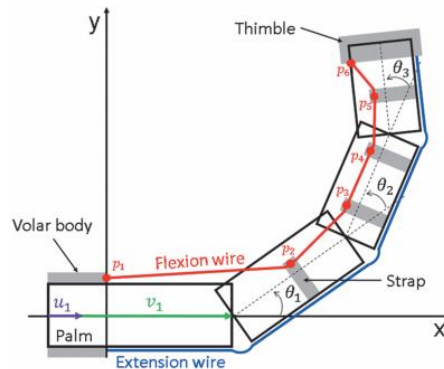


Figura 2.3. Cinemática de un dedo de modelo Exo-Glove Poly II [12].

En la Figura 2.3 obtenida de [12], se expresa gráficamente la cinemática que un dedo anclado a un exoesqueleto con movimiento a base de cuerdas puede llegar a realizar estando en función de los ángulos de flexión de los falanges. La expresión matemática para estimar la posición del dedo a partir de sus puntos de flexión está dentro de la expresión matemática para diseñar un exoesqueleto con movimiento a base de cuerdas. A continuación, se presentará de manera matemática las ecuaciones requeridas para expresar la cinemática para establecer el movimiento que el dedo va a realizar y al mismo tiempo las ecuaciones del exoesqueleto Exo-Glove Poly II (EGP II), con el objetivo de corroborar la eficiencia del diseño del exoesqueleto de esta tesis. En primer lugar, tenemos a la ecuación de movimiento para los dedos en función de sus ángulos para establecer la posición de un dedo al estar flexionando sus articulaciones:

$$u_1 = [1 \ 0]^T \quad (2.1)$$

$$u_i = R_{i-1} \cdot u_{i-1} \quad (2.2)$$

$$R_{i-1} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{i-1}) & -\text{sen}(\theta_{i-1}) \\ \text{sen}(\theta_{i-1}) & \cos(\theta_{i-1}) \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$$v_1 = A_1 \cdot u_1 \quad (2.4)$$

$$v_i = v_{i-1} + A_i \cdot u_i \quad (2.5)$$

donde:

u_{i-1} ($2 \leq i \leq 4$): Vector unitario de las articulaciones.

R_{i-1} ($2 \leq i \leq 4$): Matriz rotación de las articulaciones.

v_{i-1} ($2 \leq i \leq 4$): Vector posición de las falanges.

A ($1 \leq i \leq 4$): Longitud del metacarpo y las falanges.

θ ($1 \leq i \leq 3$): Angulo de flexión de la articulación.

Las funciones presentadas anteriormente son necesarias para establecer los movimientos de un dedo dependiendo de la longitud de sus falanges y al mismo tiempo del ángulo de flexión que se desea para saber cuál va a ser su posición. La ecuación (2.1) es solo para representar la primera dirección desde el eje de posición en Figura 2.3. Se debe recordar que estamos considerando que la palma no se mueve en ningún momento, por ese motivo la ecuación (2.1) no considera un movimiento en el eje Y, pero es requerido para saber las siguientes distancias y posiciones de las falanges. La ecuación (2.2) es requerido para hallar los siguientes vectores unitarios, y para ello es necesario multiplicarlo por su matriz de rotación en el eje Z como se ve en la matriz (2.3). La matriz (2.3) considera solo las articulaciones DIP, PIP y MCP dependiendo del vector unitario que se desee obtener. Al igual que la función (2.1), la función (2.4) no va a variar ya que la palma no se mueve y esto causa que el valor de la distancia desde el eje de posición sea

fijo, pero será requerido en la función (2.5) para lograr hallar los siguientes vectores de posición y así verificar. Por último, la función (2.5) es requerido para representar la posición de los dedos dependiendo del ángulo de sus articulaciones y el largo de sus falanges.

Aunque técnicamente tenemos las funciones necesarias para representar el movimiento de los dedos, es necesario también verificar el diseño que se va a realizar y saber que puede hacer que el dedo realice estas posiciones. En este caso, el EGP II posee una función de verificación de diseño para los puntos de contacto de flexión y estiramiento de su exoesqueleto según la posición de los dedos. Estas funciones son:

$$d_k = \left(\frac{1}{2} \times A_2 + A_3 + A_4\right) \times \frac{k-2}{4} \quad (2.6)$$

$$p_1 = [0 \ t]^T \quad (2.7)$$

$$p_2 = v_i + 0.5v_2 + s(R_{90} \cdot u_2) \quad (2.8)$$

$$p_{k(k=3,4,5)} = \begin{cases} v_1 + 0.5v_2 + d_k \times u_k + s \times (R_{90} \cdot u_2) & (d_k \leq 0.5A_2) \\ v_1 + v_2 + (d_k - 0.5A_2)u_3 + s \times (R_{90} \cdot u_3) & (0.5A_2 < d_k \leq 0.5A_2 + A_3) \\ v_1 + v_2 + v_3(d_k - 0.5A_2 - A_3)u_4 + s \times (R_{90} \cdot u_4) & (0.5A_2 + A_3 < d_k) \end{cases} \quad (2.9)$$

donde:

$d_k(3 \leq i \leq 5)$: Distancia desde p_2 hasta p_k .

t : Grosor del dedo (un aproximado).

$p_k(3 \leq k \leq 5)$: posición de los agujeros para los tendones del exoesqueleto.

Estas últimas 4 ecuaciones son esenciales para establecer los puntos de contacto indicados para poder realizar un diseño eficiente para el exoesqueleto, logrando así establecer los puntos por donde los cables que se comportan como tendones realizaran el estiramiento y flexión del dedo. La ecuación (2.6) es requerida para establecer las distancias desde el desde p_2 hasta p_k . El p_k es la posición de los agujeros para los tendones como se aprecia en la Figura 2.3. La ecuación (2.6) divide a la mitad a el valor de A_2 debido a que la posición por la que empieza es en medio de la falange proximal.

Sabiendo esto, la ecuación (2.7) es un vector para establecer la posición inicial por donde sale el tendón siendo el punto más cercano a la palma, siendo el grosor del dedo y sin modificar su posición en el eje Y. La posición de p_2 como se ve en la ecuación (2.8) ya está definido ya que su posición siempre es el medio de la falange proximal, haciendo que su posición no se vea afectada por los otros puntos de contacto de tendones. Finalmente, la ecuación (2.9) sirve para ubicar los puntos de contacto con el tendón del exoesqueleto restantes, pero debido a que poseen múltiples variables que van cambiando dependiendo de la longitud de las falanges, se establecen rangos de posición dependiendo del valor establecido en la ecuación (2.6).

Las ecuaciones mencionadas serán utilizadas como base para que se pueda diseñar de manera correcta la estructura de los dedos del exoesqueleto, y así saber la posición que puede tener el dedo al flexionarse junto al exoesqueleto. Además, que las ecuaciones (2.6 - 2.9) serán modificadas debido a que no se utilizara el mismo modelo de la Figura 2.3, sino uno con el mismo principio de tendones.

2.3 Robótica blanda

La robótica blanda es una de las tecnologías que han aparecido en los últimos años. La robótica blanda es una de las ramas de la robótica que poseen características morfológicas y constitutivas no convencionales al dar un concepto de suavidad muy amplio para solucionar problemas poco convencionales [33]. Estas tecnologías poseen múltiples temas, las cuales abarcan desde el diseño de actuadores con características hiperelásticas hasta la creación de sensores flexibles. Además, muchas de las ramas de la robótica blanda tienen como principio el inspirarse de organismos vivos, con el objetivo de poder adaptarse a diferentes condiciones creadas por la naturaleza [34]. Por ese motivo el proyecto propuesto tendrá tecnologías blandas incluidas al diseñar el exoesqueleto de un material flexible, para lograr una alta movilidad junto con la mano y obtener un diseño funcional para realizar la rehabilitación [35].

La robótica blanda a lo largo de los años ha logrado desarrollar tecnologías flexibles para lograr obtener datos de los grados de flexión de los múltiples equipos. Teniendo como objetivo el comprobar la efectividad de los proyectos realizados y desarrollar correctamente sistemas de control óptimos para guantes o exoesqueletos [36].

2.4 Estado de arte: Evolución de los exoesqueletos de la mano

En los últimos años se ha visto un gran avance en la mejora de dispositivos para la recuperación del movimiento de las manos tras un ACV. En este caso para el modelo propuesto en este documento, se ha tomado en consideración la evolución de los diseños propuestos desde el año 2000 hasta los diseños más completos antes de inicios del 2020, comenzando con el SPIDAR-8, que es uno de los primeros modelos de dispositivos de rehabilitación que poseía un accionamiento a motor y control de movimiento a través de 24 actuadores conectados por cuerdas, que le permitía al paciente gran libertad de movimientos programados para la recuperación [37]. Pero este tenía que estar en un lugar fijo debido al tamaño y complejidad que toda la estructura poseía al igual que el HWARD, el cual se considera uno de los primeros exoesqueletos implementados para este tipo de tratamientos, teniendo el problema del tamaño y disminución de libertad al paciente, pero contrarrestando este problema con un tamaño un poco más pequeño y el accionamiento neumático para abrir y cerrar la mano con facilidad [38]. Los modelos de dispositivos de rehabilitación que tenían como principio de diseño una cámara de rehabilitación para controlar a libertad el movimiento de la mano, aparecieron en diferentes propuestas hasta antes del 2013 [11], teniendo estos diseños incluso la implementación de un simulador de realidad virtual para mejorar la interacción con el paciente y poder evaluar su estado neurológico [39] [40]. En el año 2013 apareció un modelo de guante que se podía transportar con facilidad junto con una mochila que poseía la caja de cambios de movimientos para el control de la mano [41]. Este mismo año sería en donde aparecería el primer guante de rehabilitación usando robótica blanda, con la cualidad de poseer actuadores hidráulicos que permitían una alta compatibilidad con la mano de los pacientes, permitiendo movimientos más naturales al realizar la flexión de los dedos. En el año 2015 el mismo guante tenía una mejora óptima de espacio y diseño como se muestra en Figura 2.4, el cual le permitía al paciente el poder realizar las rehabilitaciones en la comodidad de su casa [42]. Sin embargo, este año no solo el guante Soft hizo su aparición, también el Exo glove apareció ese año, el cual además de poder realizar el movimiento individual de flexión y extensión de los dedos, todo el equipo de control y alimentación del dispositivo ya se encontraba en un solo brazo sin la necesidad

de ocupar mucho espacio [34]. En el año 2017, se lanzó el Virtual Reality (LM) como se ve en Figura 2.6, el cual le permitía al usuario una mayor libertad en movimiento [43]. El siguiente año salió un modelo que usaba spools como mecanismo de movimiento continuo con alto torque, este era el Flexo-Glove y es uno de los modelos de inspiración para el diseño propuesto [35]. Aunque este modelo tenía restringido al pulgar en todos sus grados de libertad como se aprecia en Figura 2.8, casi por terminar el año 2019, salió el Exo-glove Poly II presente en Figura 2.5 creado por Brian Byunghyun Kang [12]. El diseño de este guante no poseía un recubrimiento de velcro como su predecesor, este tenía mucha similitud a un exoesqueleto ya que no cubría completamente la mano. Además, su sistema de control le permitía controlar de manera individual los 2 dedos que poseía a cualquier grado de libertad que se le configure, siendo este último diseño una gran fuente de inspiración para el diseño del propuesto. Finalmente, en el 2020 salió el Soft Glove con actuadores bidireccionales (Figura 2.7), el cual es el único guante neumático que puede flexionar y estirar sus actuadores Soft de manera continua [44].



Figura 2.4. Soft Robotic Glove [9].



Figura 2.5. Exo-Glove Poly II [12].

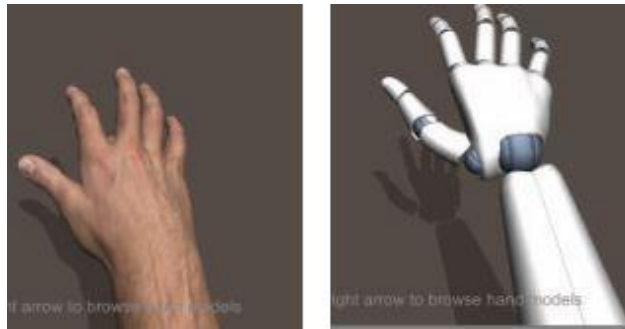


Figura 2.6. Virtual Reality(LM) [43].

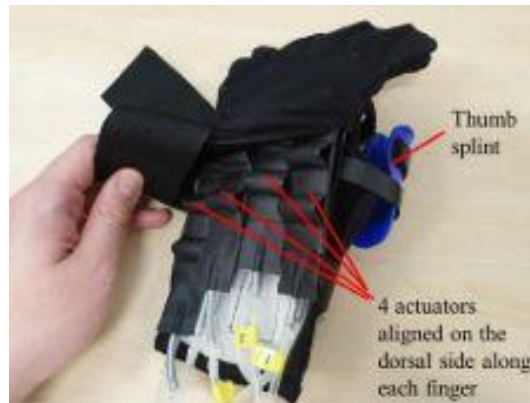


Figura 2.7. Soft Glove bidirectional actuators [44].



Figura 2.8. Flexo-glove [35].

Considerando estos últimos 10 años, hay 5 dispositivos de rehabilitación que han logrado destacar entre las demás, siendo en este caso las siguientes características que las diferencian por sus diferentes ventajas que poseen cada uno:

Nombre	Fuente de alimentación	Grados de libertad	Fuerza de movimiento	Tipo de diseño
Soft Robotic Glove[9]	Hidráulica	5	10 - 15 N	Guante
Exo-Glove Poly II [12]	Eléctrica (cuerdas)	3	9.3 - 10.6 N	Exoesqueleto
Virtual Reality(LM) [43]	Eléctrica (Alta)	5	Propia	Virtual
Soft Glove bidirectional actuators [44]	Neumática	4	9.3 - 10.6 N	Guante
Flexo-glove [35]	Eléctrica (cuerdas)	4	20 N (puede llegar hasta 58 N)	Exoesqueleto

TABLA 2.2. Comparación de dispositivos blandos de rehabilitación.

Entre estos dispositivos, el modelo propuesto en este trabajo posee una inspiración en el modelo de [35]. La preferencia de usar un diseño inspirado en el exoesqueleto de [35] es debido a que este posee un mayor control en su movimiento y uso de fuerza. Además, el mecanismo de este dispositivo posee una respuesta casi inmediata al movimiento deseado y también los cables que usa para hacer el estiramiento y flexión de los dedos se comportan como tendones, permitiendo una flexión y extensión más natural. Por último, el guante propuesto por Peter Chong es impreso con un material flexible conocido como TPU. Este material flexible permite adaptarse a diferentes superficies y podría ser el indicado para poder realizar el diseño modular deseado. No obstante todos los guantes descritos anteriormente poseen un problema similar, todos ellos o hacen la acción de restringir el movimiento del pulgar o solo lo limitan a un solo movimiento, acción que técnicamente no permite realizar una alta cantidad de posiciones. Por ese motivo, se consideró un diseño de exoesqueleto que ha aparecido recientemente y tiene la cualidad única de poder modificar la posición del pulgar para lograr realizar múltiples posiciones. Este exoesqueleto es el del RELab tenoexo [45]. Este nuevo concepto de mecanismo de movimiento está en base a las cuchillas resortes que permiten guiar el movimiento de los dedos como se ve en Figura 2.9. La parte única que tiene este

exoesqueleto es que posee un mecanismo de deslizamiento que se puede trabar y así hacer que el pulgar quede trabado en diferentes posiciones. Este mecanismo de deslizamiento ha sido considerado usarse en el diseño propuesto por este documento para lograr realizar los movimientos requeridos.

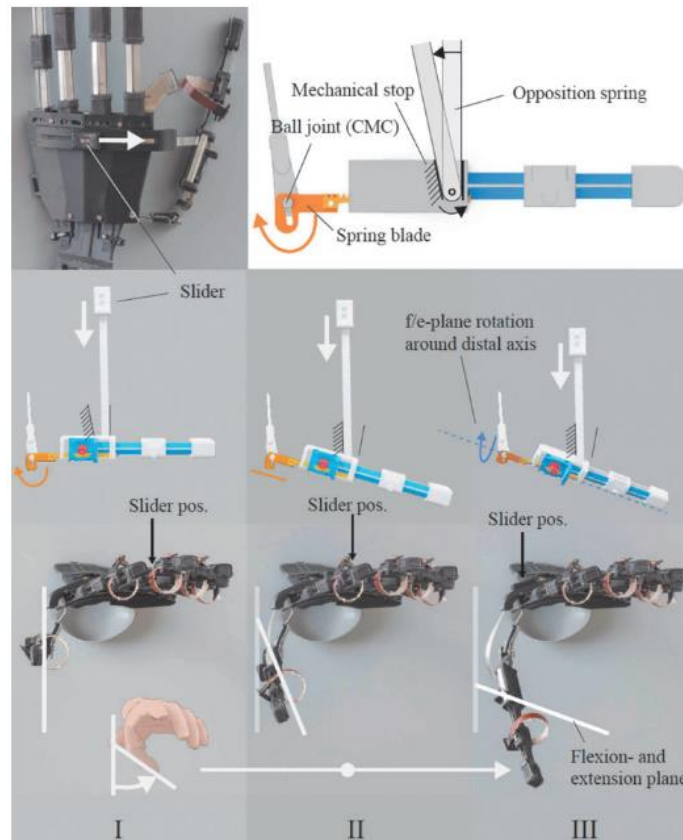


Figura 2.9. Mecanismo de deslizamiento de exoesqueleto del RELab tenoexo [45].

2.5 Sistemas de rehabilitación con poleas

El dispositivo de rehabilitación propuesto necesita poseer una caja con poleas , internamente en su mecanismo para realizar un movimiento de las articulaciones de la mano [46] [47][35]. En otros dispositivos la caja de cambios permitiría alternar del modo estático al modo libre [11], al igual que cambiar el movimiento grupal de los dedos a un movimiento individual dependiendo de la cantidad de motores que se posea, permitiendo así un entrenamiento más natural en la parte semiasistida de la rehabilitación.

Un caso reconocido de uso de poleas en exoesqueletos para permitir un movimiento continuo e individual de los dedos sería del modelo propuesto en [35], y que se muestra en la Figura 2.10.

