

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE UN GUANTE
EXOESQUELETO PARA TERAPIAS DE REHABILITACIÓN

MARIBEL CÁCERES RIVERA
JONATHAN COY SERRANO

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA

2019

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE UN GUANTE
EXOESQUELETO PARA TERAPIAS DE REHABILITACIÓN

MARIBEL CÁCERES RIVERA
JONATHAN COY SERRANO

Proyecto de grado para optar al título de Ingeniero Electrónico

DIRECTOR
JORGE EDUARDO QUINTERO MUÑOZ
Especialista en Telecomunicaciones

CODIRECTOR
RODOLFO VILLAMIZAR MEJÍA
Doctor en tecnologías de la información

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECAÑICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA

2019

DEDICATORIA

Maribel: Agradezco a mi familia que me apoyo emocionalmente y económicamente, para culminar mis estudios de pregrado. Agradezco también a la Familia Romero Rondón por la ayuda que me brindaron en los momentos más difíciles.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al SENA tecnoparque nodo Bucaramanga por el aporte en la implementación del prototipo.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	14
1. OBJETIVOS	16
1.1 OBJETIVO GENERAL	16
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
2. CUERPO DEL TRABAJO	17
2.1 CONCEPTOS TERAPÉUTICOS Y AVANCES DE EQUIPOS PARA TERAPIA DE REHABILITACIÓN DE MANO	17
2.1.1 Desarrollos de guantes exoesqueletos.	18
2.1.2 Conceptos terapéuticos	19
2.1.2.1. La Mano Humana.....	19
2.1.2.2 Método terapéutico	21
2.1.2.3 Beneficios del movimiento pasivo continuo en la rehabilitación	21
2.2 PROPUESTA: DESARROLLO DE UN MODELO ELECTROMECÁNICO FUNCIONAL PARA TERAPIAS DE REHABILITACIÓN	23
2.3 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN.....	24
2.3.1 Sistema Mecánico.....	24
2.3.2 Sistema de Control	26
2.3.2.1. Mediciones experimentales y planteamiento teórico del sistema de control de lazo cerrado sin carga en el eje del motor:	28
2.3.2.2 Mediciones experimentales y planteamiento teórico del sistema de control de lazo cerrado con carga en el eje del motor:	32
2.3.3 Sistema Electrónico	36
2.3.3.1 Microcontrolador.	37
2.3.3.2 Motorreductor-encoder:.....	37
2.3.3.3 Sistema de Alimentación.....	38

2.3.4 Interfaz de usuario.	39
2.4 VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO DE GUANTE EXOESQUELETO	40
3. CONCLUSIONES	42
4. RECOMENDACIONES	43
BIBLIOGRAFÍA	44

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Anatomía del dedo.....	20
Figura 2. Diagrama general del prototipo desarrollado.	23
Figura 3. Mecanismo de desplazamiento de la guaya.	24
Figura 4. Soportes brazo, muñeca y mecanismos.	25
Figura 5. Guante exoesqueleto implementado.	26
Figura 6. Diagrama de bloques del sistema de control implementado.....	27
Figura 7. Diagrama de bloques del sistema de control sin carga.....	28
Figura 8. Respuesta del motor ante una entrada escalón de 6V.	30
Figura 9. Diagrama de bloques en Simulink del modelo sin carga.	31
Figura 10. Curva experimental y curva del modelo estimado en Simulink, Kp=0.003.	31
Figura 11. Curva experimental y curva del modelo estimado en Simulink, Kp=0.002.	32
Figura 12. Velocidad experimental y estimada del motor con carga en el eje (Dedo corazón).	33
Figura 13. Velocidad de los motores con carga en el eje.	33
Figura 14. Diagrama en Simulink del lazo cerrado del sistema con el motor con carga en el eje.	34
Figura 15. Cuenta del encoder para el movimiento del dedo corazón.	35
Figura 16. PCB implementada para el de control del guante exoesqueleto.	36
Figura 17. Señales del encoder magnético.....	38
Figura 18. Interfaz de Usuario.....	40

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Guantes exoesqueletos para terapias de rehabilitación.	17
Tabla 2. Parámetros del sistema de control para cada dedo.	35
Tabla 3. Consumo aproximado de cada uno de los dispositivos del circuito.	38
Tabla 4. Pruebas de funcionalidad del exoesqueleto sobre cada dedo.	41

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE UN GUANTE EXOESQUELETO PARA TERAPIAS DE REHABILITACIÓN*

AUTORES: MARIBEL CÁCERES RIVERA
JONATHAN COY SERRANO**

PALABRAS CLAVES: Exoesqueleto de mano, sistema de control, interfaz de usuario, sistema mecánico y prototipo.

DESCRIPCIÓN

Una de las principales causas de limitaciones del ser humano en el mundo son las enfermedades neurológicas. Estas enfermedades pueden afectar el cerebro ocasionando incapacidad para realizar movimientos en algunas partes del cuerpo, por ejemplo, las manos. Actualmente existen exoesqueletos o prótesis que permiten recuperar la movilidad, pero con poco desarrollo tecnológico en Colombia. En este proyecto se implementa un sistema de control para un guante exoesqueleto con el objetivo de proveer un prototipo automatizado para terapias de rehabilitación de mano, basado en la técnica de movimiento pasivo continuo (MPC).

El prototipo desarrollado consta de tres partes para realizar terapias de rehabilitación: Una interfaz gráfica, un sistema de control y un sistema mecánico. La interfaz es desarrollada en una página web donde se selecciona el tipo de movimiento desarrollado para la terapia de rehabilitación de mano. El sistema de control implementado es un control de posición en lazo cerrado, en el cual los actuadores son motor- reductores controlados mediante señales PWM, estos motores tienen acoplados encoders que permiten sensar la cantidad de revoluciones ejecutadas, con el fin de determinar cuando el dedo ha llegado a la posición establecida como referencia. Finalmente, el sistema mecánico se enfoca en convertir el movimiento rotacional del motor-reductor en un movimiento lineal que permita desplazar una guaya, encargada de transmitir la fuerza y movilidad a los dedos, proporcionando movimientos de flexión y extensión.

* Proyecto de grado

** Facultad De Ingenierías Fisicomecánicas Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones Director Jorge Eduardo Quintero Muñoz Especialista en Telecomunicaciones Codirector Rodolfo Villamizar Mejía Doctor en tecnologías de la información

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND IMPLEMENTATION OF THE CONTROL SYSTEM OF AN EXOSKELETE GLOVE FOR REHABILITATION THERAPIES*

AUTHORS: MARIBEL CÁCERES RIVERA
JONATHAN COY SERRANO**

KEYWORDS: Exoskeleton hand, control system, user interface, mechanic system and prototype.

DESCRIPTION

One of the main causes of limitation of the human being in the world are neurological diseases. These diseases can affect the brain causing inability to perform movements in some parts of the body, for example, the hands. There are currently exoskeleton or prostheses that allow mobility to be restored, but with little technological development in Colombia. This project implements a control system for an exoskeleton glove with the objective of providing an automated prototype for hand rehabilitation therapies, based on the technique of continuous passive movement (CPM). The prototype developed consist of three parts to perform rehabilitation therapies: A graphic interface, a control system and a mechanical system. The interface developed on a web page where the type of movement developed for hand rehabilitation therapy selected. The control system implemented is a closed loop position control, in which the actuators are motor-reducers controlled by PWM signals, these motors have coupled encoders that allow sensing the amount of revolution executed, in order to determine when the finger has reached the position established as a reference. Finally, the mechanical system focuses on converting the rotational movement of the motor-reducer into a linear movement that allows the movement of a guaya, responsible for transmitting the force and mobility to the finger, providing flexion and extension movements.

* Bachelor Thesis

** Facultad De Ingenierías Fisicomecánicas Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones Director Jorge Eduardo Quintero Muñoz Especialista en Telecomunicaciones Codirector Rodolfo Villamizar Mejía Doctor en tecnologías de la información

INTRODUCCIÓN

La mano es una de las partes del cuerpo más importantes para las actividades diarias. Cuando se sufren daños cerebro-vasculares, el sistema motor es el principal afectado, como consecuencia de estas afectaciones en el sistema motor, las funciones normales de la mano pueden resultar perjudicadas ^{1 2}. La ingeniería de rehabilitación mediante desarrollo de tecnología cognitiva y funcional como guantes exoesqueletos o prótesis ayudan en los procesos de terapias de rehabilitación para pacientes que han perdido la movilidad en la mano. El principal objetivo del proceso de rehabilitación consiste en recuperar la fuerza para realizar las actividades diarias, esto se logra por medio de entrenamientos repetitivos en la fase pos-stroke. Las terapias de rehabilitación de mano usualmente son realizadas manualmente, sin embargo, algunos estudios han demostrado que el uso de robots permite realizar procesos de recuperación más autónomos, en tiempos más cortos y disminución en los costos de rehabilitación ³.

