



**UNIVERSIDAD  
DEL AZUAY**

FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**“Desarrollo de una Interfaz Háptica como soporte  
a la Neurorrehabilitación de la mano derecha”**

Trabajo de graduación previo a la obtención de título de:  
INGENIERO ELECTRÓNICO

Autor:

FREDDY VINICIO QUITO BACUILIMA

Director:

Ing. Omar Alvarado Cando. Mgt

Cuenca, Ecuador


2022

# Desarrollo de una Interfaz Háptica como soporte a la Neurorrehabilitación de la mano derecha.

## Resumen

En el presente trabajo se muestra la construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo de un sistema háptico que sirve como soporte a la neurorrehabilitación de la mano derecha. Este sistema usa servomotores y galgas extensiométricas para trabajar la parte motriz y cognitiva de determinados pacientes con un grado de dificultad leve. Dicho sistema es puesto a prueba con 7 personas que no presentan dificultad de movimientos en esta extremidad y con diferentes tallas de mano, con quienes se comprobó que el sistema físico o exoesqueleto es capaz de ejercer movimientos hacia los dedos de la mano, simulando un ejercicio ocupado en una terapia física que es la extensión y flexión en cada uno de ellos. Por otro lado, para trabajar con la parte cognitiva se ha desarrollado un programa visual en Unity con el cual se busca generar un reaprendizaje de movimientos de cada dedo de la mano a partir de los movimientos producidos por la órtesis y replicados en tiempo real en dicho programa visual. La eficiencia más alta del sistema se la obtuvo con la persona de talla de mano S con un resultado del 96%.

**Palabras clave** — *Interfaz Háptica, guante háptico, estímulos/rehabilitación, DOF, Terapeuta, motriz, cognitiva, exoesqueleto.*



---

Ing. Daniel Iturralde Piedra. PhD.

Coordinador de Carrera



Firmado electrónicamente por:  
OMAR SANTIAGO  
ALVARADO CANDO

---

Ing. Omar Alvarado Cando. Mgt

Director de Trabajo de Titulación



---

Freddy Vinicio Quito Bacuilima


Autor

# Development of a Haptic Interface as a support for Neurorehabilitation of right hands.

## Abstract

This research shows the construction and performance tests of a prototype of a haptic system that serves as a support for the neurorehabilitation of right hands. This system uses servomotors and strain gauges to work the motor and cognitive part of certain patients with a mild degree of difficulty. The system was tested with 7 people who do not present movement difficulties in this extremity and with different hand sizes. It was verified that the physical system or exoskeleton was capable of exerting movements towards the fingers of the hand, simulating a physical therapy exercise, which are extension and flexion. On the other hand, to work with the cognitive part, a visual program was developed to generate a relearning of movements of each finger of the hand from the movements produced by the orthosis and replicated in real time in this vision program. The highest efficiency of the system was obtained with the person with hand size S with a result of 96%.

**Keywords** — Haptic Interface, haptic glove, stimuli/rehabilitation, DOF, Therapist, motor, cognitive, exoskeleton.



---

Engr. Daniel Iturralde Piedra. PhD.

Major Coordinator



Firmado electrónicamente por:  
OMAR SANTIAGO  
ALVARADO CANDO

---

Engr. Omar Alvarado Cando. Mg

Final Project Director



---

Freddy Vinicio Quito Bacuilima

Author



**Translated by**



---

Freddy Vinicio Quito Bacuilima

# Desarrollo de una Interfaz Háptica como soporte a la Neurorrehabilitación de la mano derecha.

Vinicio Quito

*Escuela de Ingeniería Electrónica*

*Universidad del Azuay*

*Cuenca, Azuay, Ecuador*

quito17@outlook.com

**Resumen**—En el presente trabajo se muestra la construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo de un sistema háptico que sirve como soporte a la neurorrehabilitación de la mano derecha. Este sistema usa servomotores y galgas extensiométricas para trabajar la parte motriz y cognitiva de determinados pacientes con un grado de dificultad leve. Dicho sistema es puesto a prueba con 7 personas que no presentan dificultad de movimientos en esta extremidad y con diferentes tallas de mano, con quienes se comprobó que el sistema físico o exoesqueleto es capaz de ejercer movimientos hacia los dedos de la mano, simulando un ejercicio ocupado en una terapia física que es la extensión y flexión en cada uno de ellos. Por otro lado, para trabajar con la parte cognitiva se ha desarrollado un programa visual en Unity con el cual se busca generar un reaprendizaje de movimientos de cada dedo de la mano a partir de los movimientos producidos por la órtesis y replicados en tiempo real en dicho programa visual. La eficiencia más alta del sistema se la obtuvo con la persona de talla de mano S con un resultado del 96%.