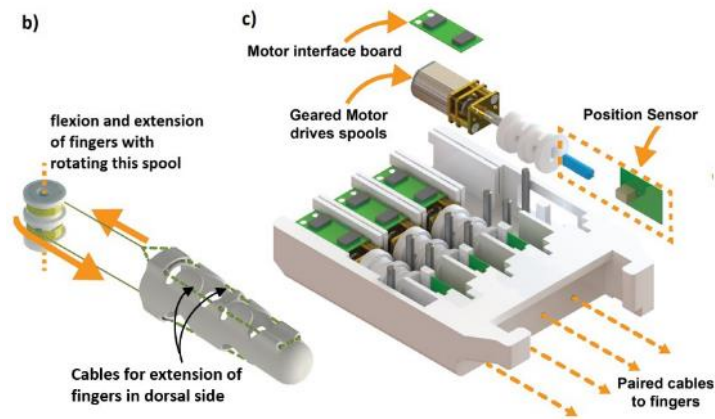


Figura 2.10. Uso de poleas en el Flexo-Glove [35].

El diseño del sistema de poleas permite que un solo dedo tenga la facilidad de poder ser extendido y flexionado con un solo motor, además, permite calcular fácilmente la fuerza que se puede utilizar a través de torques. Además, su sistema tampoco requería componentes complejos, ya que los motores usados no poseían un encoder incluido. Pero no necesariamente cada configuración para los dedos debía ser del mismo al realizar la flexión y extensión de cada dedo, debido a que se necesitan diferentes fuerzas para lograr hacer el estiramiento y flexión de un solo dedo. Esto se ha logrado comprobar con una polea de doble dimensión propuesto para el guante de rehabilitación del grupo de WPI [47]. El cual como se ve en Figura 2.11 tiene una polea con 2 dimensiones internas de diámetro para el estiramiento y la flexión de un dedo.

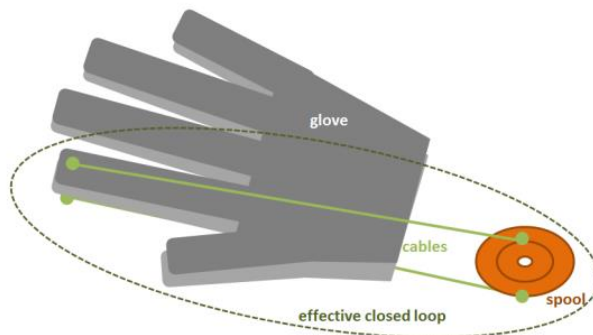


Figura 2.11 Polea de 2 medidas para aumento de torque al flexionar el dedo [47].

2.6 Sistema de control en Arduino

Considerando que se va a utilizar un mecanismo de poleas para el movimiento de flexión y estiramiento de los dedos, será requerido utilizar un sistema de control Proporcional Integral Derivativo (PID) con el objetivo de poder precisar hasta qué punto la rotación del motor se llevará a cabo y cuál sería su posición angular. Sabiendo que es necesario el uso de un microcontrolador, se decidió usar un Arduino para manipular la lógica del sistema y así poder explorar las diferentes acciones que se podrían realizar en el sistema. En este caso, la lógica del sistema está basado en [48], debido a que este sistema se adapta correctamente a mecanismos que requieran uso de poleas o conceptos de rotación a base de cables.

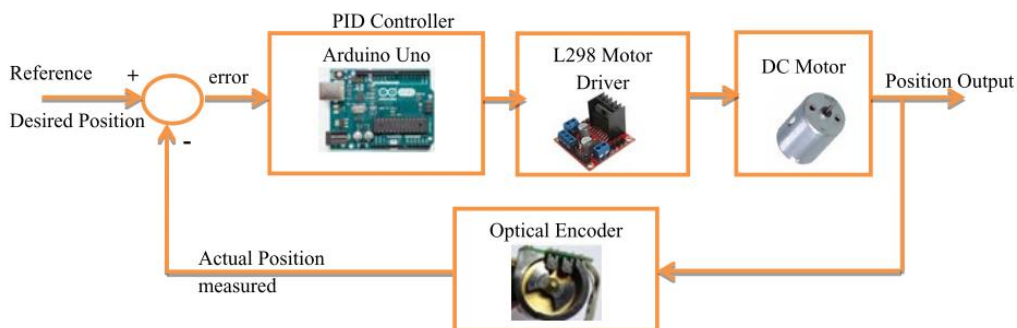


Figura 2.12. Esquema de sistema PID de motor DC con encoder y driver [48].

Como se puede apreciar en la Figura 2.12 el sistema posee un Arduino, un driver, un motor DC y un encoder. Teniendo como entrada la posición de referencia que se desea obtener y como la salida la posición actual. Su sistema lazo cerrado se basa en la lectura obtenida por el sensor óptico implementado dentro del motor DC, el cual debido a 2 sensores de activación a cambio interno que posee, permite establecer la rotación que se está realizando y también la posición en la que se encuentra. En el momento en el que el sistema recibe la posición deseada de manera exterior, el microcontrolador Arduino analiza la entrada y procede a enviar una señal *Pulse Width Modulation* (PWM) hacia el *driver* modelo L298 para establecer la posición y potencia del motor. Este driver permite variar la dirección y potencia del motor dependiendo de la lógica del sistema, permitiendo

que el motor se desplace a la posición indicada junto con el encoder óptico anclado a este, haciendo que obtengamos la posición deseada de salida y al mismo tiempo se pueda verificar el error de posición dentro del sistema para corregirlo mientras se realiza la rotación.

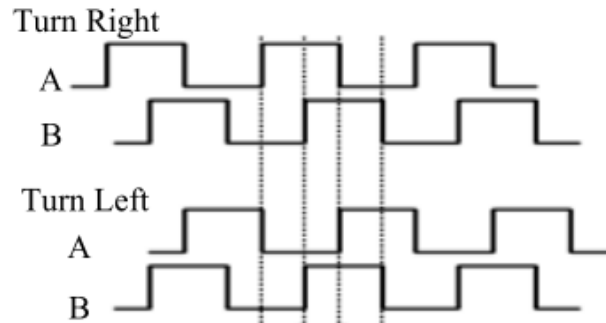


Figura 2.13. Funcionamiento de detección de un encoder [48].

La precisión de la lectura de posición del motor depende mucho de la definición de lectura del encoder, y al mismo tiempo del orden de activación de los 2 sensores diferenciales que posee internamente para detectar la dirección de rotación. La detección de la dirección de rotación se puede apreciar en Figura 2.13, representado en la parte superior la señal que requiere para rotar en hacia la derecha, y en la parte inferior, la señal requerida para la izquierda. La rotación hacia la derecha es detectada por parte del microcontrolador, el cual para establecer que está girando hacia esta dirección debe detectar al sensor A antes que el sensor B. Y la rotación hacia la izquierda es cuando el microcontrolador detecta el sensor B primero y luego el sensor A. En ambos casos su lectura está configurado en modo interrupción por el mismo microcontrolador, para lograr obtener la respuesta lo más rápido posible.

Un punto importante que debemos considerar cuando vamos a implementar un sistema de control es el PWM, debido a que la multiplicación de los coeficientes de ganancia K_p , K_i y K_d que serán utilizados dentro del sistema realimentado junto con el error en realidad dan el valor de la señal PWM, y siendo el valor de PWM importante para establecer tanto la rotación como la potencia del mismo motor.

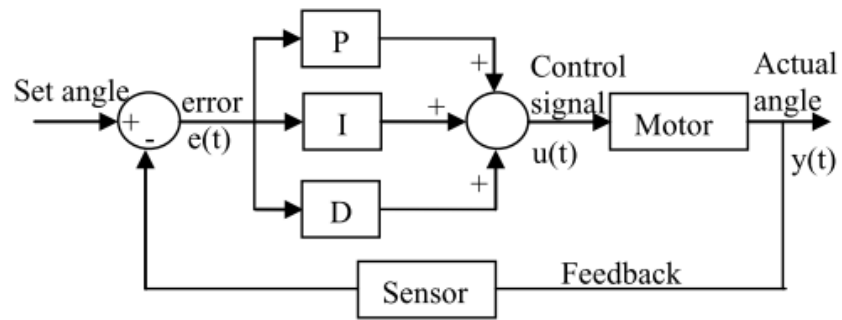


Figura 2.14. Sistema de control en lazo cerrado con PID [48].

Los valores de los coeficientes K_p , K_i y K_d se obtienen a partir de una función de transferencia establecida para este sistema, y probando sus coeficientes en el Software MATLAB. De este modo estos coeficientes obtenidos se implementan en un sistema lazo cerrado dentro de la plataforma Arduino como un control, como se muestra en la Figura 2.14.

Capítulo 3

METODOLOGIA

En este capítulo se explica el procedimiento que se siguió para realizar el diseño del exoesqueleto, además de los requerimientos necesarios y las consideraciones.

3.1. Diseño basado en la norma VDI 2221

Para el diseño y futuro prototipado del dispositivo de rehabilitación se utilizó la guía *Verein Deutscher Ingenieure (VDI) 2221* de diseño mecánico, descrita detalladamente en [19]. Para poder iniciar correctamente el proceso de diseño, se empezó realizando una lluvia de ideas para lograr definir las entradas y salidas del sistema, siguiente a esto se definieron las funciones que el dispositivo de rehabilitación deberá cumplir. A partir de aquí se realizó una matriz morfológica para describir las opciones asociadas a las funciones del mismo dispositivo, y finalmente se presentaron las matrices de evaluación de conceptos. Esto nos sirve para lograr obtener y decidir los proyectos preliminares y la definición del proyecto óptimo. Por ese motivo se realizó un diagrama de flujo según [19] para verificar los pasos a seguir del proyecto:

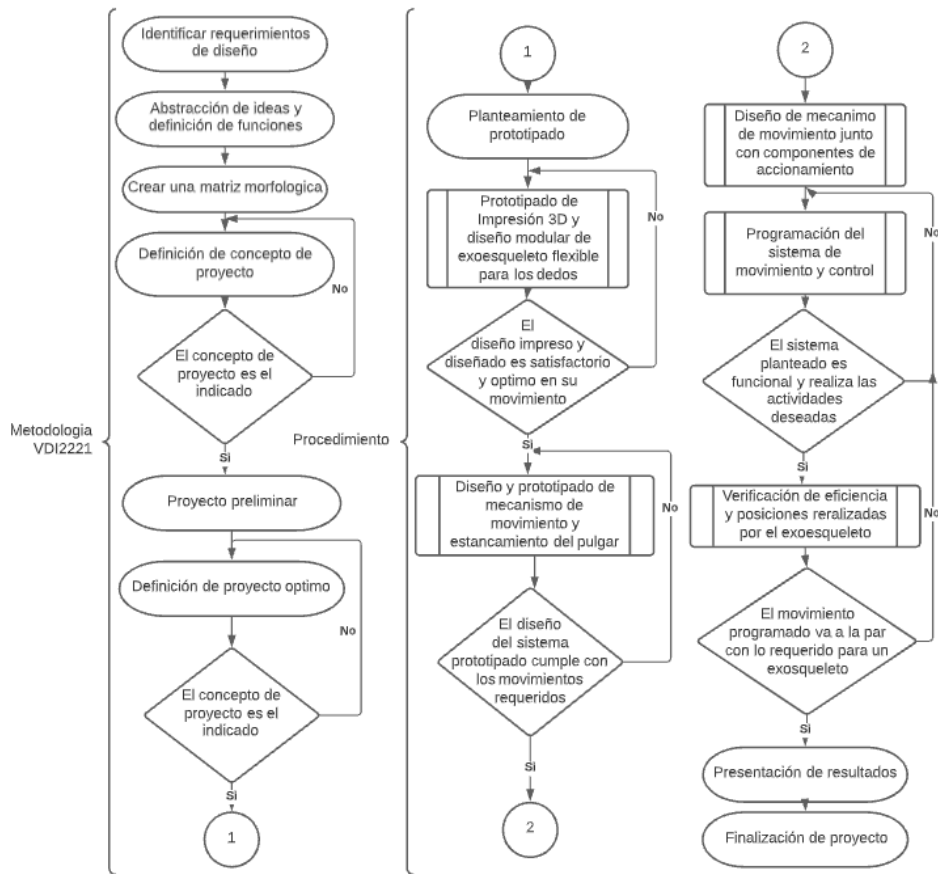


Figura 3.1. Diagrama de flujo del proyecto siguiendo [19].

Bajo la normativa establecida, primero, se identificaron los requerimientos de diseño, los cuales son necesarios para establecer el tipo de guante exoesqueleto que se ha construido y los objetivos que posee. Luego, se prosiguió a realizar la matriz morfológica, la cual era fundamental para definir el concepto del proyecto y comparar las ventajas y desventajas que poseían diferentes mecanismos o accionamientos. En este punto se evaluó según un puntaje que se explicara mejor cuando se llegue a esta parte del capítulo. En cuanto se conciba el proyecto preliminar, se verifica si el concepto del proyecto es el indicado, ya que cuando se establece por completo el concepto, ya se puede iniciar con el proceso de prototipado. El proceso de prototipado será explicado en la sección 3.4.

3.1.1. Tabla de requerimientos

Debido a los datos recopilados en los antecedentes y en el marco teórico, se lograron definir las características principales que el diseño del exoesqueleto necesita dentro de sus especificaciones para lograr realizar una rehabilitación efectiva en el modo pasivo y semiasistido en todos los dedos de la mano.

Presión	Fuerza máxima	20 N
	Fuerza mínima	3 N
Dispositivo de agarre de objetos sin manipulación	Rango de fuerza	3N - 10N
Dispositivo para rehabilitación de movimiento repetitivo	Rango de fuerza	3N - 10N
Motor	Peso máximo	10g
Exoesqueleto	Peso máximo	500g
Movimiento repetitivo	Flexión y estiramiento (10 en 1 minuto)	
Movimiento de agarre	Agarre cilíndrico, agarre de precisión	
Tamaño de spool	10 mm de diámetro	
Tiempo de movimiento	2s cada movimiento	

TABLA 3.1. Requerimiento de dispositivo de rehabilitación [16].

3.1.2. Abstracción de ideas y definición de funciones

En la Figura 3.2, se definieron las entradas y salidas del sistema considerando que el dispositivo genera una fuerza sobre los 5 dedos de las manos para lograr estirarlos y flexionarlos de forma individual.

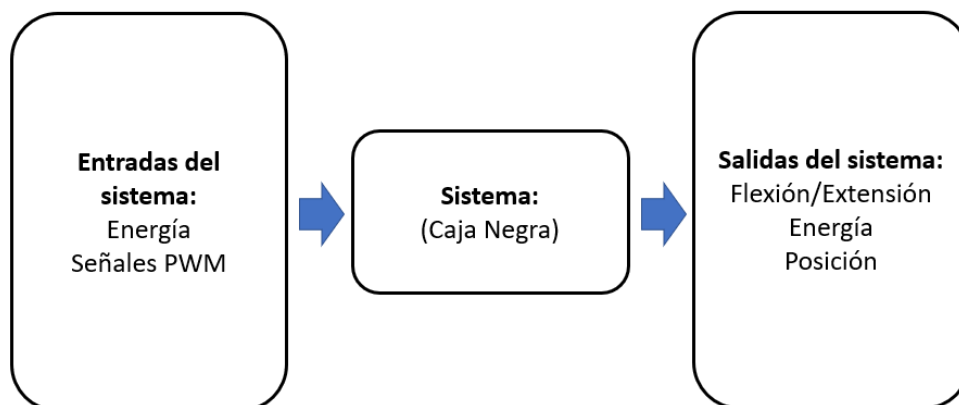


Figura 3.2. Entradas y salidas del sistema siguiendo [19].

3.1.2.1 Funciones

Transformar: Permite convertir la energía o fuente de poder que proviene del exterior y poner en funcionamiento un dispositivo de accionamiento electrónico.

Estimular: Esta permite con la ayuda de un dispositivo activo, generar una fuerza o movimiento.

Adaptar: Esta permite transmitir el movimiento en un área diseñada para realizar una acción siendo en este caso el estiramiento y flexión de los dedos.

Accionar: Esta permite la apertura o cierre de flujo de energía a lo largo del sistema.

Detectar: Permite recopilar información acerca del movimiento a realizar y la posición actual del dispositivo rehabilitación.

Controlar: Es el que permite procesar las entradas y salidas de señales analógicas o digitales para poder realizar un sistema de control, usualmente centrado en la posición.

A continuación, se procedió a realizar la apertura de la caja negra, para definir una estructura de funciones como se muestra en la Figura 3.3, en donde anteriormente se han mencionado que significan cada uno de los recuadros de acciones que están interconectados.

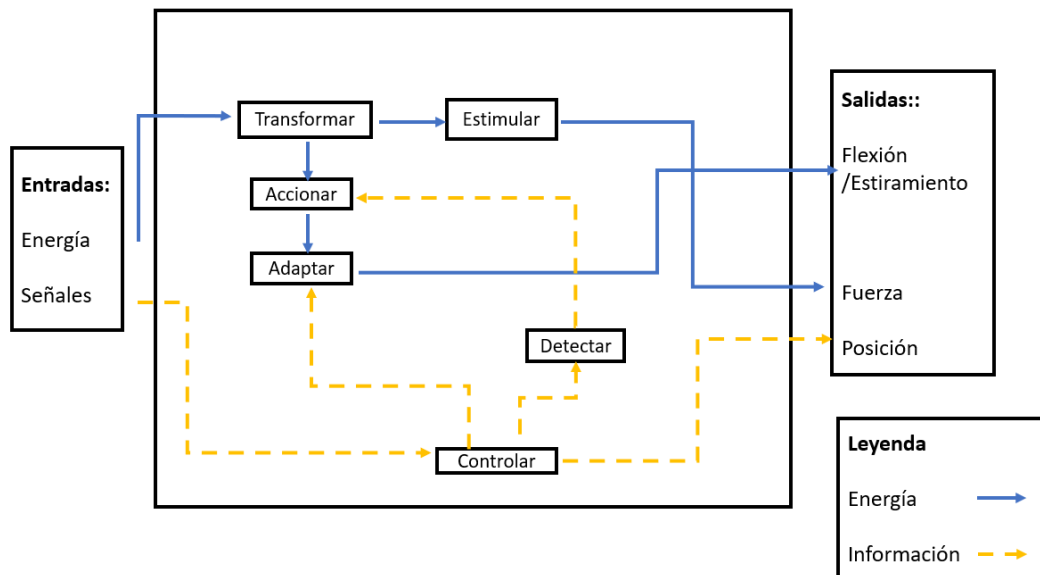


Figura 3.3. Estructura de funciones establecida para el proyecto.