Actualmente existen equipos capaces de realizar el proceso de terapias de rehabilitación de manera autónoma. Los equipos principalmente desarrollados para terapias de mano, son el brazo robótico Exohand de la empresa Festo y el guante para rehabilitación de Gloreha. Sin embargo, debido a su alto costo, estas tecnologías son difíciles de adquirir por los centros de rehabilitación en Colombia.

¹ FUHAI ZHANG, LEI HUA, YILI FU, HONGWEI CHEN, SHUGUO WANG, Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries, Mechanism and Machine Theory, Volume 73, 2014, Pages 103-116, ISSN 0094-114X

² RATHORE SS, HINN AR, COOPER LS, TYROLER HA, POSAMOND WD. Characterization of incident stroke signs and symptoms: findings from the atherosclerosis risk in communities study. Stroke 2002;33(11):2718–21

³ IQBAL, J., KHAN, H., TSAGARAKIS, N. G., & CALDWELL, D. G. A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation – Conceptualization to prototyping. Biocybernetics and Biomedical Engineering, 34(2), 2014 79–89. doi:10.1016/j.bbe.2014.01.003

Sé desarrolló un prototipo de guante exoesqueleto con el objetivo de automatizar el proceso de rehabilitación de mano, basado en los principales movimientos de la técnica de movimiento pasivo continuo (MPC). MPC consiste en realizar movimientos repetitivos, con el fin de estimular la movilidad y rehabilitar la mano de pacientes que no poseen autonomía en los movimientos y fuerza en la mano.

En este proyecto se muestra el proceso para obtener un prototipo funcional para algunas terapias de la mano. Inicialmente diseñamos el sistema mecánico encargado de llevar la fuerza a los dedos mediante un sistema de guayas, ver sección 2. Adicionalmente, implementamos un sistema de control encargado de permitir que los dedos se muevan y lleguen a la posición establecida como referencia a una velocidad constante. Finalmente, se desarrolla una interfaz gráfica en una página web unida al sistema de control, desde la interfaz se puede seleccionar el tipo de movimiento a realizar durante la terapia, por ejemplo, movimientos de apertura y cierre de mano, apertura y cierre de dedos de forma individual, y movimiento de pinza.

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un sistema de control de un guante exoesqueleto para terapias de rehabilitación

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Diseñar e implementar un sistema de control de un exoesqueleto robótico que permita automatizar las rutinas básicas basadas en un movimiento pasivo continuo, utilizadas en terapias de rehabilitación de la mano.
2. Implementar un sistema de comunicación hombre-máquina para controlar los movimientos en un guante exoesqueleto.

2. CUERPO DEL TRABAJO

2.1 CONCEPTOS TERAPÉUTICOS Y AVANCES DE EQUIPOS PARA TERAPIA DE REHABILITACIÓN DE MANO

En el desarrollo de un prototipo como un guante exoesqueleto y un sistema de control se presentan retos para cubrir los diferentes grados de libertad que posee la mano. Los grados de libertad implementados se basan principalmente en movimientos de articulaciones interfalángicas distales, metacarpofalángicas e interfalángicas proximales. Existen diferentes modelos mecánicos y electrónicos para terapias de rehabilitación de mano encargados de controlar el movimiento grupal o individual de los dedos, conservando la naturaleza del movimiento de la mano. A continuación se describen algunos equipos desarrollados y distribuidos comercialmente para rehabilitación de mano, comparados con el desarrollo propuesto.

Tabla 1. Guantes exoesqueletos para terapias de rehabilitación.

Terapia	Nombre	Fuerza de transmisión	DOFs	Actuador
MPC	WaveFlex (Ottobock)	Linkage	1	Motores
MPC	Gloreha Sinfonía (Gloreha)	Cables	5	Neumática
MPC, Movimiento Activo y EMG	Amadeo (Tyromotion)	Linkage	5	Motores
MPC	Exohand (Festo)	Cables	5	Neumática
Movimiento activo y EMG	Hand of Hope (Rehab-robotics company Ltd.)	Linkage	5	Motores

Terapia	Nombre	Fuerza de transmisión	DOFs	Actuador
MPC	EXO-REHAB (Prototipo propuesto)	Cables	5	Motores

2.1.1 Desarrollos de guantes exoesqueletos: WaveFlex permite realizar terapias basadas en MPC, el mecanismo es de fácil ajuste para la mano y portable. El mecanismo encargado de transmitir la fuerza, permite realizar rotaciones de 90° para el cierre de la mano, ejecutando movimientos en los dedos de forma grupal durante tiempos extensos en la terapia⁴.

Existen diferentes desarrollos de guantes exoesqueletos con interfaz gráfica que permiten al paciente realizar una realimentación visual de los movimientos realizados en la terapia de movimiento pasivos, activos o asistidos ⁵

Gloreha Sinfonía es uno de los dispositivos más completos para terapias de rehabilitación de mano, debido a su sistema neumático encargado de realizar movimientos suaves y naturales en cada uno de los dedos, con actividades de rehabilitación que permiten al paciente interactuar con objetos. La interfaz gráfica de gloreha ayuda al paciente con problemas de neuroplasticidad, debido a que mientras el paciente realiza movimientos estos son representados en una pantalla emulando la actividad realizada en la terapia, aportando en una retroalimentación visual del movimiento realizado al paciente.

Hand of Hope es uno de los dispositivos que realiza el movimiento mediante mecanismos ajustados a cada una de las falanges de los dedos, con capacidad para realizar movimientos activos y pasivos a partir de señales electromiográficas

⁴ JO, I., & BAE, J. Design and control of a wearable and force- controllable hand exoskeleton system. Mechatronics, 41, 90–101. 2017 doi:10.1016/j.mechatronics.2016.12.00

⁵ IQBAL, J., KHAN, H., TSAGARAKIS, N. G., & CALDWELL, D. G. Op. Cit.

(EMG). El desarrollo mecánico de este exoesqueleto es el comúnmente implementado, pues el sistema de piezas y elementos de actuación se ubica sobre el dorso y los dedos. Es un sistema portable con una interfaz gráfica que permita realizar actividades de rehabilitación muy similares a las del guante de Gloreha.

Amadeo tiene un sistema mecánico diferente a los demás, pues se enfoca principalmente en aplicar la fuerza en las falanges distales sin realizar contacto con el dorso de la mano. Este equipo posee un control moderado para el movimiento natural de las articulaciones interfalángicas proximales. También, permite interactuar al paciente con una interfaz gráfica para controlar el movimiento del guante y ayudar con los problemas de neuroplasticidad.

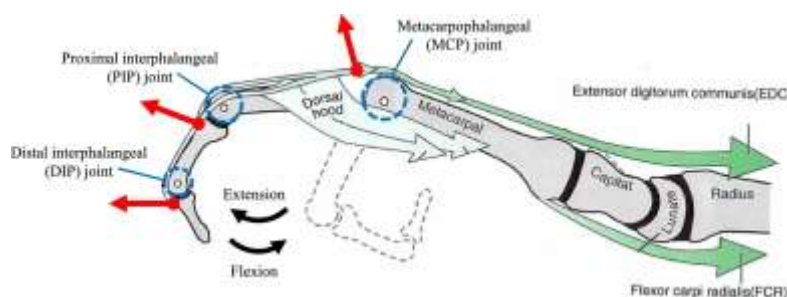
Estos mecanismos permiten realizar terapias de rehabilitación de mano, pero con requisitos de desarrollo complejos debido a las diferentes consideraciones terapéuticas, mecánicas y electrónicas. Se observa que la gran mayoría de estos sistemas son manipulados mediante una interfaz gráfica interconectada directamente con el mecanismo exoesqueleto. En estos sistemas mecatrónicas el uso de cables como medio de transmisión de la fuerza se utilizan usualmente en mecanismos neumáticos, pero la implementación puede ser costosa para los centros de rehabilitación. En el desarrollo de nuestro prototipo se propone un sistema de actuación con motores y transmisión de fuerza mediante cables (guayas) con el objetivo de aplicar la fuerza en las falanges distales para realizar movimientos de flexión y extensión en los dedos. Adicionalmente, la interfaz gráfica propuesta es desarrollada desde una página web, para realizar el control de los movimientos desde un dispositivo móvil.