**Palabras clave** — *Interfaz Háptica, guante háptico, estímulos/rehabilitación, DOF, Terapeuta, motriz, cognitiva, exoesqueleto.*

## I. INTRODUCCIÓN

La pérdida o incapacidad de realizar movimientos a nivel de la extremidad superior para llevar a cabo las ADV (Actividades de la Vida Diaria) de manera independiente o autónoma, pueden ser producidas por lesiones neurológicas como un ACV (Accidente Cerebro Vascular), o simplemente por lesiones repentinas como fracturas de la muñeca producidas por caídas, golpes directos o por realizar fuerzas anormales. Para lo cual dicha extremidad superior necesita ser tratada mediante la rehabilitación física, y de esta manera poder tener una correcta recuperación de sus movimientos, mejorando precisamente la condición de determinado sujeto [1-3].

Actualmente, para llevar a cabo la rehabilitación física de un miembro afectado como la mano, en muchos países aún se ocupan métodos o herramientas manuales, pasivas y monótonas. Esto afecta en los tiempos de la terapia que pueden ser muy extensas y en ocasiones la mejoría de la condición no es satisfactoria [4].

Según el artículo titulado “Towards a wearable hand exoskeleton with embedded synergies” [5], es necesario implementar una herramienta que brinde un apoyo a la

rehabilitación física tradicional, la cual debe tener la capacidad de simular determinados ejercicios propuestos en este tipo de tratamientos. Como realizar una rutina de movimientos de extensión y flexión en cada uno de los dedos de la mano con el objetivo de mejorar la función de agarre y liberación de determinados objetos tales como un vaso o una cuchara [6].

Hoy en día los avances en cuanto a dispositivos hápticos que brindan un apoyo a una rehabilitación física, para efectuar ejercicios de extensión y flexión han tenido una gran evolución. A partir del desarrollo de órtesis que poseen mecanismos que permiten una realimentación de fuerzas, y que además este tipo de sistema físico puede trabajar con un entorno virtual y/o visual [7-12].

Ante lo expuesto surge la interrogante ¿es posible que un dispositivo electrónico que trabaja con un sistema háptico pueda ser capaz de brindar un soporte para la fisioterapia?, considerando que a través de la órtesis se puede transmitir movimientos a los dedos de la mano y que además con la ayuda de sensores se puede replicar estos movimientos y visualizarlos en una simulación digital.

En la Universidad del Azuay con la finalidad de brindar una respuesta a la hipótesis planteada se presenta el desarrollo de una nueva herramienta la cual consiste en crear un prototipo electrónico que sea capaz de brindar soporte al fisioterapeuta, utilizando las bases de la tecnología háptica, con el propósito de trabajar la parte motriz y cognitiva.

El prototipo desarrollado radica en la creación de un sistema háptico con exoesqueleto que permite trabajar conjuntamente con un programa visual, el mismo consiste en realizar movimientos de extensión y flexión independientes a cada uno de los dedos de la mano derecha, a través de sus actuadores que se encuentran en la órtesis. Paralelamente este trabajo será simulado en tiempo real en el programa visual con la ayuda de los sensores flexibles que perciben el ángulo de curvatura según sea el movimiento del dedo.

El presente artículo cuenta con los siguientes apartados: sección II, donde se recopila y ordena información documental referente a los distintos dispositivos electrónicos que brindan ayuda en la

rehabilitación física. La sección III, establece los dos tipos de sistemas más utilizados en rehabilitación física. Sección IV, se da a conocer a través de la investigación aplicada y cuantitativa el proceso de elaboración y desarrollo del prototipo que servirá como herramienta adicional en la fisioterapia. Sección V, donde se presenta una tabla de calificaciones cuantitativas realizadas a las personas de prueba. Finalmente, sección VI, la cual contendrá el análisis del prototipo propuesto.