3.1.3. Matriz Morfológica

Debido a las funciones definidas anteriormente establecidas en la matriz morfológica que se puede ver en la Figura 3.4, fueron consideradas 3 opciones posibles para cada función, y así lograr diferentes funciones de proyecto.

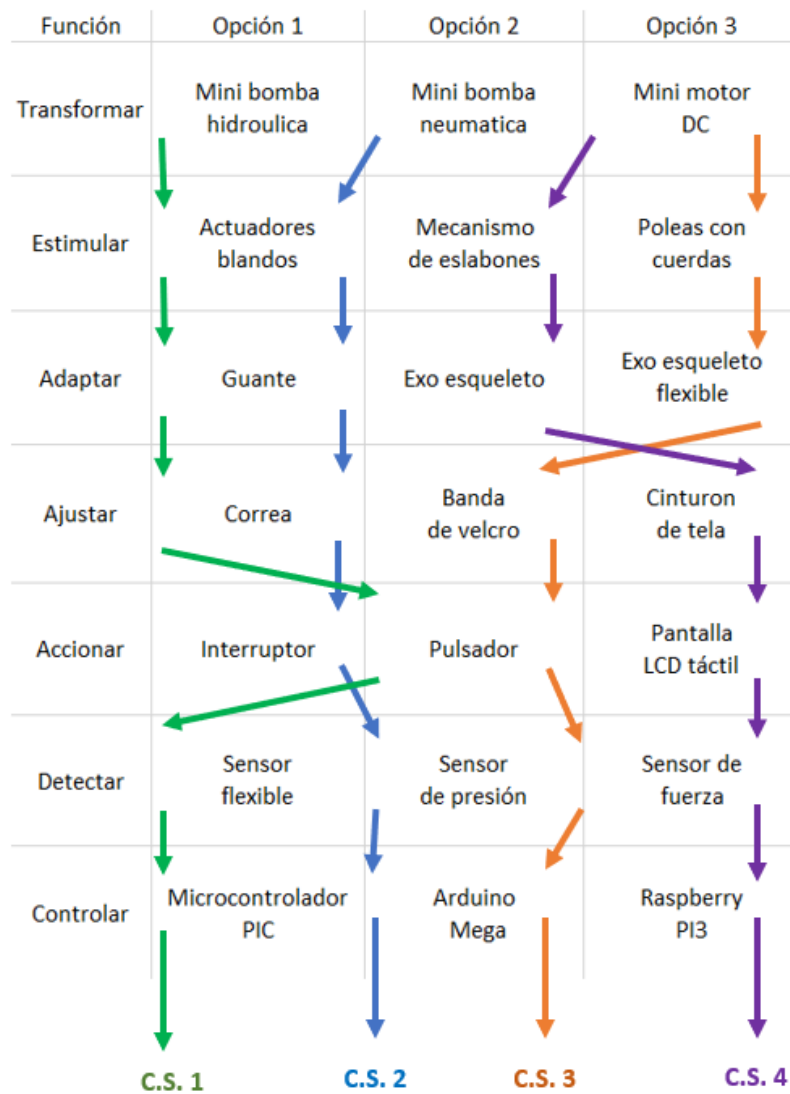


Figura 3.4. Matriz Morfológica establecida para el proyecto.

3.1.4. Definición de concepto de proyecto

Para definir los conceptos del proyecto, se prosigió a realizar las combinaciones entre múltiples opciones asignadas a las funciones. De las combinaciones, se obtuvieron 4 conceptos de proyecto, los cuales se procedieron a evaluar de forma técnica y económica con el objetivo de definir el mejor concepto de solución como se ve en la Tabla 3.2.

N	Criterios técnicos y económicos	Conceptos de Solución (C.S.)			
		1	2	3	4
1	Facilidad de ensamblaje	2	3	3	4
2	Costo de tecnología	2	3	2	2
3	Costo de operación	2	2	2	3
4	Seguridad	1	3	3	2
5	Estabilidad	2	2	4	4
6	Posibilidad de automatización	3	3	3	3
7	Facilidad de manejo	3	3	3	1
8	Peso	2	3	3	2
9	Disponibilidad de repuestos	3	2	2	1
10	Tamaño	2	3	3	1
	Suma total	22	27	28	23

TABLA 3.2. Evaluación de conceptos en función de criterios técnicos y económicos.

El sistema de evaluación bajo la norma VDI 2221, evalúa cada concepto de solución de forma numérica para lograr compararlos de la manera más óptima (0 = No satisface, 1 = Aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien). En este caso el C.S.3 es el ganador bajo los términos establecidos en base a los diferentes conceptos de exoesqueleto que se pueden crear. Este concepto realiza sus movimientos con la ayuda de motores DC, además de poseer una estructura flexible para que el usuario no sienta incomodidad al ponérselo y su accionamiento puede realizarse a través de botones, como varios diseños anteriormente mencionados.

3.1.5. Proyecto preliminar

En esta parte se deben mencionar los pasos que el usuario debe seguir para usar correctamente el guante. Además, también se debe mostrar el proceso que describe el funcionamiento del sistema y los tres proyectos preliminares propuestos a partir del concepto del proyecto 3.

3.1.5.1. Procedimiento del usuario

Colocarse el guante junto con los exosqueletos de los dedos pulgar e índice, y si el diseño lo requiere.

Posicionar correctamente la caja del mecanismo y las poleas con los motores DC al antebrazo y juntar la cinta de velcro junto al antebrazo

Sujetar la corredera del pulgar y pegarlo a su superficie de velcro en la posición que el usuario desee.

Verificar que las poleas de movimiento están estiradas al estar con los dedos estirados.

Verificar que la batería un posee buena cantidad de energía y encender el dispositivo.

El dispositivo de rehabilitación ya puede ser usado para realizar su mecanismo y realizar el entrenamiento.

3.1.5.2. Procedimiento de funcionamiento

El exoesqueleto activa su movimiento cada vez que se rota el potenciómetro conectado a la lógica del motor anclado a cada dedo, los cuales están conectados a la activación de giro de cada motor dependiendo de la dirección a la que se rote, haciendo que el motor gire de manera antihoraria para flexionar el dedo y de allí, de manera horaria, para estirarlo. Este sistema esta implementado en la polea del dedo pulgar como en la polea anclada al dedo índice y medio.

El exoesqueleto posee un limitante de rotación internamente en su lógica con el propósito que el paciente nunca fuerce a su dedo a flexionarse o estirarse más de lo establecido según sus grados de libertad del dedo. El sistema que se implementa es un sistema lazo cerrado que está conectado a la posición de 2 potenciómetros (uno conectado a la posición del motor del pulgar y el otro a la posición del motor de los dedos) con el objetivo que el usuario pueda regular cuanto debe abrir la mano para poder agarrar un objeto. Cuando se activa, ambas poleas giran según la posición de sus respectivos

potenciómetros y mantienen su posición ejerciendo fuerza con un valor máximo de hasta 3.8N.

A continuación, se describirá las características específicas de cada proyecto preliminar (Los bosquejos se pueden observar en los ANEXO 1):

3.1.5.3. Proyecto Preliminar 1

Se tienen 5 mini motores DC con 2 poleas implementadas en su eje cada una. Cada polea posee un solo cable atado a ella y sirven para realizar el movimiento continuo al hacer flexionar y estirar los dedos.

Cada mini motor DC se encarga del movimiento de estiramiento y flexión de un dedo para los movimientos pasivos y semi asistidos.

El pulgar a diferencia de los dedos posee un mecanismo slider que se ira trabajando a lo largo del proyecto, debido a que el movimiento de estiramiento del pulgar se comporta de manera distinta a los otros dedos.

El diseño del exoesqueleto en la mano le permite adaptarse al aumento de distancia que ocurre cuando se hace el movimiento para flexionar los dedos, y al mismo tiempo tener un orificio en la parte superior de cada dedal para que pueda pasar el cable del sensor.

En cada una de las puntas de los dedos del exoesqueleto está ubicado el sensor de fuerza para verificar la cantidad máxima que debe ejercer al objeto.

A la salida de la caja spool se encuentran ubicados los sensores de posición para cada motor DC y así saber la posición de los dedos sin importar en que posición este.

3.1.5.4. Proyecto Preliminar 2

Se tienen 2 minimotores DC con 2 poleas implementadas en su eje cada una. La polea que se encarga de realizar el estiramiento del dedo posee 2 cables atados a ella y sirven para realizar mayor fuerza al tener que estirarlo.

Un minimotor DC se encarga del movimiento de estiramiento y flexión del pulgar, y el otro motor DC se encarga del movimiento de estiramiento y flexión del dedo índice y del dedo medio.

El pulgar posee un mecanismo simple a base de cuerdas y poleas al igual que los otros dedos, pero esta vez la slider se encuentra en la parte dorsal de la mano, el cual le permite adaptarse a más posiciones, pero con menor cantidad de espacio para colocar más tubos de teflón.

El diseño del exoesqueleto en la mano le permite un movimiento libre entre las uniones de todas las falanges, esto es debido a que los cables para realizar el estiramiento del dedo no están ubicados en el medio de este. Además, en este el sensor de fuerza no está anclado ya que se puede usar solamente como un lector aparte en vez de ser parte del sistema.

A cada lado de una polea se encuentran ubicados los encoders para cada motor DC y así saber la posición de los dedos sin importar en qué posición este.

3.1.5.5. Proyecto Preliminar 3

Se tienen 5 minimotores DC con 2 poleas implementadas en su eje cada una. La polea que se encarga de realizar el estiramiento del dedo posee 2 cables atados a ella y sirven para realizar mayor fuerza al tener que estirarlo.

Cada mini motor DC se encarga del movimiento de estiramiento y flexión de un dedo para los movimientos pasivos y semi asistidos.

El pulgar posee un mecanismo simple a base de cuerdas y poleas al igual que los otros dedos, teniendo la posibilidad de realizar el movimiento correcto, pero con menor cantidad de fuerza.

El diseño del exoesqueleto en la mano le permite un movimiento libre entre las uniones de todas las falanges, esto es debido a que los cables, para realizar el estiramiento del dedo, no están ubicados en el medio de este, y al mismo tiempo tiene un orificio en la parte superior de cada dedal para que pueda pasar el cable del sensor pegado al exoesqueleto.

Además, el exoesqueleto le permite mayor flexión de los dedos debido a que posee mayor cantidad de piezas y más pequeñas. En cada una de las puntas de los dedos del exoesqueleto está ubicado el sensor de fuerza, con el propósito de realizar el accionamiento semiasistido al realizar las flexiones de los dedos individualmente.

A la salida de la caja spool se encuentran ubicados los sensores de posición para cada motor DC y así saber la posición de los dedos sin importar en que posición esté.

3.1.6. Definición de proyecto

Los proyectos preliminares del ANEXO 1 se evaluaron de manera técnica en la Tabla 3.3, considerando las puntuaciones (p), utilizadas en la Tabla 3.2. y valores ponderados (g = 1 - 10) propuestos según la importancia en el diseño y funcionamiento.

Variantes de proyectos			Proyecto preliminar 1		Proyecto preliminar 2		Proyecto preliminar 3		Proyecto ideal	
N	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Función	9	2	18	3	27	3	27	4	36
2	Forma	5	2	10	3	15	3	15	4	20
3	Diseño	5	2	10	3	15	3	15	4	20
4	Seguridad	8	3	24	3	24	3	24	4	32
5	Ergonomía	8	2	16	3	24	2	16	4	32
6	Fabricación	9	2	18	4	36	2	18	4	18
7	Montaje	8	3	24	2	16	2	16	4	32
8	Transporte	7	3	21	3	21	3	21	4	28
9	Uso	7	3	21	3	21	3	21	4	28
10	Mantenimiento	8	3	24	2	16	1	8	4	32
11	Peso	9	3	27	3	27	3	27	4	36
12	Eficacia	9	2	18	3	27	3	27	4	36
Puntaje máximo $\sum p$ ó $\sum gp$			30	231	35	269	31	235	48	350
Valor técnico X_i			-	0.66	-	0.77	-	0.67	-	1.00
Orden			-	3	-	1	-	2	-	-

TABLA 3.3. Evaluación de proyectos preliminares en base al criterio técnico.

De las tablas anteriores, se confirmó según la norma VDI 2221 que el proyecto preliminar 2 sería el proyecto con mayor balance y valoración técnica, siendo definido como el proyecto a desarrollar.

3.2. Lista de materiales y equipos

En esta parte del capítulo, ya habiendo escogido el proyecto óptimo según la normativa, se mostraron los materiales y los equipos que se utilizaron en este proyecto como se ve en la Tabla 3.4. Además, también se explicó las funciones que cumplen dentro de este. Todos los equipos que aparecen en la tabla fueron utilizados para la construcción, implementación y verificación de parámetros y cableado del exoesqueleto flexible de rehabilitación:

Nombre	Función
Impresora 3D (Flash Forge)	-Permitirá imprimir las piezas del exoesqueleto y la caja spool de PLA y Filaflex con alta definición por capa de impresión.
Multímetro	-Permitirá verificar que las conexiones eléctricas realizadas en el exoesqueleto estén correctas, al igual que el voltaje y la corriente usada.
Vernier	-Permitirá verificar las dimensiones de las impresiones en 3D, y estimar las medidas de las falanges de manera exterior.
Micromotor DC GA12 N20 100 RPM	-Permitirá el movimiento de los dedos a través de un mecanismo de poleas.
Driver Puente H TB6612FNG	-Permitirá que 2 Micromotores DC puedan cambiar su polaridad y modificar su velocidad

Arduino Mega	-Sera necesario para realizar el prototipado del guante y verificar las lecturas analógicas y digital para realizar un control de salida hacia los motores.
Cuerdas de nylon	-Permitirán la interacción entre las poleas impresas con PLA y los puntos de flexión del exoesqueleto.
Tubos de Teflon	-Impedirán que en múltiples áreas del exoesqueleto exista contacto con las cuerdas de Nylon.
Filamento de PLA	-Material necesario para usarse en la impresora 3D para imprimir las piezas de protección de caja eléctrica y el mecanismo con poleas.
Filamento Filaflex & TPU	-Material necesario para usarse en la impresora 3D para imprimir las piezas flexibles del exoesqueleto.
Cinta de velcro	-Cinta requerida para realizar un acople de la caja de spool y la caja electrónica al brazo con facilidad.
Encoder de rotación digital (sin fin) KY0-40	-Encoder que será implementado a las poleas para saber el ángulo de rotación del motor y estimar el ángulo máximo de estiramiento y rotación
Sensor De Fuerza Fsr402	-Sensor de fuerza necesario para obtener una lectura de la posición de agarre de precisión.
Celda de carga DYHM-103	-Celda de carga necesaria para obtener la fuerza en la posición de

	agarre cilíndrico en diferentes ángulos.
Botón	-Botón de accionamiento para el primer modo de entrenamiento.
Potenciómetro	-Potenciómetro requerido para el segundo modo de entrenamiento para regular el agarre de objetos.

TABLA 3.4. Materiales y equipos utilizados.

3.3. Verificación de entrenamiento con un especialista

Aunque se poseen los requerimientos para la construcción de un exoesqueleto portátil y también se sabe a través de documentos médicos el tipo de entrenamiento básico que un paciente con ACV debe realizar, es necesario tener la opinión de un especialista en rehabilitación para verificar esta información y el entrenamiento que se realizará. El especialista con el que se consultó esta información fue la tecnóloga médica Thalia Jaramillo, especializada en el área de terapia física y rehabilitación del CENATE (Centro nacional de telemedicina).

Al mencionarle a la especialista el tipo de proyecto que se está realizando y a quienes está enfocado, empezó a dar cierta información que se había obtenido antes en documentos, pero también nueva. Primero comentó que las acciones y entrenamientos que realiza el exoesqueleto de este proyecto también podrían ser usados para tratar casos específicos de artritis además de casos con ACV. Los entrenamientos que usualmente se llevan a cabo para rehabilitar personas que han sufrido de ACV, pero que no sufren de espasticidad a un nivel avanzado, suelen tener un entrenamiento repetitivo. Estos entrenamientos, con la ayuda de un especialista, requieren estirar y flexionar los dedos de un paciente por un periodo mínimo de 30 minutos al día, con el objetivo de estimular los músculos de los dedos. Además, mientras el paciente va avanzando con el entrenamiento también se incluye un entrenamiento de posiciones específica. El entrenamiento de posiciones específicas requiere la ayuda de un especialista, haciendo que el paciente

pueda realizar el movimiento de agarre de precisión o pinza terminal con el objetivo de que las yemas de su dedo pulgar y su dedo índice entren en contacto. Avanzando con el entrenamiento también se entrena la posición de agarre cilíndrico. Ambas posiciones se entrenan para estimular los músculos de los dedos al hacer múltiples repeticiones, aunque también se implementan objetos livianos dentro del entrenamiento para acostumbrar al usuario y adecuarse a realizar la posición cuando el tratamiento termine. Segundo, cuando el paciente ya se acostumbró a realizar estos movimientos, recién comienza la siguiente etapa de la fisioterapia en donde se usan objetos un poco más pesados y se realiza manipulación de estos dentro del entrenamiento. Además, junto con un terapeuta se acostumbra la paciente a hacer movimiento de abducción de los dedos mientras intenta manipular un objeto.

Dentro de los objetivos de esta tesis no se realizará un sistema de control de fuerza, solo de posición, debido a que el alcance esta para casos que el paciente con ACV no sufra de una espasticidad avanzada. Por ese motivo, el exoesqueleto que se presenta en este documento no abarca la segunda parte del entrenamiento, solo la primera.