2.1.2 Conceptos terapéuticos

2.1.2.1. La Mano Humana: La mano es el órgano que le ha atribuido al ser humano el desarrollo de habilidades y ventajas especiales sobre otros seres vivos,

encargada principalmente de interactuar con el medio externo ^{6 7}. El diseño e implementación de una estructura encargada de controlar los movimientos de la mano debe garantizar la movilidad natural en las articulaciones interfalángicas distales, metacarpofalángicas e interfalángicas proximales, ver Fig. 1, para una correcta rehabilitación. Adicionalmente, debe permitir que la mano tenga ciertos grados de libertad para realizar la terapia con éxito⁸.

Figura 1. Anatomía del dedo



Fuente: NEUMANN D., E. Rowan Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation Mosby Philadelphia 2002.

En las terapias existen diferentes métodos de rehabilitación, los cuales consisten en terapias realizadas por el terapeuta o por una tecnología de exoesqueletos. Algunas de las tecnologías mencionadas anteriormente ayudan de manera efectiva en algunos aspectos, pero no sustituyen la funcionalidad de la mano en su totalidad. La mano posee características que no se han igualado de manera perfecta en la fuerza, control y las diferentes formas que le permiten interactuar con el medio exterior, mediante movimientos de flexión - extensión y abducción - aducción en los dedos. Adicionalmente, el dedo pulgar tiene diferentes grados de libertad que permiten realizar movimientos para manipular objetos con la técnica

⁶ KAPANDJI A. I., Fisiología Articular, 6 Ed, Madrid: Médica Panamericana.2006.

⁷ ARIAS LÓPEZ L. A. , "Biomecánica y patrones funcionales de la mano", Morfolia, vol. 4, No 1, 2012.

⁸ JO, I., & BAE, J. Op. Cit.

de agarre. Esta técnica fue clasificada por Schlesinger en 6 categorías: cilíndrico, de punta, de gancho, de palma, esférico y de lado⁹.

2.1.2.2 Método terapéutico: La movilidad es una característica de la capacidad funcional de una persona y también es utilizada como método terapéutico. Existen varios tipos de movilidad, entre ellos la movilidad activa y la movilidad pasiva. La movilidad activa es producida por el paciente debido a la contracción de los músculos que cruzan una articulación, a diferencia de la movilidad pasiva, la cual es ejecutada por una fuerza externa por parte de un terapeuta, máquina o la gravedad ¹⁰.

El proyecto tiene como fin controlar un guante exoesqueleto para realizar terapias de rehabilitación en la mano basadas en MCP. Este método terapéutico consiste en realizar una terapia con movimientos constantes sobre el miembro que necesita rehabilitación, el movimiento es prolongado durante largos periodos de tiempo. Este tipo de terapia en algunos casos es desarrollada por un instrumento mecánico encargado de realizar el movimiento de las articulaciones dentro del rango y el tiempo establecido, sin que el paciente necesite realizar algún esfuerzo. Esta técnica se basa en la investigación y los protocolos desarrollados por Robert Stalter ¹¹.

2.1.2.3 Beneficios del movimiento pasivo continuo en la rehabilitación: La rehabilitación es un proceso diseñado para intervenir cuando se presenta una reducción en la capacidad funcional, esto con el objetivo de que la persona obtenga el más alto nivel de independencia. Generalmente esta capacidad funcional es afectada por patologías o deficiencias secundarias, provocando

⁹ ALVARADO CLAVIJO F.A., "Mano Robótica Inalámbrica", Tesis Pregrado, Guayaquil, Universidad Politécnica Salesiana, 2011

¹⁰ CAMERON M. H., Agentes Físicos en rehabilitación. De la investigación a la practica, 4 Ed, Barcelona, España: Elsevier, 2014

¹¹ KISNER C., L. A. Colby, Ejercicio terapéutico. Fundamentos y técnicas, 1 Ed, Barcelona: Paidotribo, 2005

alguna discapacidad. Sin embargo, la rehabilitación no está dirigida a resolver dichas patologías o deficiencias si no a los efectos provocados, desarrollando al máximo la capacidad de participar en actividades habituales en los pacientes¹².

La restricción de movilidad es una de las secuelas causadas por algunas patologías o deficiencias, limitando un segmento del cuerpo en un arco de movilidad (ADM) o inmovilizándolo por completo. Esta restricción va ligada a la extensibilidad del colágeno debido a que es la proteína de soporte de la piel, tendones, cartílago óseo y tejido conjuntivo¹³.

La mano puede llegar a tener restricción de movilidad debido a varios imprevistos, como el dolor, una lesión física, bloqueo mecánico o una lesión neural, entre otros. En algunos casos el MPC es utilizado para tratar la restricción de movilidad y otras deficiencias, por ejemplo:

- *Después de una cirugía:* MPC es utilizado en la rehabilitación de pacientes después de salir de alguna cirugía, ya sea inmediatamente o después de un tiempo establecido. Algunos estudios sobre el uso de MPC han demostrado efectos positivos sobre la cicatrización de los tejidos blandos, hinchazón, hemartrosis y la movilidad articular. De modo que es eficaz en la prevención del desarrollo de rigidez excesiva y edema ^{14 15}.
- *Enfermedad neurológica:* MPC es utilizado para prevenir la pérdida de la movilidad después de un traumatismo cerebral. Por ejemplo, impidiendo o limitando la formación de puentes cruzados o contracturas debido al desuso de la mano y con ayuda de algunos dispositivos visuales y electrónicos ayudar en el proceso de neuroplasticidad¹⁶.

¹² CAMERON M. H., Op. Cit.

¹³ Ibíd.

¹⁴ SCHWARTZ, D. CHAFETZ, R. Continuous Passive Motion after Tenolysis in Hand Therapy Patients: A Retrospective Study. Journal of Hand Therapy, 21(3), pp.261-267.2008

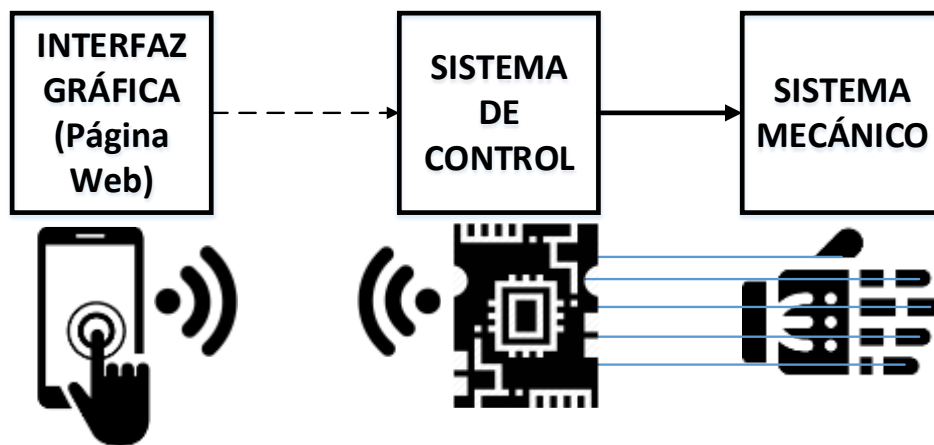
¹⁵ ONDERKO L. and REHMAN S., "Treatment of Articular Fractures with Continuous Passive Motion", Orthopedic Clinics of North America, vol. 44, no. 3, pp. 345-356, 2013.

¹⁶ CAMERON M. H., Op. Cit.

2.2 PROPUESTA: DESARROLLO DE UN MODELO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL PARA TERAPIAS DE REHABILITACIÓN

La Fig. 2 presenta el diagrama de bloques general del prototipo encargado de realizar terapias de rehabilitación de mano, compuesto por tres etapas principales: interfaz de usuario, sistema de control y sistema mecánico.

Figura 2. Diagrama general del prototipo desarrollado.