## II. Estado del arte

La importancia de realizar rehabilitación física mediante una nueva herramienta electrónica se ve reflejada en los resultados finales para lo cual en el artículo de aplicación práctica titulado “Analysis of relative displacement between the HX wearable robotic exoskeleton and the user's hand” [12], proponen implementar un dispositivo electrónico portátil lo suficientemente robusto que ayuda al tratamiento de un miembro superior como la mano. En este artículo de igual manera se da a conocer las limitaciones que puede tener un exoesqueleto al momento de proceder en la rehabilitación, las mismas que son provocadas por ajustes mecánicos o de calibración, así como también por la elasticidad que tiene la piel [12].

En el artículo de aplicación práctica titulado “Design and testing of an under-actuated surface EMG-driven hand exoskeleton” [13], muestra la construcción de un exoesqueleto que trabaja con señales externas de control de EMG (electromiografía). La comprobación del funcionamiento de todo el exoesqueleto propuesto en este artículo ha sido puesta a prueba en sujetos que no tienen dificultades de movimiento en los dedos de la mano.

Otro diseño de prótesis que ocupa EMG como señal externa es la del artículo práctico titulado “Diseño e implementación de un módulo electromecánico para la rehabilitación física de la mano derecha afectada como secuela de un ataque cerebrovascular” [1]. En donde resaltan la importancia de trabajar con este tipo de señales, puesto que son el mejor método, según el artículo, para conseguir una detección de intencionalidad y reconocimiento de patrones de movimiento.

Por otra parte, en el artículo práctico titulado “A Virtual Reality Based Exercise System for Hand Rehabilitation” [14], tratan de introducir otro método de ayuda para lidiar con la rehabilitación física, el cual es trabajar con realidad virtual. Este sistema tiene la capacidad de entrenar la flexión de los dedos y trabaja paralelamente con un terapeuta en remoto. Además, este método implementa una base de datos para cargar toda la información del avance y resultados de cada sesión otorgada, con esta técnica, según el artículo, se puede prevenir un deterioro neurológico de una lesión.

En otro documento de aplicación práctica titulado “The Rutgers Master II-ND force feedback glove” [10], el

cual mezcla estas dos propuestas anteriores busca beneficiar a los pacientes que necesitan una rehabilitación física mediante actuadores neumáticos mucho más robustos y colocados en la palma de la mano, cabe recalcar que este documento muestra un rediseño de una construcción anterior a esta versión.

El documento de aplicación práctica titulado: “Interfaz háptica tipo guante con realimentación vibratoria” [7], muestra otra interfaz háptica en donde trabaja un sistema físico con realidad virtual, el objetivo principal de este sistema es brindar ejercicios de agarre de objetos mucho más robustos como un vaso, esta acción se la realiza ejerciendo la fuerza con el dedo pulgar y los dedos índice medio y anular. Dicho sistema tiene la capacidad de soportar hasta 100 N, ayudando así a mejorar la coordinación y movimientos de la extremidad comprometida [7].

Los sistemas propuestos por los artículos anteriores tienen un alto costo, en el documento titulado: “Extra robotic thumb and exoskeleton robotic fingers for patient with hand function disability” [6], trata de incluir a la sociedad un diseño ergonómico, robusto y que además tiene 6 DOF (Grados de Libertad), pero con costos mucho más reducidos, además señala que países como Estados Unidos, Reino Unido, China y países de Europa son los únicos que trabajan con este tipo de tecnología.

En toda la investigación se encuentra otro punto clave al momento de crear un prototipo o una nueva herramienta para la fisioterapia, la cual es considerar los DOF que la órtesis va a poseer [15].

Para trabajar los DOF más importantes en un exoesqueleto que brinde una ayuda para ejercer movimientos, se pueden analizar los artículos de aplicación práctica titulados “A novel soft exoskeleton glove for motor skill acquisition similar to anatomical structure of forearm muscles” y “A Two-fingered force-feedback glove using Soft Actuators” en donde explican la importancia de asemejar los DOF más significativos de una mano para replicarlos en un exoesqueleto [9] [15].