3.4. Fabricación de exoesqueleto flexible de la mano

Comenzando con el diseño del dedo índice, se tomaron las consideraciones de espacio necesarias para que la flexión y el estiramiento del dedo no se vean afectados por las limitaciones de movimiento causadas por el mismo exoesqueleto flexible. El exoesqueleto blando del dedo índice debe tener suficiente libertad en la articulación interfalángica distal e Interfalángica proximal. El espacio de la articulación metacarpofalángica no se considera en el diseño de los dedos debido a que esta articulación es considerada en la parte del exoesqueleto que cubre la palma y se acopla a los nudillos.

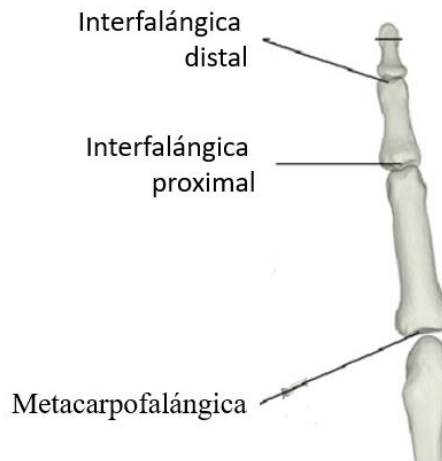


Figura 3.5. Articulaciones del dedo índice.

En el caso del pulgar, el diseño es diferente debido a que la flexión y el estiramiento del pulgar es muy distinto, en especial si se desea que el exoesqueleto haga que la mano realice la acción de agarre cilíndrico y agarre de precisión. En este caso, la articulación interfalángica distal e interfalángica proximal serán considerados en el diseño del exoesqueleto del dedo pulgar al igual que el diseño del dedo índice, pero con la diferencia que esta vez se debe agregar un limitador estructural para impedir un desplazamiento del carpometacarpal de manera vertical hasta cierto punto.

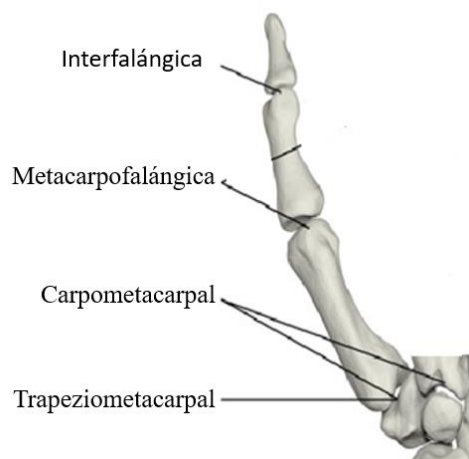


Figura 3.6. Articulaciones del dedo pulgar.

El siguiente paso sería diseñar el exoesqueleto blando considerando estas especificaciones dentro del Software de Inventor, basándose en el modelo optimo anteriormente seleccionado en la Tabla 3.3. Los diseños de los exoesqueletos se imprimirán en la impresora 3D seleccionada en la Tabla 3.4 usando el material TPU, siendo este material un elastómero versátil que ofrece flexibilidad de procesamiento. Además, para verificar si el diseño 3D impreso es el correcto, se procederá a realizar la implementación de una cuerda de algodón con nylon en la abertura del dedal diseñado en el exoesqueleto de los dedos. El otro extremo de la cuerda de algodón con nylon que será atado a un Mini motor DC y se accionará para verificar que el mecanismo improvisado logre flexionar y estirar el dedo con facilidad. En el caso que la impresión 3D del exoesqueleto del pulgar e índice cumplan con este testeo, se procederá a realizar lo mismo con el dedo faltante.

Habiendo logrado tener un diseño óptimo del exoesqueleto del pulgar y el dedo índice, se procede a diseñar e imprimir en 3D las guías de los tubos de teflón usando PLA, para los cables que pasan a lo largo de toda la mano. Este proceso depende más del grosor del tubo de teflón y debe poseer agujeros para que estas sean cosidas en el guante. El tubo de teflón permite que los cables de algodón nylon no hagan contacto con el guante y así no causar tanta fricción al realizar la flexión y estiramiento de los dedos.

Seguidamente, se procede a diseñar e imprimir en 3D, usando TPU, la correa de restricción del dedo pulgar y al mismo tiempo una guía de PLA para la correa de TPU, con el propósito de regular la posición del pulgar y limitar sus grados de libertad dependiendo de la posición deseada. Para verificar el diseño de la correa junto con su guía de PLA, será necesario coser el extremo de la correa de TPU al guante y luego unir la barra guía de la correa al sector dorsal de la mano usando velcro para verificar si este posee la longitud indicada para cambiar la posición del pulgar cada vez que la correa esta recogida o suelta.

Finalmente se realizará el diseño e impresión 3D del mecanismo de la caja spool con PLA, que contiene los cables y las poleas que conectan al exoesqueleto en la parte dorsal y la palma para realizar la acción de flexionar y estirar de los dedos, considerando la longitud requerida por la ecuación (2.1) anteriormente mencionada para verificar la longitud indicada de la cuerda requerida para el movimiento.

3.5. Sistema de accionamiento y entrenamiento

En primer lugar, debemos recordar que el proyecto abarca solamente la primera etapa de la rehabilitación, la cual consiste en hacer que el paciente pueda flexionar y estirar los dedos continuamente, y al mismo tiempo poder permitirle al usuario entrenar los músculos de los dedos de la mano al realizar entrenamientos de agarre de objetos haciendo los movimientos de agarre cilíndrico y agarre de precisión. En este caso, se optó que el movimiento de los dedos, al tener que abrirse y cerrarse para cualquier acción, sea manipulado a través de un potenciómetro. Por cada motor se considera la entrada de señal que realiza el encoder KY0-40 al rotar junto con el motor DC GA12 N20 conectado al puente H TB6612FNG, como se puede ver su conexión en la Figura 3.7, pero incluyendo un control de posición que va a la par con su respectivo potenciómetro. El control que será implementado para este estado del sistema es un control PID de posición, para que pueda mantener su posición de agarre dependiendo de la posición en la que se allá dejado el potenciómetro. Para verificar las fuerzas que puede ejercer, se podrán utilizar sensores exteriores que no están atados al dispositivo como el sensor Fsr402 o la celda de carga DYHM-103, los cuales son necesarios para verificar la fuerza al realizar las posiciones agarre de precisión y agarre cilíndrico. En caso llegue a la posición máxima del potenciómetro, el movimiento del exoesqueleto se detendrá y la única forma de moverlo de nuevo será rotar el potenciómetro en una dirección contraria.

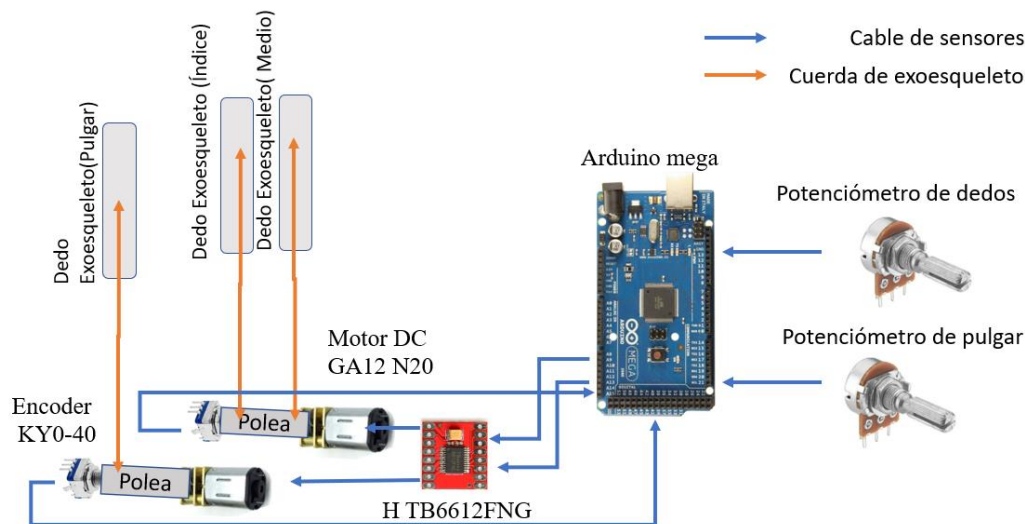


Figura 3.7. Sistema de recepción y envío de señales.

3.6. Obtención de función de transferencia y coeficientes

Para poder hallar los coeficientes K_p , K_i o K_d y describir el sistema a través de una función de transferencia es necesario extraer data del sistema con un mínimo de 100 muestras para lograr representar correctamente el sistema. En este caso se usará un sensor de voltaje FZ0430 para medir los cambios de voltaje que el sistema otorga al motor cada vez que este se desplaza representado por la señal PWM. Además, al mismo tiempo, se leerá la posición con el encoder KY0-40 y se recopilará en qué momento se tomó la data para calcular el tiempo total obtenido entre todas las muestras recopiladas. Todas las recopilaciones de información podrían ser mostradas en el monitor serial, pero esto podría causar dificultad al tener que ser trasladados a un archivo en formato de Excel para poder ser analizados por el software Matlab. Por ese motivo, se usará un módulo de lectura de tarjetas SD para lograr obtener los 3 datos requeridos por Matlab para generar la función de transferencia que describe el sistema, como se muestra en la Figura 3.8.

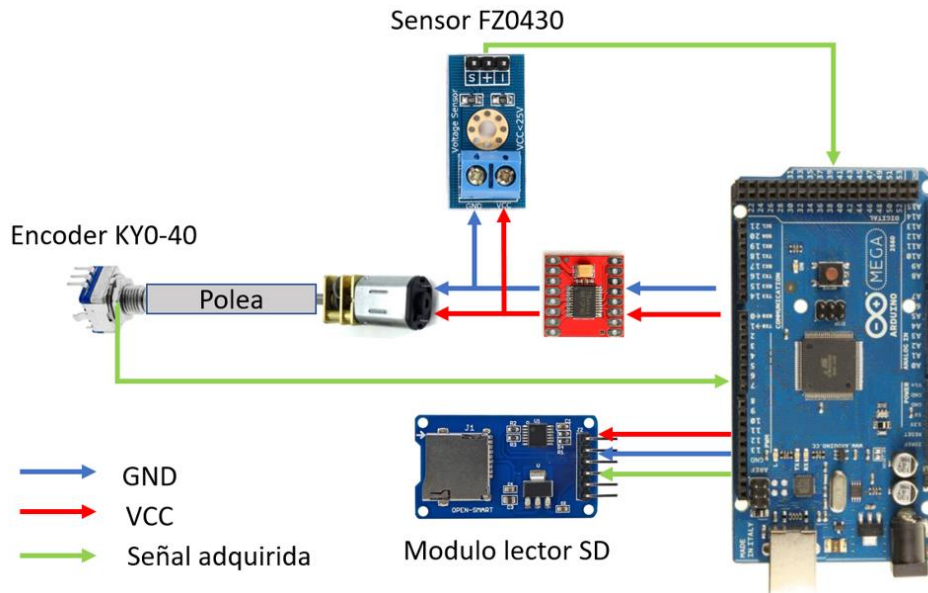


Figura 3.8. Conexiones de módulos para obtener data.

Luego de recopilar la data requerida en Excel, se procedería a utilizar el software Matlab para general una función de transferencia e incluso obtener los coeficientes para el sistema de control, con solo utilizar la opción de PID tuner. En la opción PID tuner, solo se colocará la data del voltaje junto con su valor de posición sin considerar el tiempo de manera individual, solo se juntará el tiempo total dependiendo de la cantidad de muestras que se usen. El programa obtendrá los coeficientes dependiendo de los requerimientos, así se podrá tener un valor cercano a lo deseado, y dependiendo de la respuesta en el sistema se empezará a alterar poco a poco de manera experimental en el sistema real.

El sistema de control de posición posee una entrada y una salida en su sistema, donde la variable de entrada es la posición deseada a través del movimiento del encoder KY0-40 que el usuario va a manipular, y la variable de salida es la posición actual del encoder KY0-40 anclado al motor y la polea, donde el voltaje aumenta o disminuye para que el motor llegue a la posición requerida. Durante el proceso de obtención de data, el valor de entrada se establecido con el valor máximo posible, considerando que el valor de la variable deseada y la variable de salida pueden obtener individualmente como mínimo y máximo un valor de 0 y 40 respectivamente. Donde el valor de 40 representa a la mano con todas las articulaciones de los dedos flexionados 90° , y el valor de 0 representa la mano con todas las articulaciones estiradas. Además, el valor de 40 fue

establecido debido a la cantidad de posiciones que el encoder debe rotar de manera horaria y anti horaria para llegar a su objetivo, donde el desplazamiento de una posición por parte del encoder anclado al motor equivale aproximadamente 2.25° de flexión o estiramiento por parte de las articulaciones del dedo. Finalmente, se aclara que los ángulos del modelo cinemático no fueron considerados directamente dentro del sistema de control, sino que están establecidos como los límites, los cuales se mencionaron anteriormente y están codificados en el sistema.

3.7. Presupuesto de exoesqueleto

Se realizó un aproximado del costo que tendría el diseñar el prototipo, siendo el costo total presente en la Tabla 3.5.

Rubro	Descripción	Cantidad	Costo unitario (S/.)	Monto (S/.)
Componentes electrónicos de implementación	Driver Puente H TB6612FNG	3	15	45
	Potenciómetro EC11	5	7.2	36
	Sensor De Fuerza Fsr402	5	18	90
	Arduino Mega	1	50	50
	Componentes varios SMD: LEDs, Resistencias, cables	1	100	100
	Micromotor DC N20 100 RPM	4	20	80
Componentes de actuación y adaptación	Tubos de Teflon PTFE	1	22	22
	Cinta de Velcro	1	30	30
Componentes para impresiones 3D	Filamento PLA	1	70	70
	Filamento Filaflex	1	100	100
			Costo total	623

TABLA 3.5. Presupuesto de exoesqueleto.

3.8. Resultados de metodología

De los antecedentes, se puede confirmar que los prototipos de exoesqueletos usualmente no le otorgan movilidad al dedo pulgar debido a sus múltiples grados de libertad, por ese motivo suelen limitar su movimiento en todos sus grados de libertad o solo otorgarle estiramiento y flexión en una sola posición.

Se puede afirmar, en base a los modelos de exoesqueletos, que muchos suelen implementarse en solo 2 o 3 dedos, centrándose más en los movimientos del índice y pulgar, ya que estos influyen más en el agarre de objetos y al mismo tiempo permite no tener que realizar mucho mantenimiento.

Para permitir un mejor mantenimiento del exoesqueleto y al mismo tiempo dar una mayor comodidad a su usuario, el exoesqueleto será modular e impreso en TPU para que sea de fácil mantenimiento.

En el presente trabajo, se desarrollará el movimiento articular para 3 dedos, los cuales serán el dedo índice, el dedo medio y el pulgar para realizar los movimientos de **agarre cilíndrico y agarre de precisión.**

Capítulo 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Cinemática de los dedos de la mano junto al exoesqueleto

Los resultados para verificar la cinemática del movimiento de los dedos de la mano junto con el exoesqueleto fueron realizados en el software MATLAB. Utilizando las funciones de posición presentadas en la sección 2.2.2, se procedió a plotear las funciones (2.1 - 2.5), las cuales permiten graficar las articulaciones de los dedos como vectores de posición según la longitud de las falanges. Pero debido a que el diseño propuesto no es el mismo al diseño base [12], se tuvieron que modificar las funciones (2.6) y (2.9) que pertenecen a los puntos finales de contacto del exoesqueleto para realizar correctamente el ploteo de movimiento del dedo. Además, las funciones de (2.7 - 2.8) que pertenecen a los vectores de posición de la cuerda que pasa por los orificios de contacto del exoesqueleto no tuvieron que ser modificados, solo se adaptó la posición según el grosor de las falanges que el paciente posee, siendo en este caso el ángulo de flexión de las articulaciones modificable.

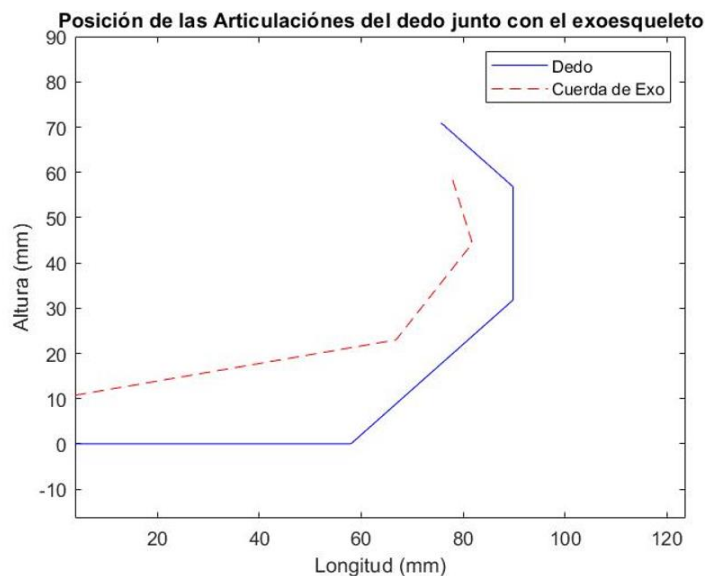


Figura 4.1. Posición de las articulaciones y exoesqueleto a 45 grados.

En Figura 4.1, se puede apreciar el cable que realiza la flexión del dedo representado en líneas rojas, y en azul está representado el dedo junto con sus falanges y articulaciones. En este caso, todas las articulaciones del dedo están en un grado de flexión de 45 grados, considerando solamente que las articulaciones interfalángicas distal, interfalángica proximal y la articulación metacarpofalángica rotan. Además, todas las dimensiones están en milímetros y considerando que las falanges metacarpo, falange proximal, falange media y falange distal poseen un valor longitudinal de 58, 45, 25 y 20 milímetros respectivamente.