- *Interfaz gráfica:* El equipo está compuesto por una interfaz gráfica donde se selecciona el tipo de movimiento para la terapia de rehabilitación. La interfaz gráfica es desarrollada en una página web y puede ser usada en un celular, computador o Tablet con conexión a internet. Desde la interfaz se puede seleccionar movimientos en la mano como: Flexión y extensión de dedos, apertura y cierre de mano, y movimiento de pinza.
- *Sistema de control:* El sistema de control se basa en un control de posición de las piezas encargadas de ejecutar el movimiento sobre los dedos. El sistema de actuación está compuesto por 5 motor-reductores controlados mediante dispositivos puente H y 5 encoders magnéticos encargados de determinar la cantidad de revoluciones ejecutadas por el motor. Esto con el fin de ejecutar y verificar la posición correcta de las piezas de la Fig. 3. Permitiéndole al sistema realizar movimientos controlados y acordes a la terapia de rehabilitación. El

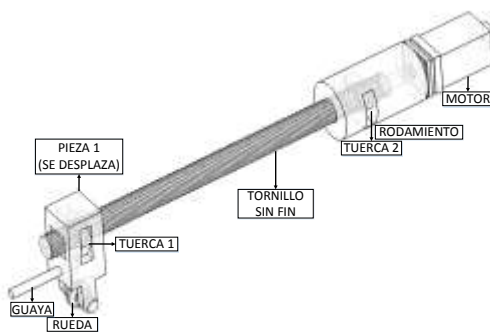
sistema de control es independiente para cada uno de los dedos de la mano derecha.

- *Sistema mecánico:* Está compuesto por un soporte como guía de 5 mecanismos encargados de convertir el movimiento rotacional de los motor-reductores a un movimiento lineal. Esto con el objetivo de desplazar una guaya que permite transmitir el movimiento y fuerza a cada una de las falanges distales, para realizar movimientos de apertura y cierre de dedos. Adicionalmente, está compuesto por un guante de tela que se encarga de cubrir la mano y guiar el movimiento de las guayas hacia el punto de aplicación de la fuerza.

2.3 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

2.3.1 Sistema Mecánico. El sistema mecánico convierte el movimiento rotacional del motor-reductor a un movimiento lineal, mediante el modelo de tornillo sin fin - motor de la Fig. 3.

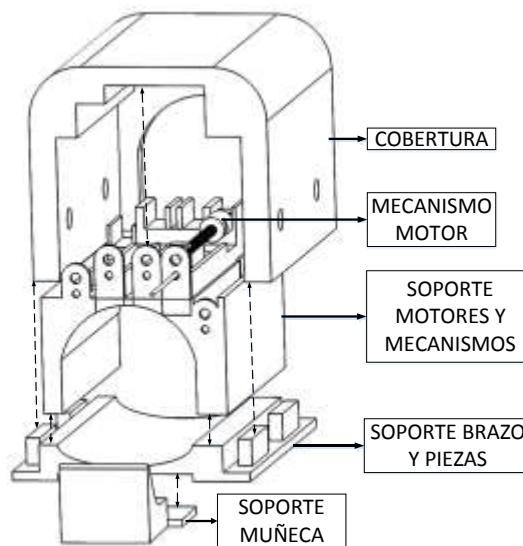
Figura 3. Mecanismo de desplazamiento de la guaya.



La pieza definida como Rodamiento tiene la función de unir el tornillo sin fin con el motor-reductor. La pieza 1 tiene una cavidad donde se incorpora la tuerca 1 con el objetivo de permitir el giro del tornillo sin fin a través de la pieza, y así

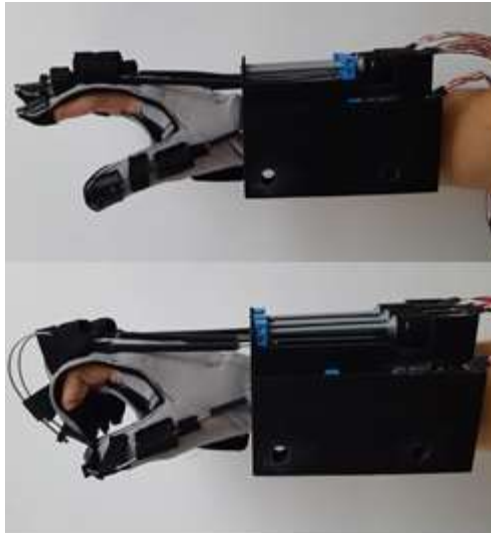
cuando el motor se encuentre en movimiento, la pieza 1 se desplace a través del tornillo junto con la guaya para transmitir la fuerza y movilidad a las falanges distales. De este modo se generan movimientos de flexión y extensión en los dedos. Adicionalmente, la pieza 1 posee una rueda en la parte inferior para permitir el desplazamiento con menor fricción sobre la superficie de apoyo. A cada dedo de la mano derecha le corresponde un mecanismo como el de la Fig. 3.

Figura 4. Soportes brazo, muñeca y mecanismos.



La Fig. 4, es la estructura encargada de servir como soporte al mecanismo de la Fig. 3 y diseñado para ser ubicado entre la muñeca y el antebrazo. Este diseño e implementación es desarrollado para guiar el desplazamiento de las piezas y dirigir de forma correcta la aplicación de la fuerza hacia los dedos. También es desarrollada una cobertura encargada de cubrir los mecanismos y los motores, y en la parte inferior el soporte sirve para ubicar el brazo y ajustar las piezas de la parte superior.

Figura 5. Guante exoesqueleto implementado.



Finalmente, se diseña e implementa el guante encargado de unir el sistema de guayas con la mano del paciente. El guante consiste en un recubrimiento de tela sobre el dorso y los dedos, el ajuste del guante se hace únicamente en la palma de la mano y las falanges distales. La pieza encargada de aplicar la fuerza en los dedos es la guaya, la cual es guiada sobre los dedos para finalmente llegar al punto de aplicación de la fuerza, las falanges distales. A medida que la pieza 1 se desplaza hacia adelante la guaya se va doblando y así va ejecutando el movimiento de flexión en el dedo, ahora cuando la pieza 1 se mueve hacia atrás, la guaya se empieza a estirar permitiendo que el dedo quede extendido. Este proceso es el observado en la Fig. 5 del prototipo mecánico implementado.

2.3.2 Sistema de Control: A partir del sistema mecánico diseñado se desarrolla un sistema de control enfocado principalmente en el control de posición de la pieza 1 de la Fig. 3, mediante la verificación de la cantidad de revoluciones ejecutadas por los motor- reductores. Del mecanismo de la Fig. 3 se establece que cada revolución del motor-reductor equivale a una revolución en el tornillo sin fin, en el cual un giro hace que la pieza 1 se desplace la distancia que existe entre diente y diente del tornillo sin fin. El desplazamiento de la pieza 1 determina como

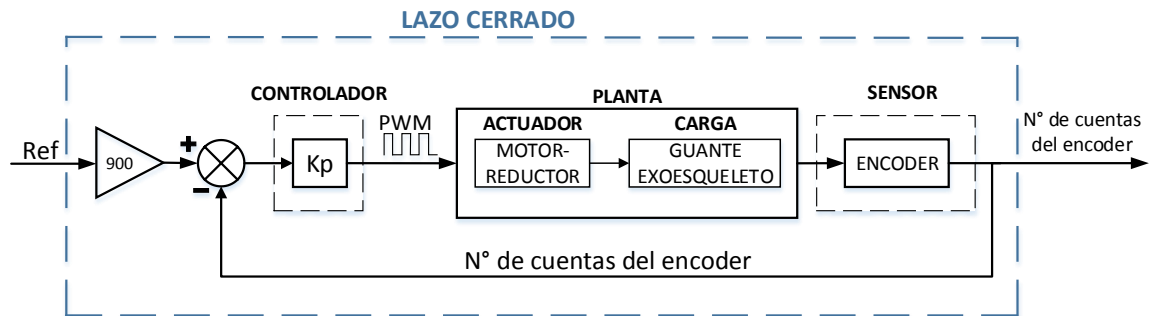
se mueve el dedo, de este modo el número de vueltas realizadas por el motor o tornillo sin fin determina cuanto se cierra o abre el dedo.

$$\#Vueltas-motor = \#Pasos\ del\ tornillo \quad (1)$$

La referencia del sistema de control es la cantidad de vueltas del motor-reductor o la cantidad de espacios entre diente y diente del tornillo sin fin, para que la pieza 1 llegue a la posición establecida como un buen movimiento de flexión o extensión del dedo. A partir de esto se hace necesario sensar la cantidad de vueltas ejecutadas por el motor mediante un encoder magnético. El encoder por cada giro del motor sensa 900 cuentas, así que en el punto de comparación se compara las cuentas del sensor con la cantidad de vueltas necesarias del motor por 900 cuentas.