## III. Marco teórico

- a. Dispositivo electrónico tipo exoesqueleto.
- i. Diseño del mecanismo.

Para un funcionamiento óptimo del mecanismo del exoesqueleto en una rehabilitación física es necesario considerar la resistencia de material [16].

La mano es una parte cinemática muy compleja que puede ejecutar un sin número de tareas y que además se la puede considerar que tiene hasta 24 DOF [9], por lo cual al momento de diseñar y construir un exoesqueleto para la mano que ayude en la rehabilitación física, es necesario considerar una destreza y desplazamiento correcto en los dedos de la mano, caso contrario ésta puede causar lesiones con respecto a la extremidad afectada [13].

Para prevenir ciertos problemas al momento de utilizar un exoesqueleto, es necesario que el diseño de la órtesis coincida en su mayor parte con los DOF que más se ocupan en los dedos de la mano, es decir, coincidir con los rangos articulares fisiológicos.

Cabe recalcar que ciertos DOF de la mano producen pequeños rangos de movimiento o implican pequeñas fuerzas de actuación por lo que al momento de realizar el diseño se puede omitir estos DOF o mantenerlos pasivos [15].

Además, para poder ocupar una herramienta de este tipo en la rehabilitación física es necesario saber en dónde se centrará la mayor fuerza de accionamiento de los actuadores[4]. En el documento titulado “Sensing and Force-Feedback Exoskeleton (SAFE) Robotic Glove” indica que la mayor fuerza que se efectúa en el momento de agarrar de ciertos objetos en la rehabilitación física se produce en las yemas de los dedos. Para lo cual el autor de este documento propone un diseño ergonómico y el mismo que centra su mayor fuerza en la yema de los dedos (Figura 1) [16].

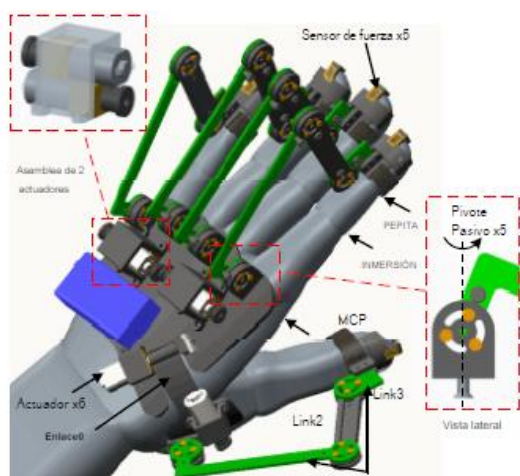


Figura 1. Modelo CAD de diseño de un exoesqueleto (exoesqueleto de detección) [16]

Al momento de realizar el diseño del mecanismo es necesario comenzar con un boceto de la prótesis en cuanto a medidas y puntos de flexión dependiendo de la mano del paciente o del individuo de estudio, dicha medición se la tendrá que realizar a cada articulación.

Posteriormente, el diseño en boceto tendrá que ser modelado en un programa del paquete CAD para poder efectuar toda la cinemática de los DOF que el exoesqueleto va a poseer [6].

ii. Control de actuadores y sensores.

Para que una órtesis sea capaz de transmitir movimientos de extensión y flexión hacia los dedos de la mano, es necesario incluir un actuador que ejecute este trabajo. El mismo necesita ser controlado desde señales externas o mediante sensores.

El microcontrolador es la parte principal de un exoesqueleto, puesto que permite procesar todos los datos obtenidos por distintos sensores y enviarlos a los actuadores que pueden ser servomotores, así de acuerdo al valor posicional que tenga un sensor resistivo una vez este sea linealizado con su respectivo circuito de acondicionamiento [8] y se obtengan los datos de los rangos en los que se va a trabajar, estos datos servirán de referencia para la posición de los servomotores [5].

Al usar un exoesqueleto para una rehabilitación física, éste permite trabajar con señales externas para el movimiento de los servomotores. Para esto se pueden usar sensores tipo brazalete como el denominado “MYO” [6], que es un sensor de EMG el cual permite medir la actividad muscular de la mano de una persona [1].

b. Dispositivo electrónico tipo guante.

i. Interfaz Háptica.