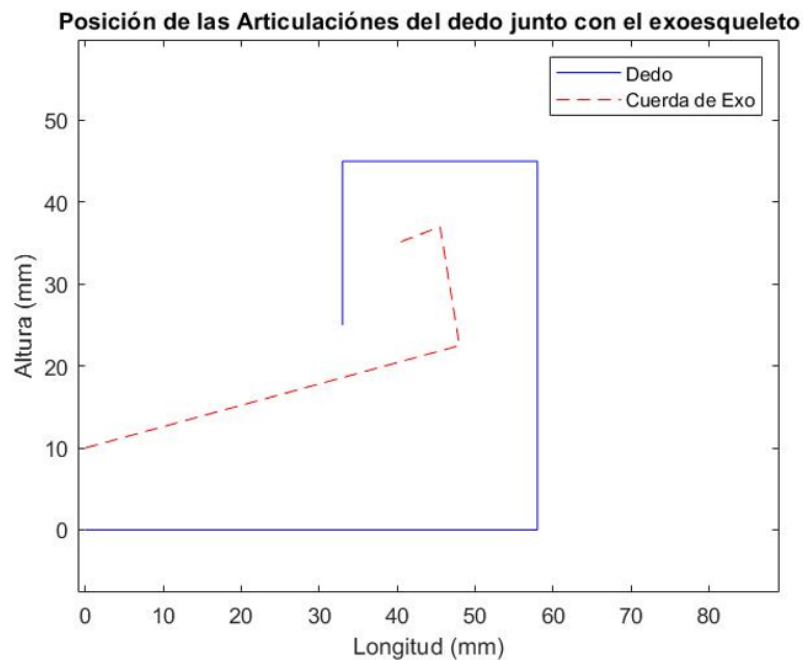


Figura 4.2. Posición de las articulaciones y exoesqueleto a 90 grados.

Por último, en la Figura 4.2 se puede apreciar la situación límite en el desplazamiento del dedo al poseer todas sus articulaciones un grado de flexión de 90 grados. En este caso se puede observar mejor el estiramiento de la cuerda de flexión a diferencia de la Figura 4.1. Por último, gracias a las simulaciones realizadas se pudo confirmar que el diseño propuesto para el exoesqueleto permite la flexión de los dedos sin necesidad de tener múltiples puntos de contacto con el cable como se vio en [12]. De

esta manera, se prosiguió a realizar este diseño de manera modular, considerando los puntos de contacto que se establecieron en la función. El código de la simulación en MATLAB se encuentra presente en el ANEXO 2.

4.2 Caracterización del sistema y coeficientes de control

Como se mencionó en la metodología, para poder realizar el sistema de control de posición es requerido primero saber cómo se comporta el sistema. Para realizar esto, primero, se tuvo que obtener mínimo 100 muestras del sistema en un determinado periodo, considerando que estas muestras deben ser lo más limpio posible sin ningún ruido o problema de movimiento mecánico. Considerando estos requerimientos, se configura de la mejor forma posible, la lectura del encoder en su desplazamiento al realizar una interrupción de lectura de posición cada 5 milisegundos dentro del código y obteniendo una respuesta de 5 o 0 voltios dependiendo del accionamiento de los capacitivos A o B que se encuentran dentro del encoder. En la Figura 4.3, se puede observar cuando el encoder gira hacia el lado izquierdo que es cuando el capacitivo A (Rojo) se activa antes que el capacitivo B (Azul), o cuando gira hacia la derecha que es cuando el capacitivo B se activa antes que el A.

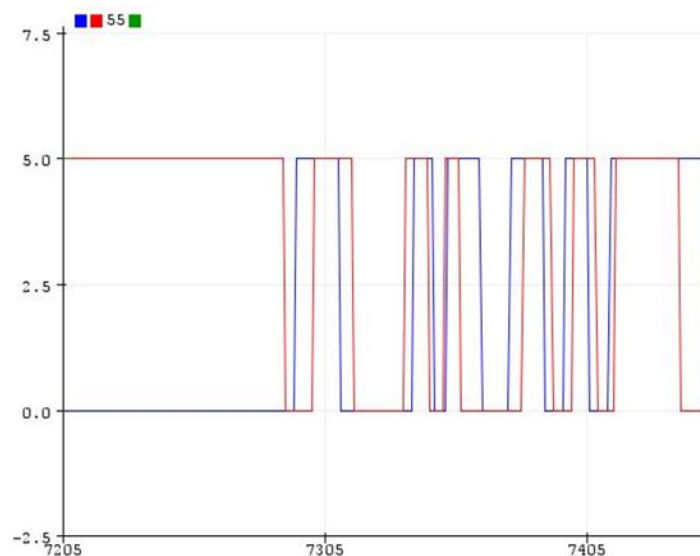


Figura 4.3. Lectura de posición del encoder KY0-40.

Se obtuvo una lectura del encoder lo suficientemente confiable como para realizar la obtención de las muestras para plantear el sistema, siendo este sistema el anclado a los dedos y cuyos coeficientes también serían usados como base para el control del pulgar. Otro punto que se tuvo que considerar en la extracción de data es que el sensor de lectura de voltaje FZ0430 posee una variación de 0.04V, pero al ser casi mínima la variación se pudo llegar a omitir. Habiendo obtenido un total de 309 muestras de posición/voltaje con un tiempo entre muestras de aproximadamente 0.005s, se prosiguió a extraer la data del módulo SD, el cual obtuvo estas lecturas y se organizaron en un Excel. Esta información obtenida se prosiguió a colocar en PIDTuner de MATLAB, para lograr obtener una caracterización del sistema considerando la posición y al mismo tiempo para obtener los coeficientes de control necesarios que se usaron como referencia para realizar el control del sistema del exoesqueleto. Obteniendo la función de transferencia del sistema presente en la Figura 4.4.

```

Process model with transfer function:
      Kp
G(s) = -----
      (1+Tp1*s) (1+Tp2*s)

      Kp = 1
      Tp1 = 0.073023
      Tp2 = 1e-06

```

Figura 4.4. Función de transferencia del sistema

Hay 2 puntos que se están considerando para implementar el control, el primero es que el valor del error debe acercarse lo más posible a 0 ($e\% = 0$) y además que el OS% debe poseer también un valor de 0 ($OS\% = 0$). El tiempo de establecimiento en este caso puede llegarse a sacrificar para obtener estos requerimientos, pero se recomienda que la respuesta del sistema sea como mínimo menor a 1s.

En el sistema generado en PIDTuner, establecieron 2 polos para definir que el sistema es de posición. En este caso, en la amplitud, no se colocaron unidades debido a que el usuario va a controlar la rotación del motor a partir de la rotación hecha por el encoder KY0-40 de las posiciones del motor a partir de las rotaciones realizadas por el encoder KY0-40 que el usuario va a poseer para controlar la posición del pulgar y los

dedos individualmente. Seguidamente, se prosiguió a validar el estado de la planta y de allí generar un sistema controlado. En este caso se procedieron a realizar diferentes controles tanto con PD, PI y PID para observar cual sería el indicado, siendo un controlador PI el más aproximado a obtener todos nuestros requerimientos.

C=
 $K_p + K_i * 1/s$
with $K_p = 20$, $K_i = 3$
Continuous-time PI controller in parallel form

Figura 4.5. Coeficientes de control PI

Con las herramientas de PIDTuner se variaron los coeficientes hasta cierto punto, obteniendo las ganancias de $K_i = 1$ y $K_p = 20$ como en Figura 4.5, y así obtener todos los requerimientos con un tiempo de establecimientos de 0.4 segundos, como se puede observar en Figura 4.6, donde la respuesta en color azul representa el sistema sin un controlador, y la respuesta en color rojo representa el sistema con un control PI.

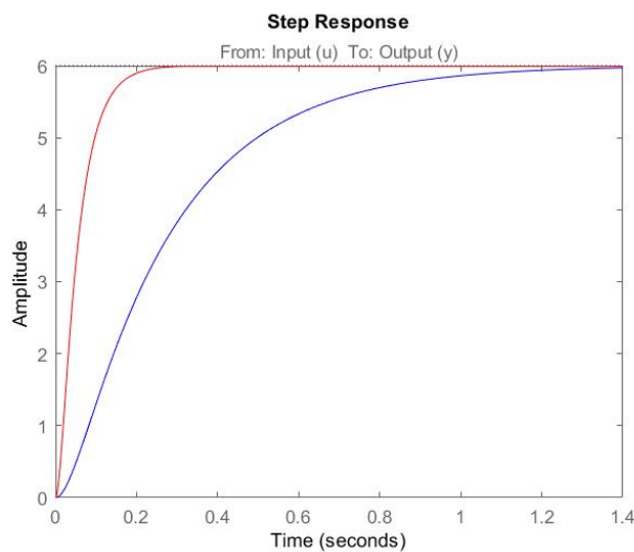


Figura 4.6. Respuesta escalón de sistema con control PI y sin control

Finalmente, los coeficientes K_p y K_i obtenidos fueron implementados en el sistema de control realizado en el controlador del Arduino mega 2560 para poder variarlo poco a poco en caso sea necesario y obtener el resultado óptimo para poder realizar el accionamiento de los motores y se establezcan en la posición requerida mediante el encoder KY0-40.

4.3 Respuesta del sistema controlado

Los coeficientes de control hallados en la sección 4.2 fueron implementados en el sistema para verificar la respuesta del control en tiempo real. En primer lugar, se probó la respuesta escalón del sistema en caso este tuviera que ir su posición máxima, siendo en este caso la posición 40. Esto se puede ver en la Figura 4.7, donde el tiempo está en milisegundos y la amplitud solo es representado por posiciones de rotación del encoder que equivalen a 17.14° por parte del encoder del motor.

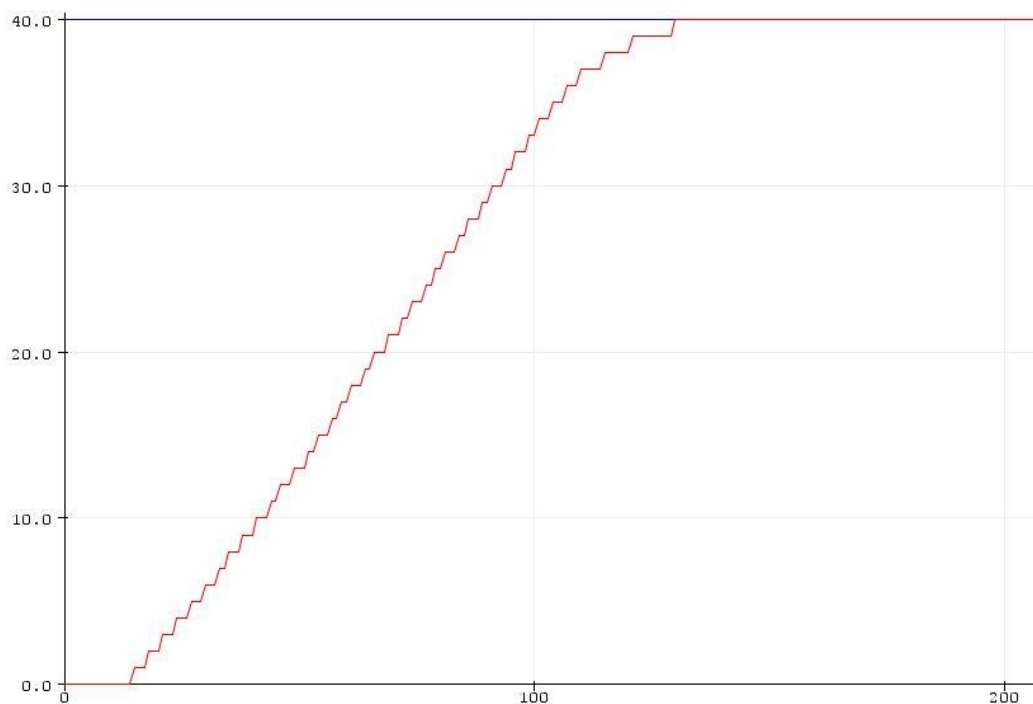


Figura 4.7. Respuesta del control PI a un escalón

Finalmente, el sistema fue implementado con la entrada de la posición marcada del encoder KY0-40 que el usuario puede manipular para regular tanto la flexión como el

agarre del objeto o entrenamiento que está realizando, donde, en el caso real, el setpoint varía continuamente. Esto se puede ver en la Figura 4.8, donde el tiempo está en milisegundos y la amplitud solo es representado por posiciones de rotación del encoder que equivalen a 17.14° por parte del encoder del motor.

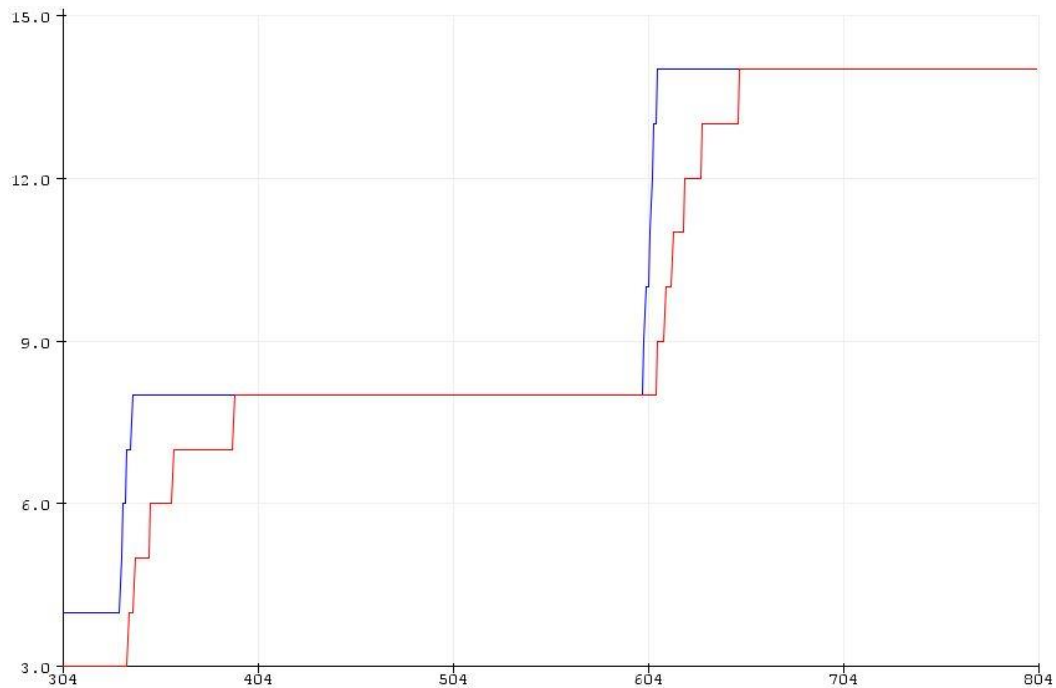


Figura 4.8. Respuesta del control PI a una entrada variable

4.4 Movimientos y diseño del exoesqueleto

Para poder comprobar la funcionalidad del diseño de los dedos del exoesqueleto al moverse junto con el mecanismo a base de cuerdas, se realizaron algunas pruebas para comprobar si cumple con los requerimientos que se establecen tanto para la parte técnica estructural como también para la parte de rehabilitación y testeo.

En primer lugar, el diseño propuesto y su prototipado siguen los requerimientos de diseño de exoesqueletos portátiles. Uno de los puntos importantes aquí es que la masa del exoesqueleto que el usuario debe tener encima de la mano no debe ser mayor a 500g. El exoesqueleto diseñado el cual posee los exoesqueletos de los dedos y el mecanismo de cuerdas con las poleas ancladas a los motores, tienen una masa de 155g. En el caso de los componentes electrónicos, en los que se encuentran el microcontrolador Arduino Mega,

así como la fuente de poder de los motores y el driver para controlar el movimiento del exoesqueleto, poseen una masa de 159g.

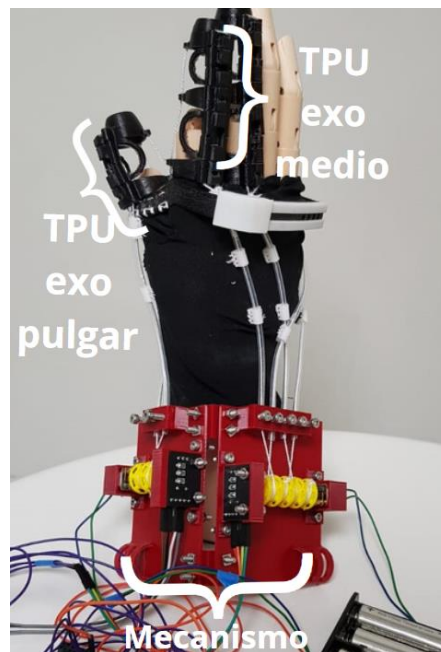


Figura 4.9. Prototipo del exoesqueleto diseñado.

Los exoesqueletos de los dedos presentes en Figura 4.9 tienen la característica de estar impresos en 3D con TPU, permitiendo que la masa total del exoesqueleto sea menor a las mencionadas en los antecedentes. Además, al estar hechos del material de TPU, y comprobando sus puntos de apoyo que posee, se le pudo añadir la característica única de poder ser modulares. La característica modular de estos exoesqueletos permite que diferentes partes de los exoesqueletos que rodean las falanges y las articulaciones puedan ser reemplazados durante un mantenimiento con mucha facilidad, considerando los grosores que el paciente posee en sus dedos. Además, permite un bajo costo de reparación en caso alguna pieza se vea comprometida debido a que pueden ser reemplazables al ser impresas en 3D, de nuevo usando PLA en los ganchos de unión y TPU en los anillos. A continuación, se empezarán a mencionar todas las partes que componen al exoesqueleto.

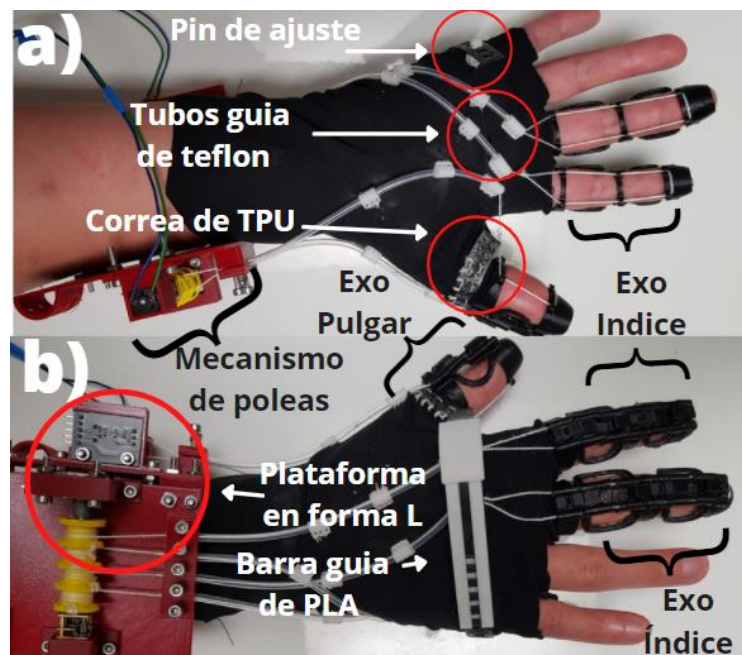


Figura 4.10 Partes del exoesqueleto: a) Vista palmar, b) Vista frontal.