Método de control:

Figura 6. Diagrama de bloques del sistema de control implementado.

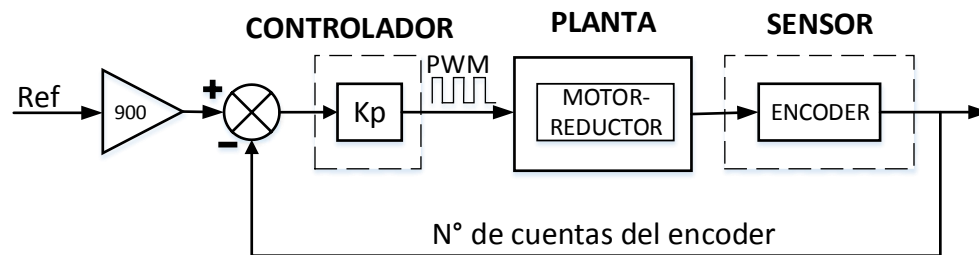


La Fig. 6 representa el sistema de control compuesto por un lazo cerrado para ejecutar el movimiento de flexión o extensión para cada dedo, es decir, existen 5 modelos. En el lazo cerrado es sensada la cantidad de cuentas generadas por el motor mediante un encoder magnético, para compararlas con el número de revoluciones establecidas como referencia y a partir de esa comparación aplicar una tensión de ciclo útil del 100 % hasta que el error entre la

comparación sea del 5 % del valor de referencia. A partir de ahí el ciclo útil de la señal de control empieza a disminuir a razón de detener el movimiento del motor y como consecuencia el movimiento del dedo. Para nuestro modelo, el motor posee una carga acoplada al eje, la que denominaremos como el mecanismo del guante exoesqueleto.

Para realizar el análisis del comportamiento del sistema total con carga, primero se realiza una caracterización de cada uno de los elementos que componen el sistema de control, partiendo del análisis del sistema sin carga de la Fig. 7.

Figura 7. Diagrama de bloques del sistema de control sin carga.



2.3.2.1. Mediciones experimentales y planteamiento teórico del sistema de control de lazo cerrado sin carga en el eje del motor: Inicialmente se propone determinar el modelo para el sistema en lazo cerrado sin carga, con el fin de establecer el comportamiento de los elementos que van a actuar sobre el exoesqueleto. Para obtener el modelo del sistema completo en lazo cerrado es necesario obtener el modelo para el motor- reductor y el encoder en lazo abierto.

El modelo de un motor DC puede ser modelado como en la ecuación 2.

Sea $M(s)$ la función de transferencia del motor-reductor.

$\Theta'(s)$: Velocidad de giro del motor.

$V(s)$: Tensión aplicada al motor.

$$M(s) = \frac{\Theta(s)}{V(s)} = \frac{K}{(Js+b)(Ls+R)+K^2} \left[\frac{RPM}{V} \right] \quad (2)$$

J: Momento de inercia del rotor.

b: Constante de fricción viscosa del motor.

Ke: Constante de fuerza electromotriz.

Kt: Constante de torque del motor. R: Resistencia de armadura.

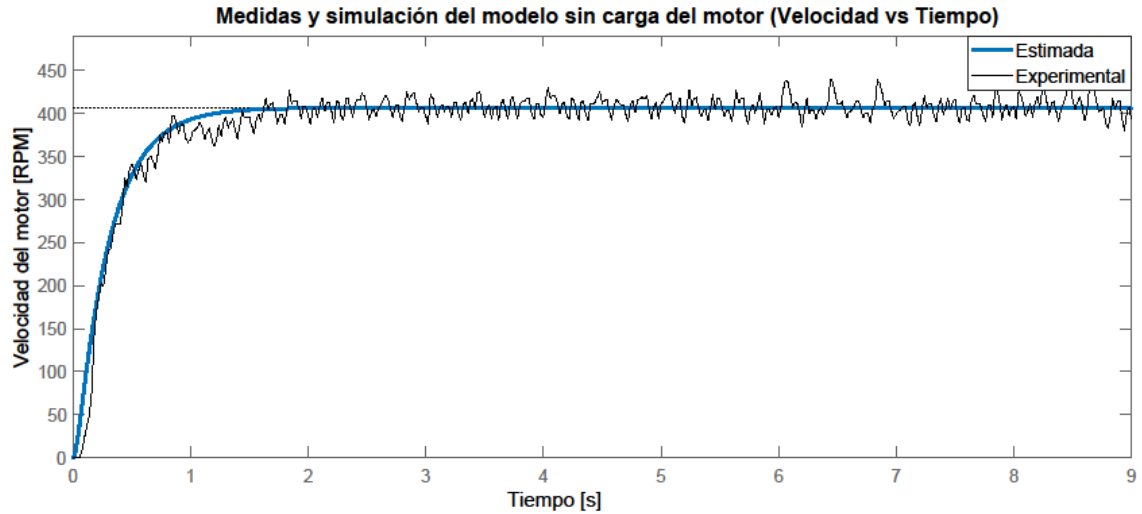
L: Inductancia de armadura.

Debido a los diferentes parámetros que posee el motor, para obtener el modelo del motor se optó por determinar la función de transferencia a partir de la herramienta de MATLAB *system identification*. Como entrada se aplicó una tensión de 6V constantes durante 6 segundos y se observa el comportamiento en velocidad a la salida del motor, con el objetivo de obtener la función de transferencia $\Theta'(s)/V(s)$. Estableciendo que la función de transferencia no tiene ceros y posee dos polos de acuerdo a la ecuación 2^{17 18}.

¹⁷ ENGIN Tutorial de control en Matlab, Universidad de Michigan, Disponible en: <http://ctms.engin.umich.edu/CTMS/index.php?aux=Activities DCmotorA>

¹⁸ LENNART LJUNG, System Identification, Segunda edición, Suiza. Prentice Hall. Inc, 1999, pp 520-536

Figura 8. Respuesta del motor ante una entrada escalón de 6V.



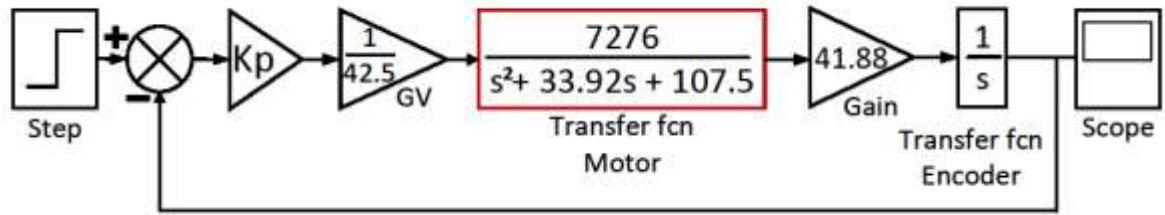
La Fig. 8 representa los resultados obtenidos de la señal experimental y la señal estimada a partir de *system identification* de MATLAB. De este modo se obtiene la ecuación 3 que representa el modelo del motor en función de (RPM/V). Con el modelo del motor es posible establecer el sistema total de lazo cerrado sin carga, como se representa en la Fig. 9 mediante un diagrama en Simulink, compuesto por el modelo del motor, el encoder como un integrador pues es el encargado de determinar la posición y una ganancia K_p encargada de controlar la respuesta del sistema¹⁹.

$$M(s) = \frac{7276}{s^2 + 33,92s + 107,5} \left[\frac{RPM}{V} \right] \quad (3)$$

A partir del diagrama de bloques implementado en Simulink de la Fig. 9 se obtiene la respuesta del sistema en lazo cerrado para diferentes K_p y es comparada con los datos

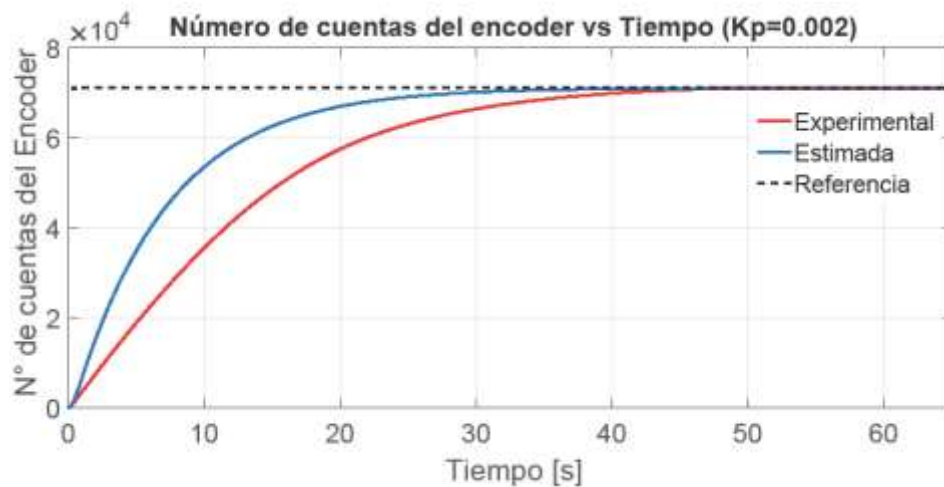
¹⁹ Ibíd.