La tecnología háptica se basa principalmente en la interacción del sentido del tacto con realidad virtual a través de distintos dispositivos electrónicos (Figura 2) [14]. En el campo de la medicina se emplean este tipo de interfaces para trabajar con telerehabilitadores y teleoperadores [10], que mediante simulaciones en tiempo real éstas permiten realizar procedimientos quirúrgicos invasivos como laparoscopias [7].

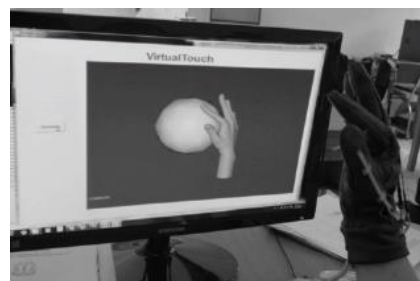


Figura 2. Manejo de la tecnología háptica para una rehabilitación física de un miembro superior [7].

ii. Entorno Virtual aplicado a la Medicina.

Al momento de crear un entorno virtual con el propósito de trabajar en la rehabilitación física se puede brindar a un paciente o individuo de prueba escenarios implementados en 3 dimensiones. Los cuales, con la ayuda de distintos dispositivos físicos como computadoras, gafas especiales, guantes hápticos (Figura 2) o auriculares dedicados se puede comunicar a dicho paciente con este nuevo entorno, de esta manera con este tipo de propuesta se puede comenzar con ejercicios o rutinas que ayuden a la rehabilitación física [7] [10].

Para llevar a cabo ciertas terapias, los especialistas de la medicina han optado por hacer uso de la tecnología de realidad virtual. Por ejemplo, utilizan dicha tecnología para la enfermedad del Parkinson, programas de entrenamiento de equilibrio y la postura, rehabilitación de extremidades (superior e inferior), entre otras [7] [8] [10] [12].

El objetivo principal de un software para una rehabilitación física a través de un guante o un exoesqueleto es permitir al paciente sentir mediante las yemas de los dedos cuando se comienza a manipular un objeto virtual, gracias a la retroalimentación que los actuadores de un exoesqueleto poseen, como se indica en la Figura 2 [10] [16].

iii. Interacción con otros dispositivos

Al momento de trabajar con un programa virtual, el cual pueda mostrar a un usuario ejercicios o rutinas para una rehabilitación física, es necesario incluir un sistema complementario físico electrónico que permita ejercer dichos movimientos en el entorno virtual o software del sistema [14].

Una de las ventajas de ocupar un entorno virtual es que este es compatible tanto con exoesqueletos [8], (Figura 3) como con guantes hápticos (Figura 2) [14].

La única diferencia de ocupar un guante háptico y un exoesqueleto es que cada uno sirve para un determinado grado de afección de un miembro afectado, así un guante únicamente puede ayudar a una rehabilitación en donde el paciente tenga una discapacidad de hasta el 30 % [11], por lo contrario, un exoesqueleto es más robusto [16] y tiene la capacidad de lidiar en terapias en donde la gravedad del caso sea hasta del 50% [12].

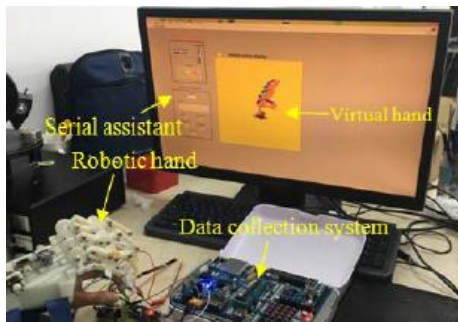


Figura 3. Exoesqueleto en interacción con un programa virtual básico para una rehabilitación física [8].

iv. Unity.

La plataforma de Unity brinda beneficios desde el campo del entretenimiento como en la creación de juegos, hasta un campo más complejo como la medicina en donde en esta misma plataforma se han creado programas en realidad virtual para comunicarlos con robots que pueden realizar teleoperaciones [17] [18].