El exoesqueleto que se diseñó posee algunas inspiraciones de diseño estructural por parte de [35]. En el caso del pulgar, debido a que este posee múltiples grados de libertad y eso lo hace difícil de controlar durante su movimiento, se propuso usar un restricto lineal para solo realizar el posicionamiento de abducción palmar, siendo este concepto inspirado por el exoesqueleto [45]. El concepto es técnicamente el mismo, pero realizado con otros componentes y piezas, siendo en este caso la correa de TPU en Figura 4.10, ha implementado en el guante como el limitador de movimiento, y la barra guía de PLA en Figura 4.10 b, como la guía del movimiento del pulgar, considerando en este caso que la correa de TPU se pueda anclar al pin de ajuste en Figura 4.10 a, para lograr establecer la distancia mínima que el pulgar va a estar cerca de la palma antes de realizar la flexión de este. Otro punto importante que se consideró en el diseño fue reducir la fricción que los cables de flexión y estiramiento de los dedos cuando la polea los libera o retrae. Por ese motivo, se implementaron tubos de teflón junto con unas guías impresas en 3D con PLA en Figura 4.10 a, y cocidas al guante del exoesqueleto para guiarlo al mecanismo de poleas. Un último punto que se consideró en el diseño fue la estructura del posicionamiento del mecanismo de cada dedo, en anteriores modelos propuestos a lo largo de los últimos años solo era una plataforma posicionada en la muñeca debido a que

solo se movían los dedos de la mano, pero no el pulgar. Por ese motivo se diseñó una plataforma en forma de L en Figura 4.10 para lograr acomodar el mecanismo que el pulgar necesita para estirarse y flexionarse.

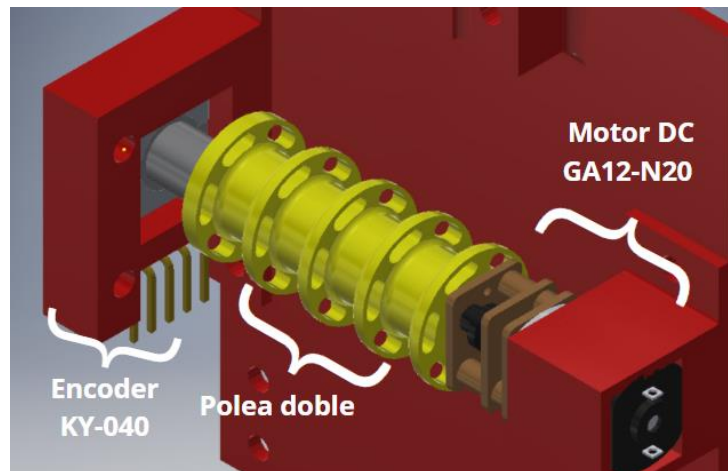


Figura 4.11 Vista en CAD del mecanismo y sus componentes.

El mecanismo presente en el exoesqueleto, como se ve en Figura 4.11, posee un encoder KY-040 anclado a una polea impresa en PLA y al mismo tiempo al otro lado anclado a un motor DC GA12-N20. Como requerimiento de diseño, el motor posee una masa menor a 10g. Se puede definir su posición de rotación en todo momento gracias al encoder KY-040.

Segundo, se procedió a verificar usando el Software de edición Kinovea, el movimiento que el exoesqueleto realiza para lograr hacer la posición de agarre de precisión. Con el objetivo de verificar que durante el entrenamiento las yemas de los dedos índice y pulgar hacen contacto como lo requirió la especialista en rehabilitación.

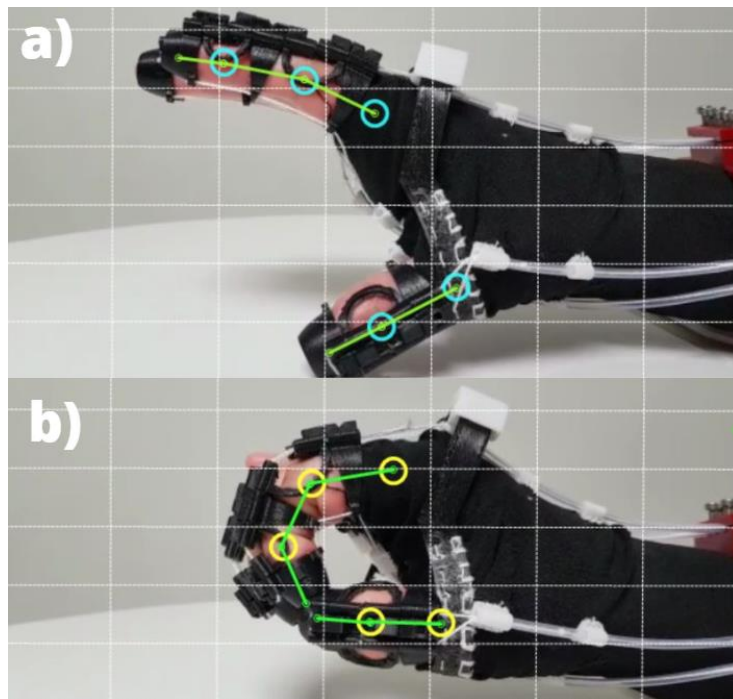


Figura 4.12. Acción de Agarre de precisión: a) Estado inicial sin flexionar, b) Índice y pulgar flexionado.

En la Figura 4.12, usando Kinovea, un software de código abierto para el análisis y comparación de movimiento de las articulaciones corporales, se identificaron las articulaciones PIP, DIP y MCP del dedo pulgar y del dedo índice usando círculos para mostrar su movimiento mientras se lleva a cabo accionamiento del sistema. Como se puede observar en Figura 4.11 a, el dedo índice y el dedo pulgar están estirados levemente para poder realizar la flexión de los dedos en cuanto la cuerda de flexión se recoja a través de la polea, pasando a través del tubo de teflón. Finalmente, en Figura. 4.12 b, el dedo esta flexionado aproximadamente 45 grados cada articulación para poder hacer el contacto entre las puntas del pulgar y el dedo índice, logrando así comprobar que el diseño propuesto en base a los puntos de contacto con los tendones artificiales usando las fórmulas propuestas anteriormente, han sido bien planteadas para este caso. Este tipo de movimientos a lo largo de la rehabilitación también conlleva a agarrar objetos livianos para entrenar poco a poco el diámetro de agarre que la mano va a tener que realizar ya rehabilitado. En este caso, el guante fue diseñado para poder realizar los movimientos de agarre cilíndrico y agarre de precisión, los cuales no solo fueron testeados de manera continúa realizando un entrenamiento de movimiento por parte del exoesqueleto, sino también agarrando algunos objetos.

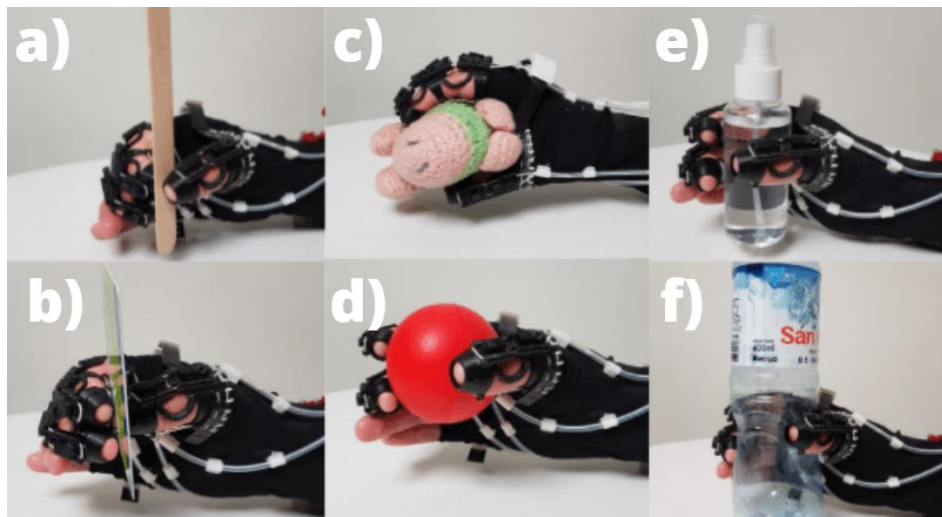


Figura 4.13. Posiciones de la mano: a-b) Agarre de precisión, c-f) Agarre cilíndrico.

Para poder verificar que el mecanismo del sistema junto con el exoesqueleto puede realizar un entrenamiento de agarre de objetos, se probó su comportamiento frente a realizar los movimientos de agarre cilíndrico y agarre de precisión en objetos como en la Figura 4.13. En la Fig. 4.13 a-b, se utilizaron una tarjeta de identificación y un bajalenguas para verificar si se puede sostenerlos utilizando la posición de agarre de precisión al ser entregados por otra persona o solo tener que sujetarlos. El mismo procedimiento se llevó a cabo con el movimiento de agarre cilíndrico como se ve en la Figura 4.13 c-f, en el cual se testeó la eficiencia de este agarre usando objetos como un peluche, una pelota de entrenamiento, un frasco de alcohol y una botella. Pero estos objetos no han sido manipulados en su totalidad, solamente se ha realizado que el exoesqueleto se adapte a su forma del objeto y lo pueda sujetar hasta cierto punto.

Finalmente, la razón por la cual el exoesqueleto no ha logrado manipular objetos más pesado o el por qué no se ha implementado un sistema de control de fuerza es porque este prototipo de exoesqueleto está orientado a rehabilitar casos de ACV donde la espasticidad no se encuentra en un estado crítico o está muy avanzado. Bajo estos requerimientos que se propusieron, el exoesqueleto se diseñó para ser un exoesqueleto de agarre, pero no de manipulación, confirmando esto a través de celdas de carga y sensores de fuerza.

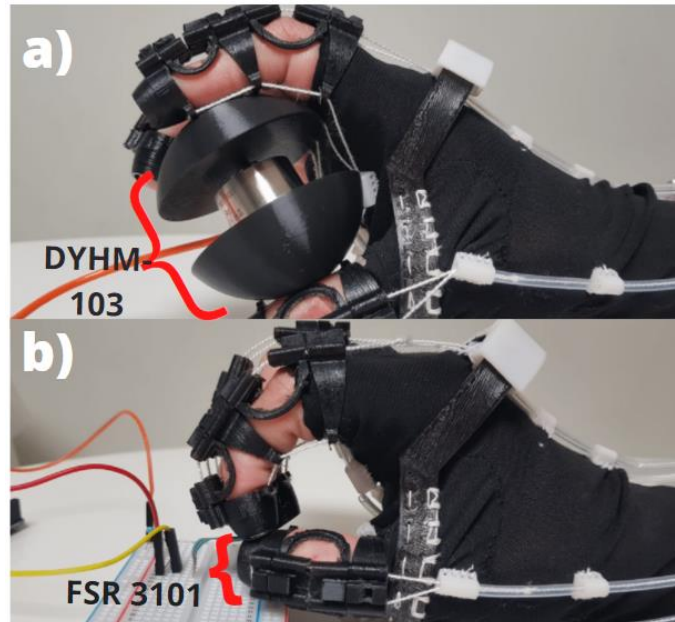


Figura 4.14. Testeo de fuerza de exoesqueleto a) Agarre cilíndrico con celda de carga DYHM.103, b) Agarre de precisión con sensor FSR3101.

Para poder ser categorizado un exoesqueleto de entrenamiento de agarre, el exoesqueleto en la posición de agarre cilíndrico debe, como mínimo, ser mayor a 3 N de fuerza. En Figura 4.14 a, se puede observar que se usó una celda de carga DYHM.103 con el objetivo de medir la fuerza máxima que este podría aplicar a una esfera que contenía a la celda de carga en el medio. En esta ocasión, el movimiento de agarre cilíndrico obtuvo una fuerza de 3.8N con una desviación estándar de 2.0909 obtenido de 40 valores de 10 repeticiones, con un mínimo valor de 3.1N y un máximo de 4.1N. Confirmando que el exoesqueleto puede ser considerado un exoesqueleto de entrenamiento de agarre. Este procedimiento se llevó a cabo también con la posición de agarre de precisión usando un sensor FSR3101 en Figura 4.14 b, y obteniendo una lectura de 1,6 N con una desviación estándar de 0.3938 obtenido de 10 valores de 10 repeticiones, con un mínimo valor de 1.4N y un máximo de 1.8N. Pero, la lectura de fuerza obtenida no nos permitirá categorizar el exoesqueleto como un exoesqueleto de manipulación, esto es debido a que tendría que tener una fuerza de 10 - 15 N para poder entrar en esta categoría, y además tener sensores de fuerza incluidos en caso se desee tratar casos más graves de rehabilitación con ACV.

CONCLUSIONES

Diseñar este exoesqueleto flexible de TPU con la opción de ser un exoesqueleto modular facilita su mantenimiento al poder reemplazar sus piezas con solo imprimirlas en una impresora 3D, y la posibilidad de adaptarse a diferentes tamaños de los dedos con más facilidad para poder realizar un movimiento más cómodo para el usuario. Además, el diseño propuesto al permitir que los cables de flexión y estiramiento no pasen por el medio del dedo tanto en la parte superior como en la inferior, no causan rozamientos con la piel y permiten estirar el dedo por completo al igual que flexionar 90 grados todas sus articulaciones debido a que no existen obstáculos en medio de su movimiento.

El prototipo de exoesqueleto diseñado permite una fuerza de agarre cilíndrico de 3.8N y agarre de precisión de 1.6N, esto se debe al diseño del mecanismo junto con su posicionamiento que reducen la fricción de las cuerdas de flexión y estiramiento al posicionar la polea frente a las salidas de las cuerdas siendo direccionadas hacia los dedos con los tubos de teflón. Además, se pudo comprobar que un solo motor se puede lograr estirar y flexionar 2 dedos a la vez, reduciendo el espacio para colocar otro mecanismo para los dedos restantes, pero permitiendo un mejor movimiento para los 3 dedos que manipula el exoesqueleto actualmente.

El sistema de control PI lazo cerrado implementado para el movimiento de los dedos a través de encoders que el usuario puede utilizar, permite que este posea la alternativa de regular el diámetro de agarre que desee para sujetar un objeto durante su entrenamiento. Y al mismo tiempo regular el rango de flexión y estiramiento de los dedos mientras se mueven junto con el encoder, para realizar el entrenamiento de estiramiento y flexión de los dedos al ritmo que desee. Recordando que el sistema fue implementado para reducir el error de posición, pero sacrificando tiempo de establecimiento, el cual no afecta de manera seria al sistema al tener una respuesta menor a 0.5 segundos después de accionar el sistema.

RECOMENDACIONES

El exoesqueleto en la parte de su diseño de los dedos es técnicamente funcional, pero en la parte del mecanismo se podría mejorar incluyendo más poleas para los dedos faltantes. Pero esto significaría que la estructura de la plataforma tenga que ser modificada debido a que requeriría otro motor con mayor torque y al mismo tiempo más pequeño o pequeños en caso se desee utilizar varios a vez.

Implementar un sistema de control de fuerza sería interesante debido a que podría ayudar a rehabilitar casos más críticos con ACV, pero eso obligatoriamente conlleva a reestructurar todo el diseño de los exoesqueletos de los dedos. Esto debido a que obligatoriamente en la yema de los dedos tendría que ir ubicado un sensor de fuerza. No recomendaría continuar con la implementación de un control de fuerza debido a que se tendría que reestructurar el diseño actual que se posee en los dedos y en especial el diseño del pulgar.