Figura 9. Diagrama de bloques en Simulink del modelo sin carga.



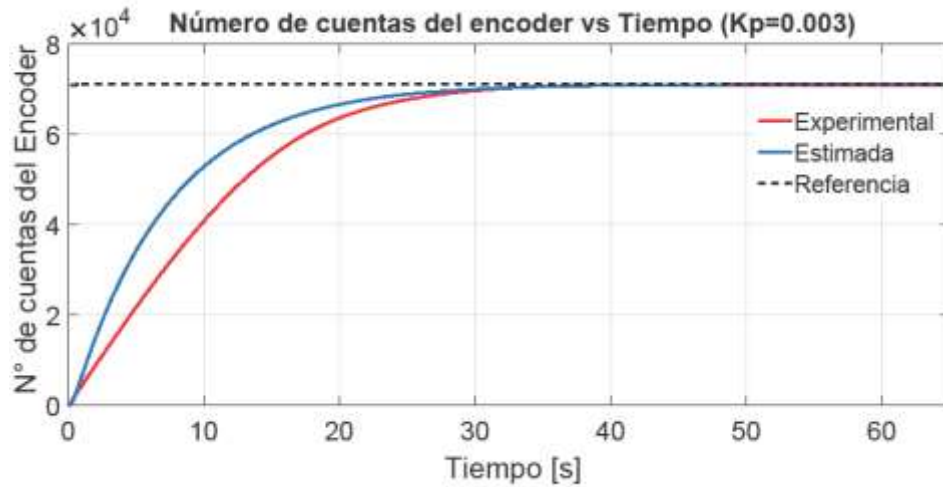
Determinados experimentalmente del sistema implementado sin carga, es decir, sin el guante exoesqueleto. Estableciendo un valor de referencia de 71000 cuentas, con $K_p=0.002$ y $K_p=0.003$, los resultados obtenidos se representan en las Fig. 10 y Fig. 11. Debido a que el sistema posee un integrador la respuesta del sistema siempre se establece en el valor definido como referencia, también se puede observar como a medida que el valor de K_p disminuye, el sistema responde más lento, estableciéndose en un tiempo mayor ²⁰.

Figura 10. Curva experimental y curva del modelo estimado en Simulink, $K_p=0.003$.



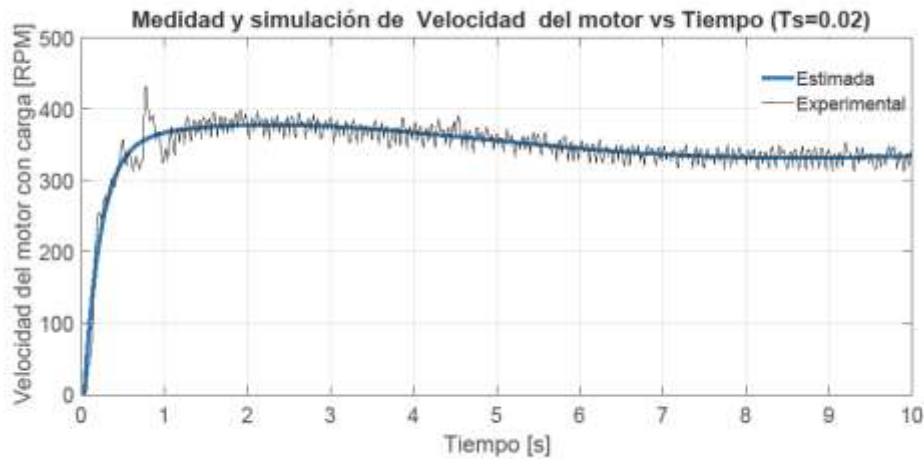
²⁰ ENGIN

Figura 11. Curva experimental y curva del modelo estimado en Simulink, $K_p=0.002$.



2.3.2.2 Mediciones experimentales y planteamiento teórico del sistema de control de lazo cerrado con carga en el eje del motor: El comportamiento del sistema de control va a depender del tipo de carga acoplada al eje del motor y la aplicación que esta posea. Para nuestro sistema la carga es el guante exoesqueleto, de acuerdo a las pruebas realizadas, es necesario que la velocidad del motor sea rápida y constante, tal que permita realizar el movimiento de cierre y apertura en un tiempo corto y de forma natural. Adicionalmente, debe poseer la fuerza suficiente para desplazar los mecanismos y el dedo a las posiciones establecidas en la tabla II. El siguiente proceso de caracterización del movimiento en el dedo corazón es el mismo para los otros dedos de la mano derecha. Para obtener el modelo motor-guante exoesqueleto, se ingresa una tensión de 6V durante 10 segundos y se observa cómo responde el motor al tener la carga acoplada en el eje. Este proceso se realiza mediante el uso de *system identification* de MATLAB, ante una entrada escalón de 6V. En la Fig. 12 se muestra que la velocidad del motor disminuye desde 410 RPM, de la Fig. 8 del modelo sin carga, a aproximadamente 340 RPM, debido al mecanismo del guante exoesqueleto acoplado al motor.

Figura 12. Velocidad experimental y estimada del motor con carga en el eje (Dedo corazón).



La Fig. 13 representa el comportamiento de cada motor acoplado al guante exoesqueleto, cuando la entrada es un escalón de 6V. Se observa que las respuestas de cada dedo tienen una tendencia similar.

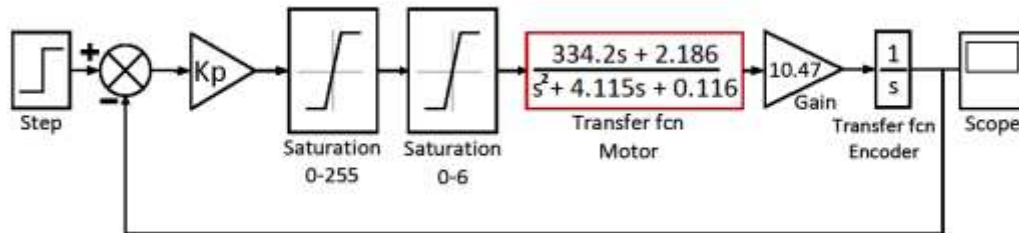
Figura 13. Velocidad de los motores con carga en el eje.



La Fig. 14 presenta el diagrama de bloques en Simulink del modelo del sistema encargado de controlar el movimiento del motor-reductor para el dedo corazón, a partir del modelo del sistema motor-guante exoesqueleto determinado mediante

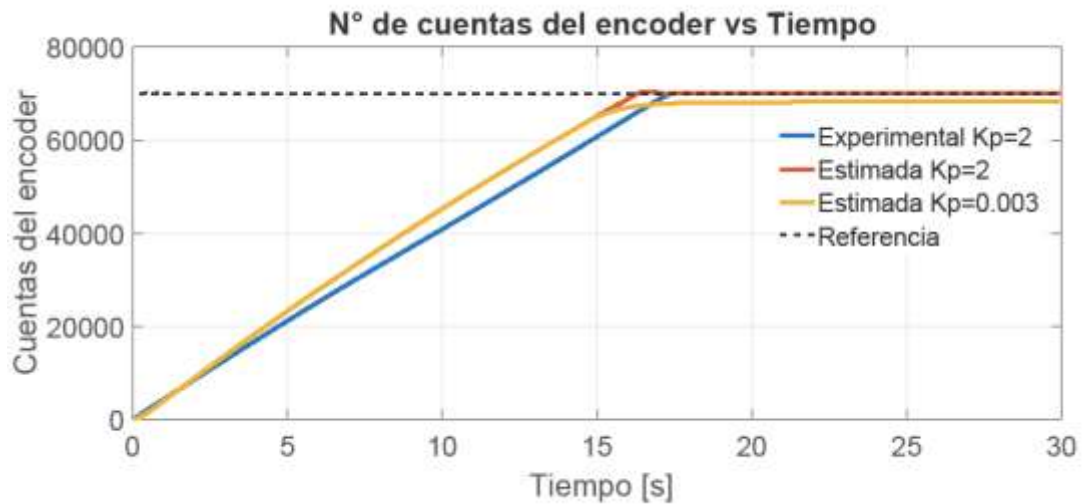
system identification. Del diagrama de bloques se observa que son utilizados dos saturadores, el primero encargado de representar la tensión de 0-255 en el microcontrolador, para luego ser convertido mediante una señal PWM en una tensión de 0-6 V que van al motor. Estos saturadores son los encargados de mantener la tensión en 6V en el motor para establecer una velocidad constante en el movimiento del dedo y así llevarlo a la posición establecida como referencia.