IV. METODOLOGÍA.

El desarrollo de la interfaz háptica cuenta con los siguientes elementos: Exoesqueleto y programa visual (Figura 4).

En la Figura 5 se observa la composición de todo el sistema háptico, el cual consta de:

- a) Implementación del Hardware.
- b) Implementación del Software.



Figura 4. Diagrama de Flujo del Sistema Háptico.

a. Implementación del hardware.

La implementación del hardware (Figura 5) consta del diseño del exoesqueleto, función de servomotores y galgas extensiométricas (sensores) con sus circuitos de acondicionamiento, implementación de procesamiento de datos, funciones del sistema y control de actuadores.

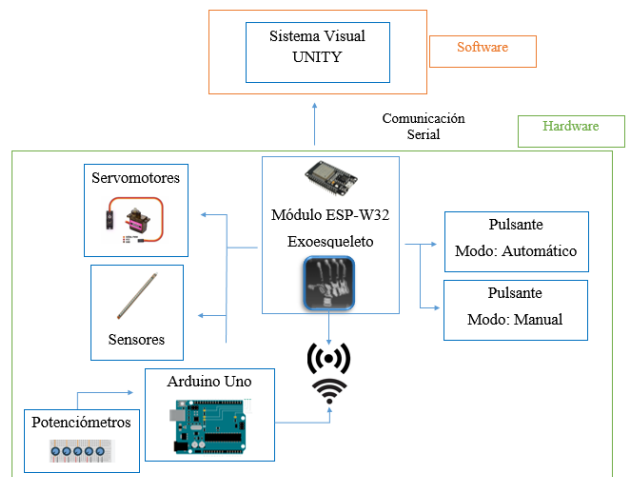


Figura 5. Diagrama de bloques del sistema háptico.

i. Diseño del Exoesqueleto

Siendo el mecanismo del sistema la parte fundamental para un correcto funcionamiento y movimiento de cada uno de los dedos de la mano, es necesario en el diseño del exoesqueleto asemejarse a los DOF más utilizados en una rehabilitación física [9].

En la página denominada “Thingiverse” en la cual se pueden encontrar varios modelos en 3D, se encontró un diseño de un exoesqueleto que permite trabajar de manera independiente cada uno de los dedos de la mano [19]. La funcionalidad que presenta este diseño es la de transmitir movimientos de los dedos a través de un exoesqueleto.

Por lo contrario, el sistema físico propuesto en este trabajo busca generar movimientos hacia los dedos de la mano a través de servomotores o actuadores implantados en el mismo. Razón por la cual, es necesario realizar modificaciones al diseño ya existente, comenzando con los soportes para los servomotores, hasta los soportes de las yemas de cada uno de los dedos de la mano.

La razón de transmitir movimientos a través de este exoesqueleto es la de generar un rango de fuerza lo suficientemente robusto para simular movimientos de flexión y extensión en cada uno de los dedos de la mano. De esta manera esta propuesta trabajará con 5 DOF.

A continuación en la Figura 6 se puede apreciar el modelado del mecanismo completo.



Figura 6. Diseño del exoesqueleto.

Las respectivas modificaciones del exoesqueleto fueron rediseñadas en el programa “3D Max”, el modelado del diseño de todas las piezas se pueden observar en el Anexo 1.

Para la construcción del exoesqueleto se utiliza una impresora 3D la cual ocupa un material de plástico denominado PLA. En la siguiente Figura 7 se puede apreciar el modelado del exoesqueleto en el programa “Cura” para la impresión del mismo.

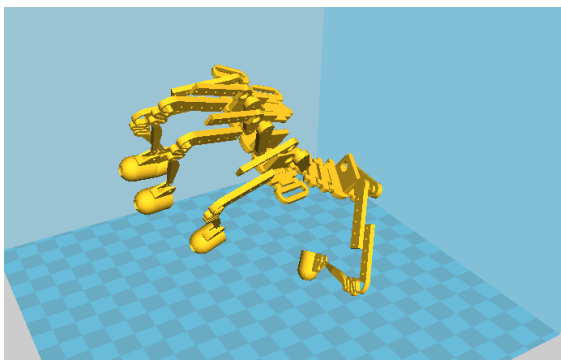


Figura 7. Exoesqueleto completo.