En caso se desee implementar un sistema automático de movimiento para establecer ciclos de entrenamiento, es necesario implementar un panel de control para regular el tiempo de entrenamiento. Además de permitir que el usuario regule el ángulo de flexión, estableciendo más sistemas de control al igual que una nueva lógica de funcionamiento.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] C. Blouin, E. Tirado, and M. O., *La situación de la población adulta mayor en el Perú : Camino a una nueva política*. Perú, 2018.
- [2] INEI, “Indicadores Del Adulto Mayor,” no. 4, pp. 1–51, 2020, [Online]. Available: https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/boletines/boletin_adulto-mayor.pdf.
- [3] L. F. Davalos and G. Málaga, “El accidente cerebrovascular en el Perú: una enfermedad prevalente olvidada y desatendida,” *Rev. Peru. Med. Exp. Salud Publica*, vol. 31, no. 2, pp. 29–31, 2014, doi: 10.17843/rpmesp.2014.312.73.
- [4] Ministerio de Salud Instituto Nacional de Rehabilitación, “RD 043-2020-SA-DG-INR.pdf,” Perú, 2020.
- [5] G. Kwakkel *et al.*, “Effects of augmented exercise therapy time after stroke: A meta-analysis,” *Stroke*, vol. 35, no. 11, pp. 2529–2536, 2004, doi: 10.1161/01.STR.0000143153.76460.7d.
- [6] L. Ada, S. Dorsch, and C. G. Canning, “Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: A systematic review,” *Aust. J. Physiother.*, vol. 52, no. 4, pp. 241–248, 2006, doi: 10.1016/S0004-9514(06)70003-4.
- [7] B. J. Hernández, P. Benjumea, and L. Tuso, “Indicadores del desempeño clínico fisioterapéutico en el manejo hospitalario temprano del accidente cerebrovascular (ACV),” *Rev. Ciencias la Salud*, vol. 11, no. 1, pp. 7–34, 2013.
- [8] P. Polygerinos *et al.*, “Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 1512–1517, 2013, doi: 10.1109/IROS.2013.6696549.
- [9] P. Polygerinos, K. C. Galloway, E. Savage, M. Herman, K. O. Donnell, and C. J. Walsh, “Polygerinos et al. - 2015 - Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, no. Hand

- Rehabilitation, p. 7, 2015.
- [10] J. J. Cabibihan *et al.*, “Suitability of the Openly Accessible 3D Printed Prosthetic Hands for War-Wounded Children,” *Front. Robot. AI*, vol. 7, no. January, 2021, doi: 10.3389/frobt.2020.594196.
- [11] L. Dovat *et al.*, “HandCARE: A cable-actuated rehabilitation system to train hand function after stroke,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 16, no. 6, pp. 582–591, 2008, doi: 10.1109/TNSRE.2008.2010347.
- [12] B. B. Kang, H. Choi, H. Lee, and K. J. Cho, “Exo-Glove Poly II: A Polymer-Based Soft Wearable Robot for the Hand with a Tendon-Driven Actuation System,” *Soft Robot.*, vol. 6, no. 2, pp. 214–227, 2019, doi: 10.1089/soro.2018.0006.
- [13] S. Ueki *et al.*, “Development of virtual reality exercise of hand motion assist robot for rehabilitation therapy by patient self-motion control,” *Proc. 30th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS’08 - "Personalized Healthc. through Technol.*, no. 1, pp. 4282–4285, 2008, doi: 10.1109/iembs.2008.4650156.
- [14] H. K. Yap *et al.*, “A Fully Fabric-Based Bidirectional Soft Robotic Glove for Assistance and Rehabilitation of Hand Impaired Patients,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 2, no. 3, pp. 1383–1390, 2017, doi: 10.1109/LRA.2017.2669366.
- [15] H. K. Yap, J. H. Lim, J. C. H. Goh, and C. H. Yeow, “Design of a soft robotic glove for hand rehabilitation of stroke patients with clenched fist deformity using inflatable plastic actuators,” *J. Med. Devices, Trans. ASME*, vol. 10, no. 4, pp. 5–10, 2016, doi: 10.1115/1.4033035.
- [16] J. M. Davila-Vilchis, J. C. Avila-Vilchis, A. H. Vilchis-Gonzalez, and Laz-Aviles, “Design Criteria of Soft Exogloves for Hand Rehabilitation-Assistance Tasks,” *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2020, 2020, doi: 10.1155/2020/2724783.
- [17] R. Roy, D. Sikdar, M. Mahadevappa, and C. S. Kumar, “EEG based motor imagery study of time domain features for classification of power and precision hand grasps,” *Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng. NER*, no. May, pp. 440–443, 2017, doi: 10.1109/NER.2017.8008384.
- [18] S. F. M. Duncan, C. E. Saracevic, and R. Kakinoki, “Biomechanics of the hand,” *Hand Clin.*, vol. 29, no. 4, pp. 483–492, 2013, doi: 10.1016/j.hcl.2013.08.003.
- [19] B. Barriga, “Métodos de diseño en ingeniería mecánica,” p. 19, 2016.
- [20] J. I. Rojas, M. C. Zurru, L. Patrucco, M. Romano, P. M. Riccio, and E. Cristiano, “Registro de enfermedad cerebrovascular isquemica,” *Medicina (B. Aires).*, vol.

- 66, no. 6, pp. 547–551, 2006.
- [21] F. Mendoza, “Universidad Peruana Los Andes Trabajo Académico,” Universidad peruana los andes, 2019.
- [22] L. Puy and E. Jouvent, “Accidente cerebrovascular en el paciente anciano,” *EMC - Tratado Med.*, vol. 24, no. 1, pp. 1–6, 2020, doi: 10.1016/s1636-5410(20)43329-x.
- [23] H. C. Huang and P. K. W. Lui, *Squareness measurement by comparative method and reversal technique*. 2002.
- [24] J. Camilo Suárez-Escudero, S. Catalina, R. Cano, E. P. Ramírez, and C. L. Bedoya, “Descripción clínica, social, laboral y de la percepción funcional individual en pacientes con ataque cerebrovascular,” *Acta Neurol Colomb*, vol. 27, no. 2, 2011.
- [25] D. Copaci, J. C. Garc, A. Flores-caballero, and D. Blanco, “‘ De La Mano Humana Mediante Simulaci on Matlab / Simmechanics,” pp. 3–5, 2014.
- [26] L. Amparo, A. López, M. Segundo, S. Maestría, and H. Departamento, “Biomecánica y patrones funcionales de la mano,” *Morfolia*, vol. 4, no. 1, pp. 14–24, 2012.
- [27] K. N. An, E. Y. Chao, W. P. Cooney, and R. L. Linscheid, “Normative model of human hand for biomechanical analysis,” *J. Biomech.*, vol. 12, no. 10, pp. 775–788, 1979, doi: 10.1016/0021-9290(79)90163-5.
- [28] GARRETT JW, “The adult human hand. Some anthropometric and biomechanical considerations,” *Hum. Factors*, vol. 13, no. 2, pp. 117–131, 1971, doi: 10.1177/001872087101300204.
- [29] I. M. Bullock, J. Borrás, and A. M. Dollar, “Assessing assumptions in kinematic hand models: A review,” *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, no. June 2012, pp. 139–146, 2012, doi: 10.1109/BioRob.2012.6290879.
- [30] X. Liu and Q. Zhan, “Description of the human hand grasp using graph theory,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 7, pp. 1020–1027, 2013, doi: 10.1016/j.medengphy.2012.10.005.
- [31] B. Garcia Angel David *et al.*, ““Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique,”” *Memorias Del Xxiii Congr. Int. Anu. La Somim*, pp. 181–185, 2017.
- [32] P. Anderson, “El pulgar verde Librodot,” pp. 1–16.

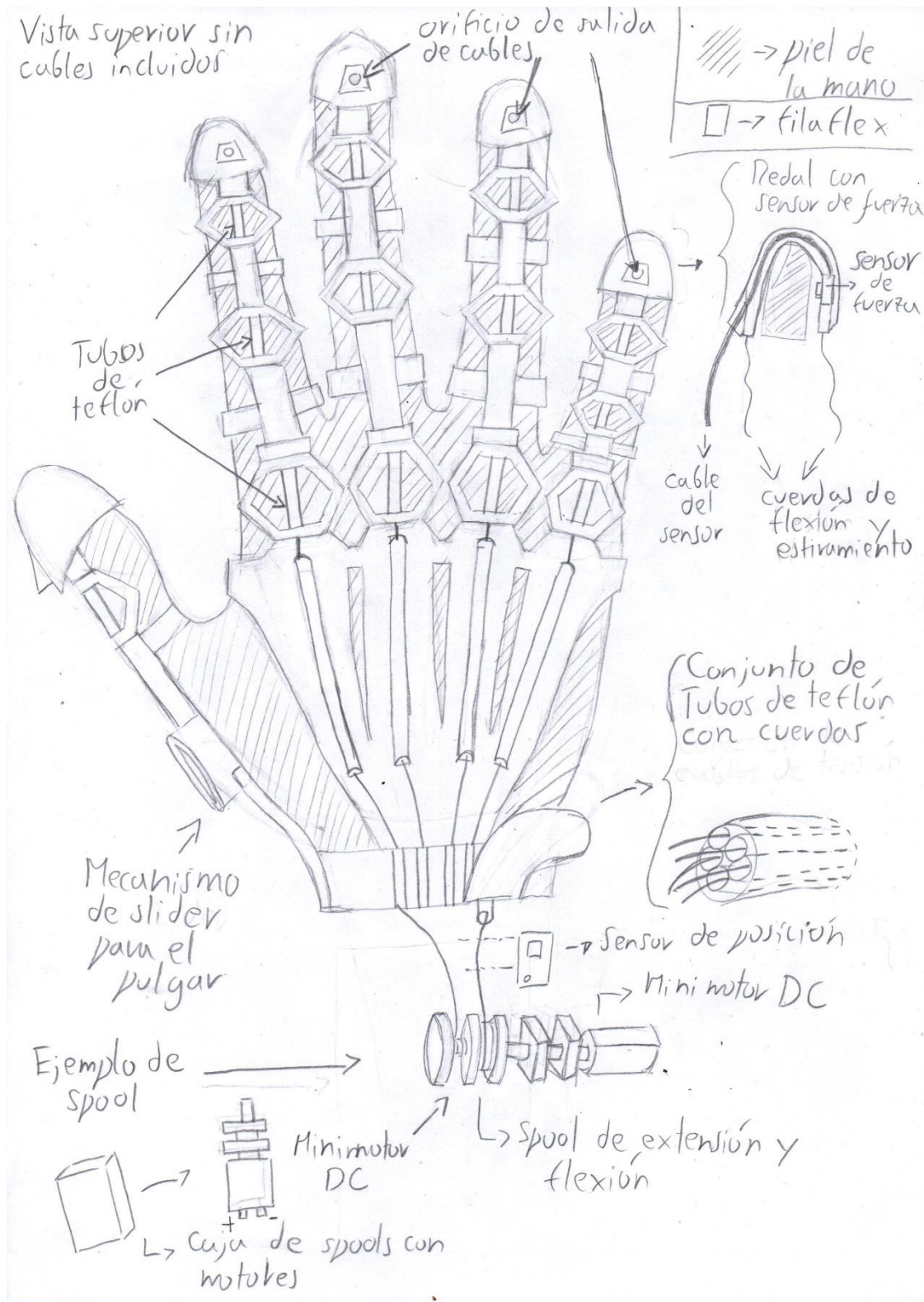
- [33] J. Medina H. and P. Vélez N., “‘Soft Robotic’: Una nueva generación de robots,” *Maskana*, vol. 0, no. 0, pp. 109–118, 2015.
- [34] H. In, B. B. Kang, M. K. Sin, and K. J. Cho, “Exo-Glove: A wearable robot for the hand with a soft tendon routing system,” *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 22, no. 1, pp. 97–105, 2015, doi: 10.1109/MRA.2014.2362863.
- [35] A. Mohammadi, J. Lavranos, P. Choong, and D. Oetomo, “Flexo-glove: A 3D Printed Soft Exoskeleton Robotic Glove for Impaired Hand Rehabilitation and Assistance,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2018-July, no. July, pp. 2120–2123, 2018, doi: 10.1109/EMBC.2018.8512617.
- [36] M. A. Arenas, J. M. Palomares, J. Olivares, and J. M. Castillo-Secilla, “Diseño y Construcción de un Guante de Datos mediante Sensores de Flexibilidad y Acelerómetro,” *Jornadas Sarteco (JS212)*, no. September, 2012.
- [37] Y. Kohno *et al.*, “Evaluation of two-handed multi-finger haptic device spidar-8,” *Icat 2001*, vol. 2, no. June, p. 1, 2001, [Online]. Available: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Evaluation+of+Two-Handed+Multi-Finger+Haptic+Device+SPIDAR-8#0>.
- [38] C. D. Takahashi, L. Der-Yeghiaian, V. H. Le, and S. C. Cramer, “A robotic device for hand motor therapy after stroke,” *Proc. 2005 IEEE 9th Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. 2005, pp. 17–20, 2005, doi: 10.1109/ICORR.2005.1501041.
- [39] R. C. V. Loureiro and W. S. Harwin, “Reach & grasp therapy: Design and control of a 9-DOF robotic neuro-rehabilitation system,” *2007 IEEE 10th Int. Conf. Rehabil. Robot. ICORR’07*, vol. 00, no. c, pp. 757–763, 2007, doi: 10.1109/ICORR.2007.4428510.
- [40] O. Lambercy, L. Dovat, R. Gassert, E. Burdet, C. L. Teo, and T. Milner, “A haptic knob for rehabilitation of hand function,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, no. 3, pp. 356–366, 2007, doi: 10.1109/TNSRE.2007.903913.
- [41] M. A. Delph, S. A. Fischer, P. W. Gauthier, C. H. M. Luna, E. A. Clancy, and G. S. Fischer, “A soft robotic exomusculature glove with integrated sEMG sensing for hand rehabilitation,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, 2013, doi: 10.1109/ICORR.2013.6650426.
- [42] P. Polygerinos, Z. Wang, K. C. Galloway, R. J. Wood, and C. J. Walsh, “Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation,” *Rob. Auton. Syst.*, vol. 73, pp. 135–143, 2015, doi: 10.1016/j.robot.2014.08.014.

- [43] M. Alimanova *et al.*, “Gamification of hand rehabilitation process using virtual reality tools: Using leap motion for hand rehabilitation,” *Proc. - 2017 1st IEEE Int. Conf. Robot. Comput. IRC 2017*, pp. 336–339, 2017, doi: 10.1109/IRC.2017.76.
- [44] N. Cheng *et al.*, “Brain-Computer Interface-based Soft Robotic Glove Rehabilitation for Stroke,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 9294, no. c, pp. 1–1, 2020, doi: 10.1109/tbme.2020.2984003.
- [45] T. Bützer, O. Lamercy, J. Arata, and R. Gassert, “Fully Wearable Actuated Soft Exoskeleton for Grasping Assistance in Everyday Activities,” *Soft Robot.*, vol. 8, no. 2, pp. 128–143, 2021, doi: 10.1089/soro.2019.0135.
- [46] L. Gerez and M. Liarokapis, “A compact ratchet clutch mechanism for fine tendon termination and adjustment,” *IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics, AIM*, vol. 2018-July, pp. 1390–1395, 2018, doi: 10.1109/AIM.2018.8452246.
- [47] P. W. G. Me, “Rehabilitative Robotic Glove,” pp. 17–19, 2012.
- [48] M. M. Maung, M. M. Latt, and C. M. Nwe, “DC Motor Angular Position Control using PID Controller with Friction Compensation,” *Int. J. Sci. Res. Publ.*, vol. 8, no. 11, 2018, doi: 10.29322/ijsrp.8.11.2018.p8321.