Figura 14. Diagrama en Simulink del lazo cerrado del sistema con el motor con carga en el eje.



La Fig. 15 presenta el valor de cuenta del encoder cuando la referencia es 70200 cuentas, es decir, 78 revoluciones en el eje principal del motor-reductor. Con $K_p=2$ la cuenta es prácticamente una rampa hasta que llega al valor de referencia, también se observa que si K_p disminuye la velocidad de llegada al punto de referencia hace que el sistema tenga un transitorio. De este modo es posible controlar que la parada del motor sea lenta o muy rápida dependiendo del valor de K_p .

Figura 15. Cuenta del encoder para el movimiento del dedo corazón.



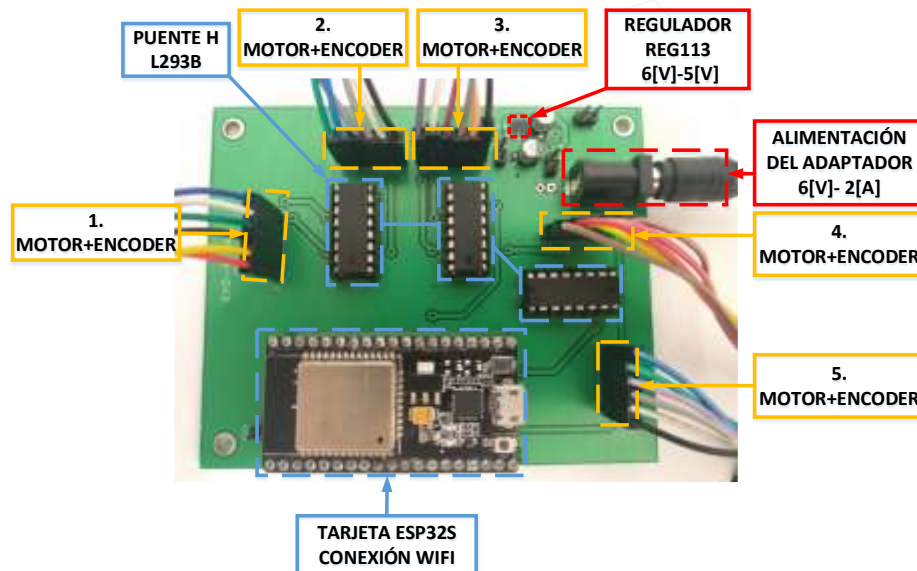
La tabla 2 presenta los valores establecidos como referencia para cada uno de los dedos y los valores de K_p necesarios para los movimientos de flexión y extensión, ejecutados de acuerdo a los rangos permitidos por el sistema mecánico y de control.

Tabla 2. Parámetros del sistema de control para cada dedo.

Dedo	Referencia	K_p
Meñique	74 Revoluciones 66.600 Cuentas	3
Anular	77 Revoluciones 69.300 Cuentas	4
Corazón	78 Revoluciones 70.200 Cuentas	3
Índice	79 Revoluciones 71.100 Cuentas	3
Pulgar	58 Revoluciones 58.2000 Cuentas	4

2.3.3 Sistema Electrónico

Figura 16. PCB implementada para el de control del guante exoesqueleto.



La Fig. 16 representa el circuito electrónico implementado, encargado de la funcionalidad del guante exoesqueleto. El sistema electrónico permite unir el sistema de software, hardware electrónico y acoplarlo con el sistema mecánico. De acuerdo a las necesidades del prototipo se seleccionaron los siguientes elementos electrónicos:

- 5 Motor-reductores 75:1.
- 5 Encoders magnéticos.
- 3 puente H L293B.
- Tarjeta NODECUM-ESP32S.
- Regulador REG113 6V-5V Adaptador para alimentación de 6 V.

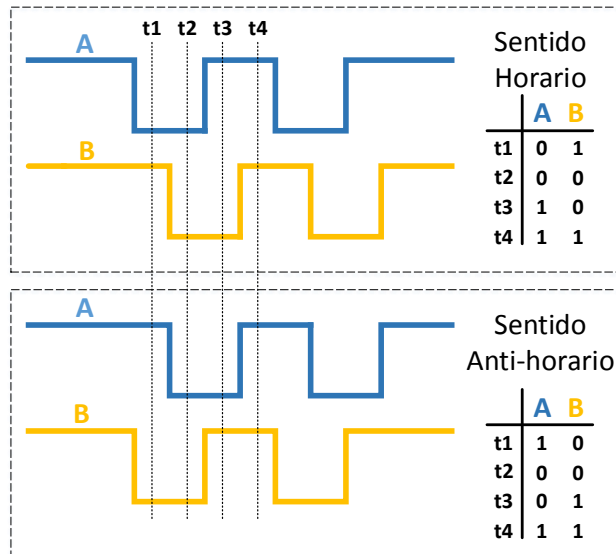
Para cada dedo existe un motor-reductor encargado de controlar el movimiento de los dedos de la mano derecha.

2.3.3.1 Microcontrolador: Es el cuerpo del dispositivo electrónico encargado de ejecutar el sistema de control, generar las señales de control, realizar las lecturas de los 5 encoders y permitir la conexión a internet con la interfaz gráfica. Esto es posible debido a múltiples periféricos que posee la tarjeta ESP-32S y a su frecuencia de reloj de 80MHz. Para la aplicación se utiliza de la tarjeta, 5 GPIOs encargados de generar las señales PWM, 10 GPIOs los cuales determinan en parejas el sentido de giro de los motores y 10 GPIOs que leen las señales generadas por los encoders magnéticos. En total se hace uso de 25 GPIOs de entrada y salida para el control del guante exoesqueleto ²¹.

2.3.3.2 Motorreductor-encoder: El motor-reductor es el encargado de ejecutar el movimiento sobre la pieza de la Fig. 3. De acuerdo a las pruebas realizadas sobre el sistema mecánico se seleccionó un motor con una reducción de 75:1, ya que permite realizar movimientos suaves y con la fuerza necesaria para la apertura y cierre de los dedos. Adicionalmente, el motor tiene acoplado un encoder magnético que permite contar las revoluciones realizadas por el eje extendido del motor, en el cual 900 cuentas del encoder en el eje extendido equivalen a 1 revolución en el eje principal del motor. El encoder genera dos señales A y B, las cuales se procesan para determinar la cuenta por parte del eje extendido del motor. La Fig. 17 muestra que las señales del encoder tienen un desfase de acuerdo al sentido de giro del motor, para realizar el proceso de cuenta se analizan en un ciclo cuatro estados de las señales A y B, para determinar si se ha generado un valor de cuenta y el sentido en el cual es ejecutado el movimiento del motor.

²¹ POWELL J., GENE F. Franklin and WORKMAN Michael L., Digital control of dynamics systems, second edition, Estados Unidos, Addison- Wesley publishing company, 1980, pp 6-11

Figura 17. Señales del encoder magnético.



Cada puente H permite el control del movimiento de 2 motores, en la implementación se utilizan 2 puente H I293B completos y 1 medio, en el cual se controla el sentido de giro y la velocidad del motor mediante las señales transmitidas por la ESP32S.

2.3.3.3 Sistema de Alimentación: Para el sistema de alimentación se utiliza un adaptador de 6V a 2A para alimentar directamente los puentes H y los encoders de los motores. También, se utiliza un regulador de 6V-5V de referencia REG113 encargado de alimentar la tarjeta ESP-32S a 5V.