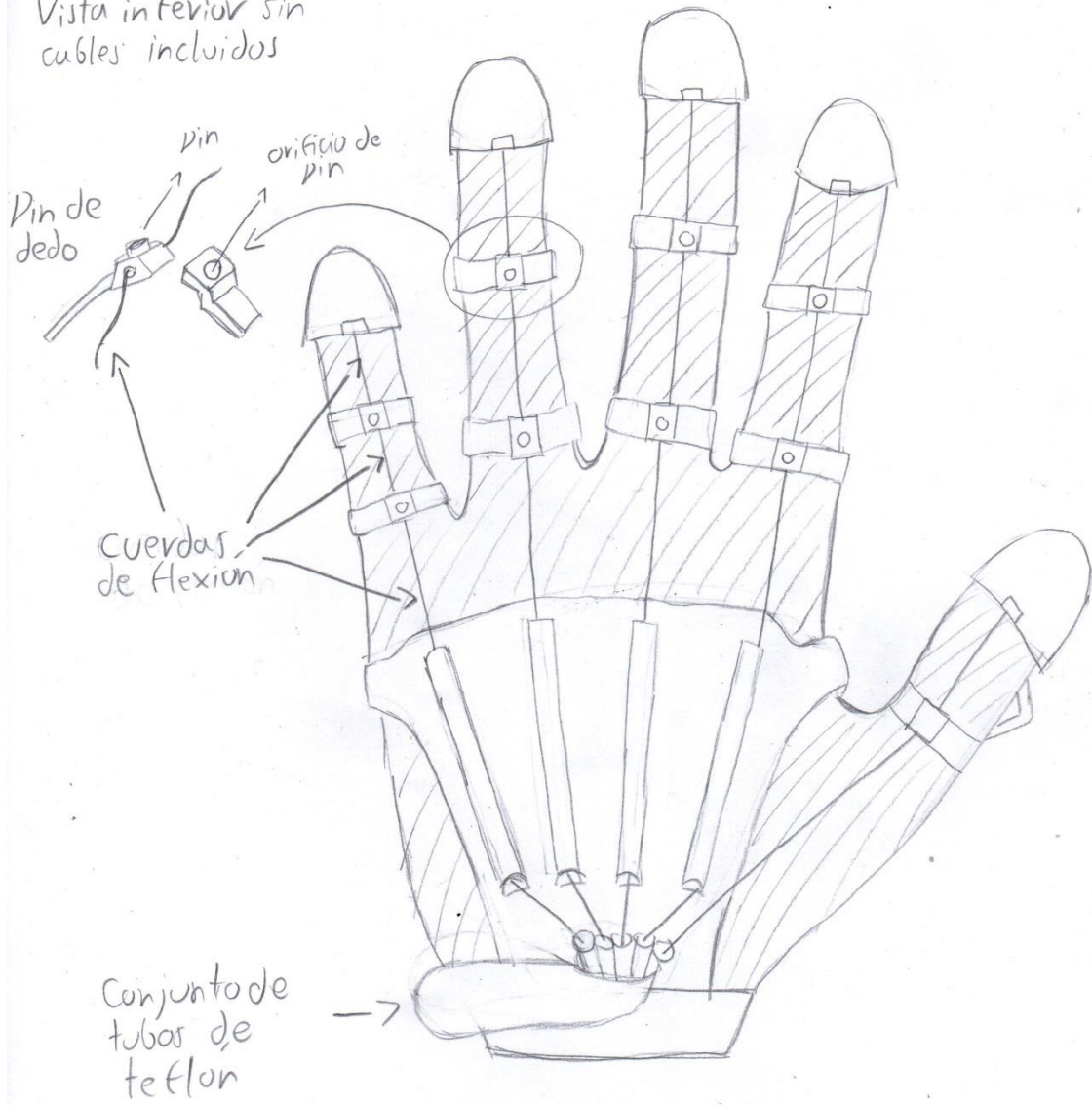
ANEXO 1

PROYECTOS PRELIMINARES

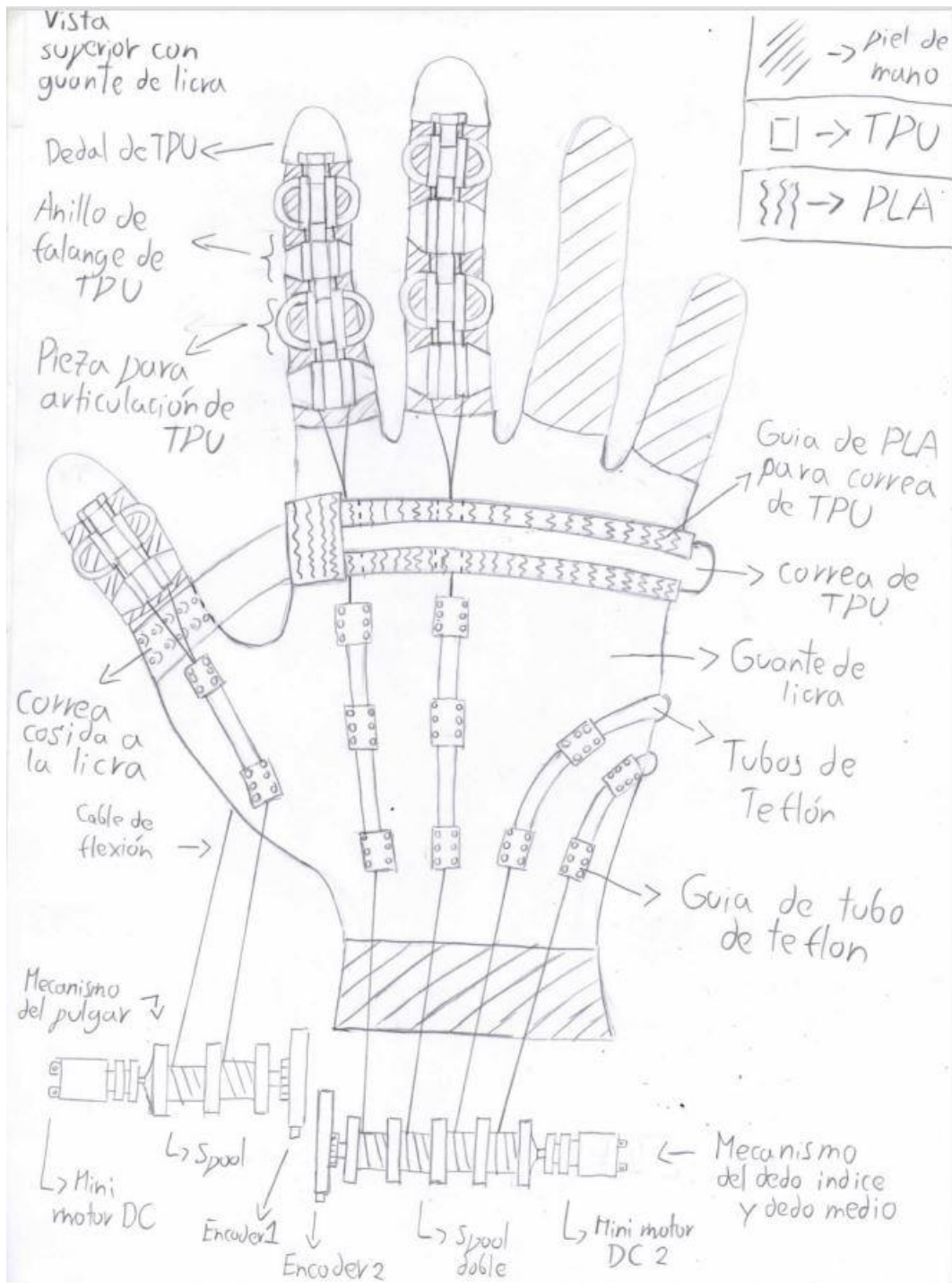
A.1. PROYECTO PRELIMINAR 1

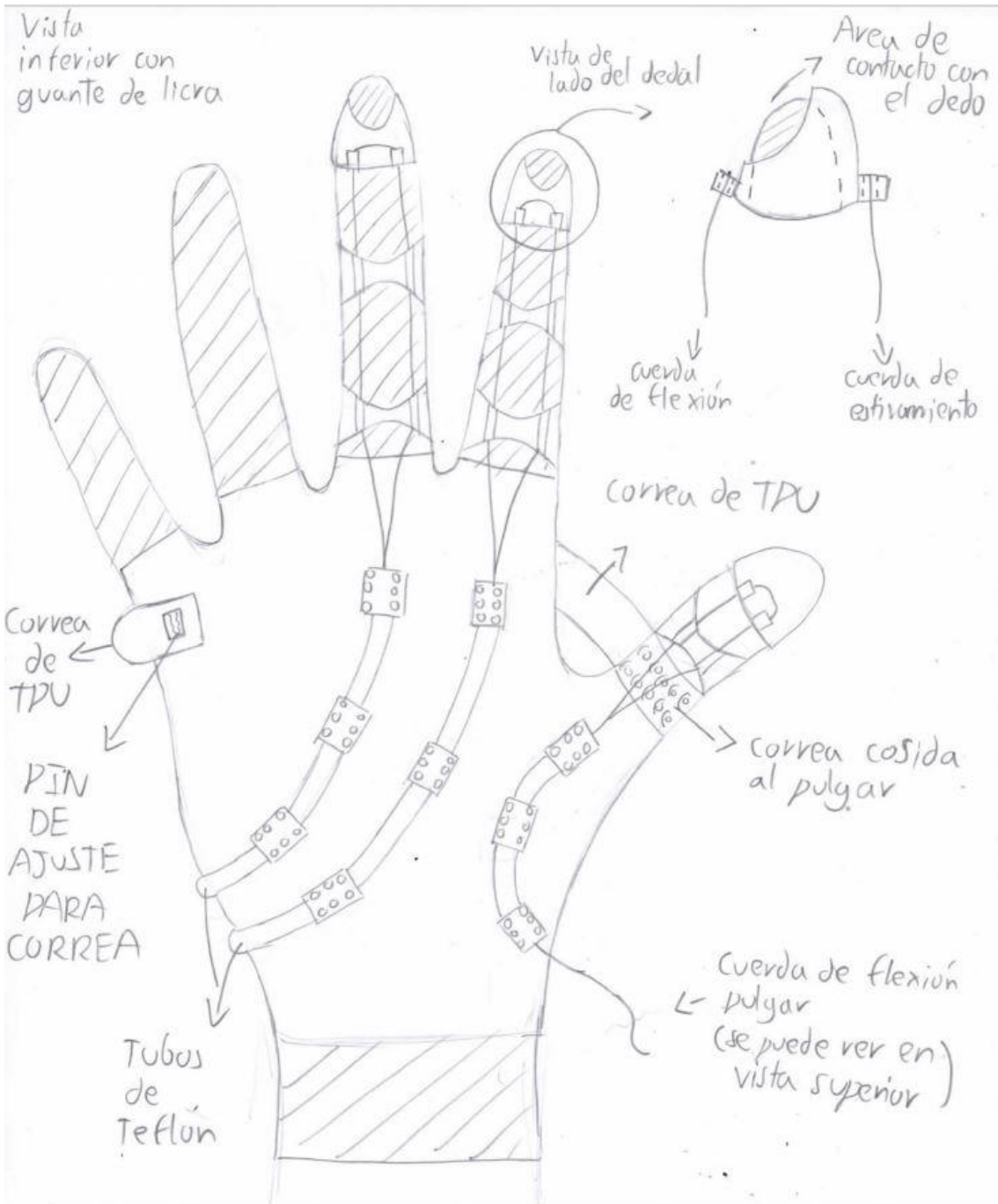


Vista inferior sin
cables incluidos

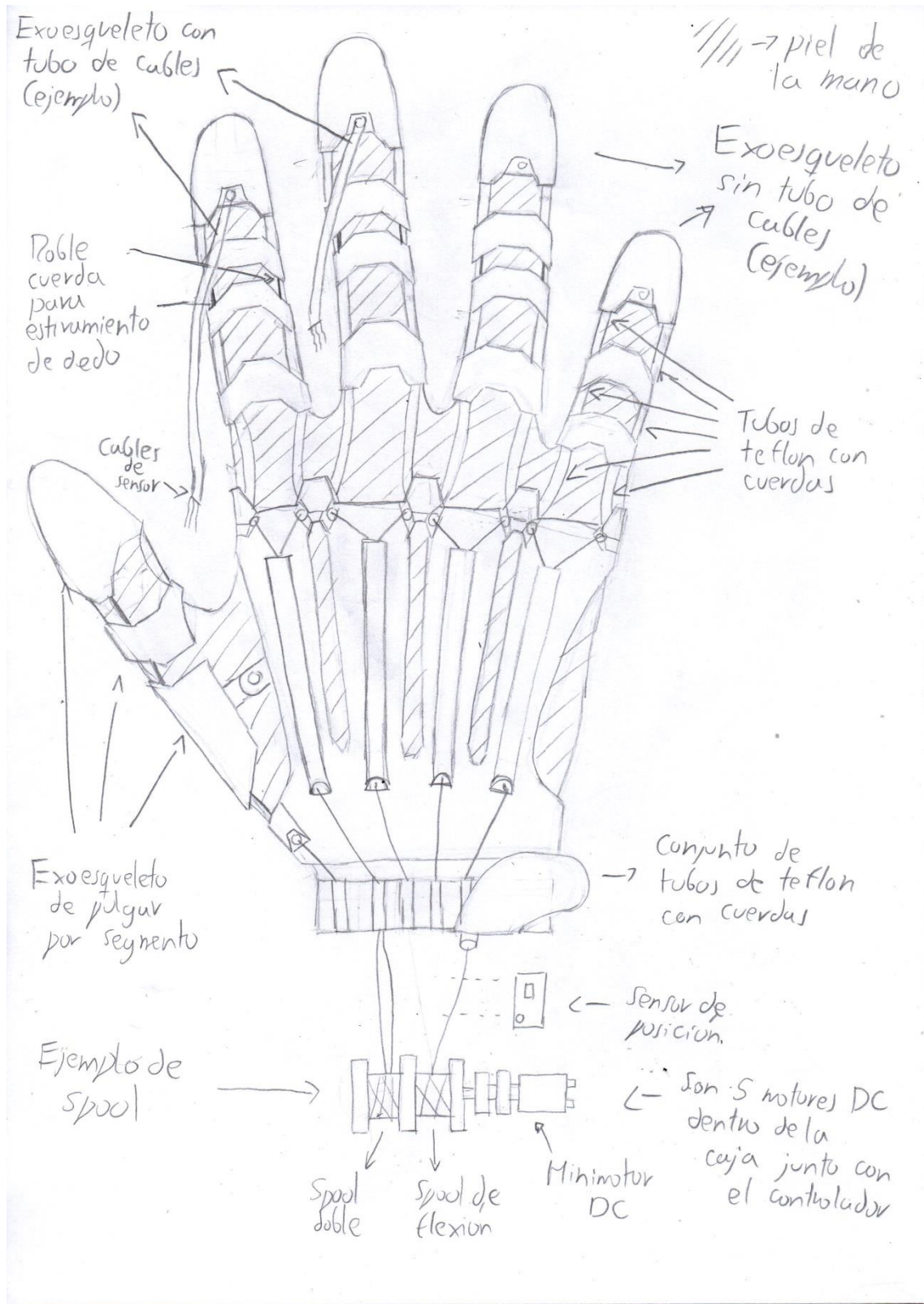


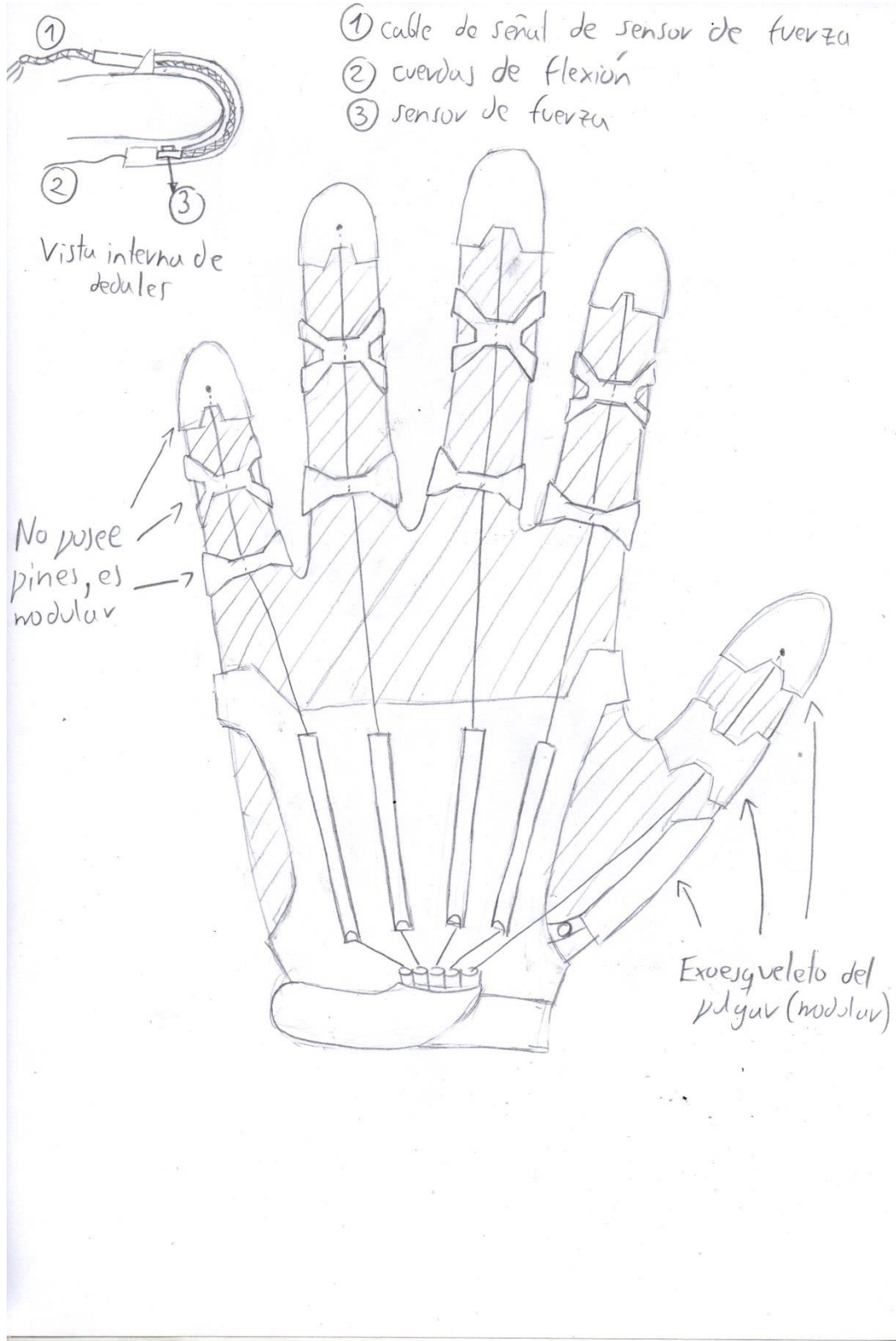
A.2.PROYECTO PRELIMINAR 2





A.2.PROYECTO PRELIMINAR 3





ANEXO 2

Código en Matlab de movimiento de articulaciones

```
clear all

%Coeficientes
%Recuerda que el numero aumenta mientras mas se aleja
de la mano.
A1 = 58; % Metacarpiano (Ojo todo esta en mm)
A2 = 45; % Falange Proximal
A3 = 25; % Falange Media
A4 = 20; % Falange distal
theta_1 = pi/2; % MCP
theta_2 = pi/2; % PIP
theta_3 = pi/2; % DIP
%valores de diseño de exoesqueleto
k=3; %Punto de establecimiento
t=10; %Mitad de grosor de dedo(sector del proximal)
%Distancia
s1=10; %distancia desde punto de ajuste al dedo
(proximal)
s2=8; %distancia desde punto de ajuste al dedo
(medial)
s3=7; %distancia desde punto de ajuste al dedo
(distal)

v_0 = [0 ; 0 ];

%Matrices de rotación
R_1 = [cos(theta_1) -sin(theta_1); sin(theta_1)
cos(theta_1)];
R_2 = [cos(theta_2) -sin(theta_2); sin(theta_2)
cos(theta_2)];
R_3 = [cos(theta_3) -sin(theta_3); sin(theta_3)
cos(theta_3)];
R_90 = [cos(pi/2) -sin(pi/2); sin(pi/2) cos(pi/2)];
R_90_Num = [ 0 -1 ; 1 0];
%Vectores posición
%Vector unitario y posición de metacarpio
u_1 = [1 ; 0];
v_1 = A1.*u_1;
```

```

%Vector unitario y posición de proximal
u_2 = R_1*u_1;
v_2 = v_1 + A2.*u_2;

%Vector unitario y posición de media
u_3 = R_2*u_2;
v_3 = v_2 + A3.*u_3;

%Vector unitario y posición de distal
u_4 = R_3*u_3;
v_4 = v_3 + A4.*u_4;

%Vector global X
Xd = [ v_0(1,1) v_1(1,1) v_2(1,1) v_3(1,1)
v_4(1,1)];

%Vector global Y
Yd = [v_0(2,1) v_1(2,1) v_2(2,1) v_3(2,1) v_4(2,1)]
;

%No simplificado
%plot([v_0(1,1) v_1(1,1) v_2(1,1) v_3(1,1)
v_4(1,1)], [v_0(2,1) v_1(2,1) v_2(2,1) v_3(2,1)
v_4(2,1)])

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Comprobación de posiciones de orificios
%No fue necesario, mi sistema de distancias es
estable
dk = ((A2/2) + A3 + A4)*((k - 2)/4);

%Punto de orificio 1

p1 = [0 ; t];

%Punto de orificio 2
%Corrección de posición(Intento plasmar la condición
de posición, pero
%considero la posición NO LA DISTANCIA(Posiblemente
intento plasmarlo de
%otra forma.

%Exo proximal

```

```

p2 = v_1 + 0.5*(A2*u_2) + s1*(R_90*u_2);

%Considerando que ahora poseo una posición por
falange, y considerando la modificación de la
%posición anterior, se realiza lo siguiente

%Exo medial

p3 = v_2 + 0.5*(A3*u_3) + s2*(R_90*u_3);

%Exo distal

p4 = v_3 + 0.5*(A4*u_4) + s3*(R_90*u_4);

%Considerando todos estos puntos, y teniendo todos
los grosores de los
%falanges, se puede obtener los puntos de flexión que
el exoesqueleto
%tendra.

Xe = [ p1(1,1) p2(1,1) p3(1,1) p4(1,1)];

Ye = [ p1(2,1) p2(2,1) p3(2,1) p4(2,1)];

plot(Xd,Yd,'b',Xe,Ye,'--r')
xlabel('Longitud en milímetros (mm)')
ylabel('Altura en milímetros (mm)')
title('Posición de las Articulaciones del dedo junto
con el exoesqueleto')
legend('Dedo','Cuerda de Exo')

```