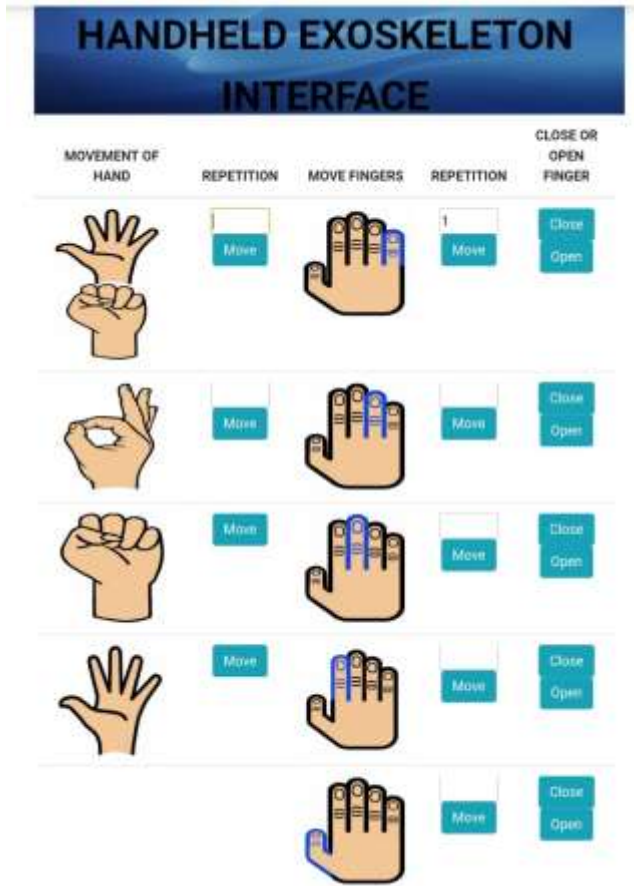
Tabla 3. Consumo aproximado de cada uno de los dispositivos del circuito.

Dispositivo	Corriente [mA]	Tensión [V]
Puente H Alimentación Digital	0 - 40	6
Puente H Alimentación VSS	0 -24	6
Motor-Encoder Por motor	270	6
Esp32	200	5

2.3.4 Interfaz de usuario: La interfaz gráfica está enfocada principalmente en aplicaciones IoT, en el cual la interfaz es desarrollada en una página web mediante la implementación de lenguaje HTML en la tarjeta ESP32S con conexión WiFi.

La interfaz gráfica está compuesta por botones encargados de enviar al dispositivo electrónico acciones de apertura y cierre de los dedos, apertura y cierre de mano, y un movimiento de pinza. La Fig. 18 es la representación de la interfaz gráfica desarrollada para el control de movimiento de los dedos. Cuando es seleccionado un botón, mientras se realiza el movimiento no se puede hacer uso del botón ya seleccionado, cuando ha terminado de ejecutarse la acción elegida, el botón puede ser nuevamente usado.

Figura 18. Interfaz de Usuario



Para acceder a la interfaz gráfica en la página web es necesario conocer la IP generada por la ESP32, el manejo de la página web del guante exoesqueleto es permitido siempre y cuando el operario se encuentre conectado al mismo punto de acceso de WiFi al que está conectado la tarjeta ESP32S.

2.4 VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO DEL GUANTE EXOESQUELETO

La tabla 4 presenta las pruebas realizadas para verificar la funcionalidad del prototipo para diferentes movimientos con varias repeticiones, en el cual se ejecuta apertura y cierre de cada uno de los dedos. En la tabla también se

adjunta el tiempo que se demora el dedo en llegar a la posición establecida como referencia en la flexión y la extensión.

Tabla 4. Pruebas de funcionalidad del exoesqueleto sobre cada dedo

Nombre	Número de Pruebas	Número de aciertos	Tiempo Flexión [s]	Tiempo Extensión [s]
Pulgar	5	5	15.45	12.30
Índice	5	5	17.50	17.50
Corazón	5	5	17.63	15.67
Anular	5	4	24.35	15.80
Meñique	5	5	18.27	18.39

En el siguiente link, se puede observar la funcionalidad del prototipo desarrollado:

<https://youtu.be/axNMFA1HnO8>

3. CONCLUSIONES

Desarrollamos un guante exoesqueleto para terapias de rehabilitación de mano, basado en el movimiento pasivo continuo, para personas que no tiene movilidad en la mano. En el prototipo implementamos un sistema de control encargado de ejecutar movimientos de flexión y extensión de los dedos, apertura y cierre de mano, y movimiento de pinza. El desarrollo del sistema de control se basa principalmente en pruebas experimentales sobre el sistema mecánico desarrollado, en el cual se establece un sistema de control de posición de motores, encargado de ejecutar el movimiento en las piezas que transmiten el movimiento a los dedos. Adicionalmente, el guante puede ser controlado desde una interfaz gráfica desarrollada en una página web para seleccionar el tipo de movimiento de la mano en rehabilitación.

4. RECOMENDACIONES

Se presentan algunas recomendaciones con el fin de mejorar el prototipo propuesto.

1. En el sistema mecánico es recomendable realizar un estudio dinámico y cinemático del sistema, por ejemplo de las fuerzas aplicadas a cada uno de los dedos, para obtener parámetros que permitan optimizar el modelo desarrollado.
2. De acuerdo al progreso o estado en que se encuentra la mano del paciente es recomendable aumentar o disminuir la velocidad del movimiento, para ello sería óptimo realizar un control de velocidad del movimiento, por ejemplo, velocidad alta, media y baja.
3. Basados en la primera recomendación, al tener una adaptación mecánica mejorada sobre la mano, sería posible aprovechar los otros grados de libertad presentes en cada uno de los dedos, en especial el pulgar y así adicionar movimientos circulares, laterales, entre otros a la terapia.
4. Existen otros métodos terapéuticos que pueden adaptarse al guante, por ejemplo la terapia vibratoria, la termoterapia o la electroterapia, complementando así la funcionalidad del guante.

BIBLIOGRAFÍA

ALVARADO CLAVIJO F.A., “Mano Robótica Inalámbrica”, Tesis Pregrado, Guayaquil, Universidad Politécnica Salesiana, 2011.

ARIAS LÓPEZ L. A., “Biomecánica y patrones funcionales de la mano”, Morfolia, vol. 4, No 1, 2012.

CAMERON M. H., Agentes Físicos en rehabilitación. De la investigación a la practica, 4 Ed, Barcelona, España: Elsevier, 2014.

ENGIN Tutorial de control en Matlab, Universidad de Michigan, Disponible en: <http://ctms.engin.umich.edu/CTMS/index.php?aux=Activities DCmotorA>.

FUHAI ZHANG, LEI HUA, YILI FU, HONGWEI CHEN, SHUGUO WANG, Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries, Mechanism and Machine Theory, Volume 73, 2014, Pages 103-116, ISSN 0094-114X.

IQBAL, J., KHAN, H., TSAGARAKIS, N. G., & CALDWELL, D. G. A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation – Conceptualization to prototyping. Biocybernetics and Biomedical Engineering, 34(2), 2014 79–89. doi:10.1016/j.bbe.2014.01.003.

JO, I., & BAE, J. Design and control of a wearable and force- controllable hand exoskeleton system. Mechatronics, 41, 90–101. 2017 doi:10.1016/j.mechatronics.2016.12.00.

KAPANDJI A. I., Fisiología Articular, 6 Ed, Madrid: Médica Panamericana.2006

KISNER C., L. A. Colby, Ejercicio terapéutico. Fundamentos y técnicas, 1 Ed, Barcelona: Paidotribo, 2005.

LENNART LJUNG, System Identification, Segunda edición, Suiza. Prentice Hall. Inc, 1999, pp 520-536.

NEUMANN D., E. RowanKinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation Mosby Philadelphia 2002.

ONDERKO L. and REHMAN S., "Treatment of Articular Fractures with Continuous Passive Motion", Orthopedic Clinics of North America, vol. 44, no. 3, pp. 345-356, 2013.

POWELL J., GENE F. Franklin and WORKMAN Michael L., Digital control of dynamics systems, Segunda edición, Estados Unidos, Addison- Wesley publishing company, 1980, pp 6-11.

RATHORE SS, HINN AR, COOPER LS, TYROLER HA, POSAMOND WD. Characterization of incident stroke signs and symptoms: findings from the atherosclerosis risk in communities study. Stroke 2002; 33(11):2718–21

SCHWARTZ, D. CHAFETZ, R. Continuous Passive Motion after Tenolysis in Hand Therapy Patients: A Retrospective Study. Journal of Hand Therapy, 21(3), pp.261-267.2008.