Previo a la impresión del diseño, se comienza con la preparación por partes del exoesqueleto, en la Figura 8 se puede observar la adecuación para la construcción del dedo índice.

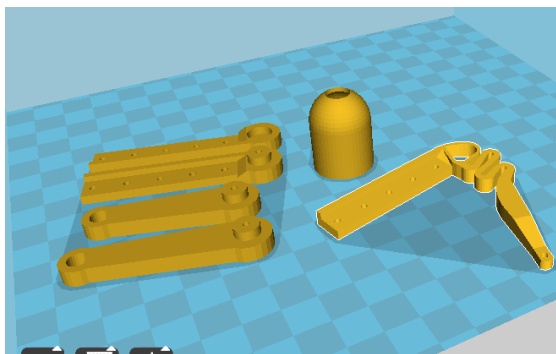


Figura 8. Modelado en cura para la impresión del dedo índice.

De igual manera se realiza la preparación para los soportes de todos los actuadores de los cinco dedos del exoesqueleto, en la Figura 9 se puede observar la unión de todos los soportes para el sistema físico.

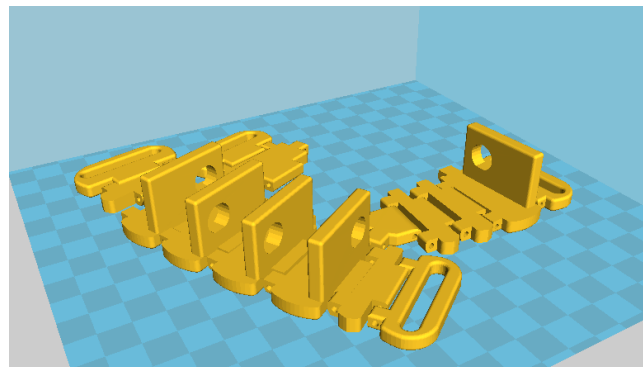


Figura 9. Soporte de los actuadores del exoesqueleto.

## ii. Función de los actuadores

El exoesqueleto cuenta con el servomotor mg90s (Figura 10), el cual cumple con la función de ejercer un movimiento en cada DOF, con el fin de transmitir esta acción hacia los dedos de la mano. El torque de estos servomotores es de aproximadamente 2 Kg $\cdot$ cm [20].



Figura 10. Pines del servomotor o actuador del exoesqueleto, mg90s.[20]

El movimiento de la posición del servomotor dependerá del ancho de pulso que se lo genere tomando en cuenta que la frecuencia de trabajo del mismo es de 50 Hz. Se debe considerar que los servomotores con los que se trabajará únicamente se pueden mover en una posición de hasta 180 grados.

## iii. Función de los sensores y sus circuitos de acondicionamiento.

Las galgas extensiométricas (Figura 11) son sensores resistivos (elementos resistivos de carbono), con la particularidad de que este tipo de sensor es flexible y de acuerdo al grado de curvatura entrega un determinado valor de resistencia [8].

La función que cumplirá esta galga extensiométrica es la de replicar los 5 DOF del sistema físico hacia el visual.



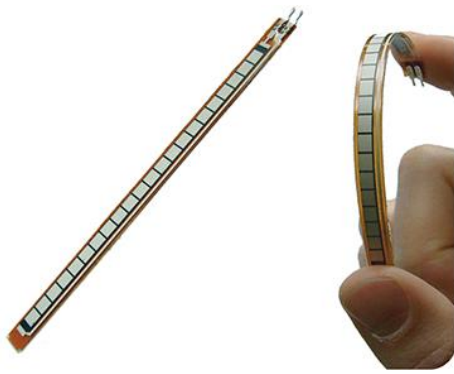


Figura 11. Galgas extensiométricas [8].

Para poder adquirir el dato de esta galga extensiométrica se debe formar un divisor de tensión como se indica en la Figura 12, el mismo que será alimentado con los 3.3 V que entrega la tarjeta del microcontrolador (módulo ESP-W32), la salida de este divisor de tensión será el ingreso del dato analógico en el mismo módulo ESP-W32.

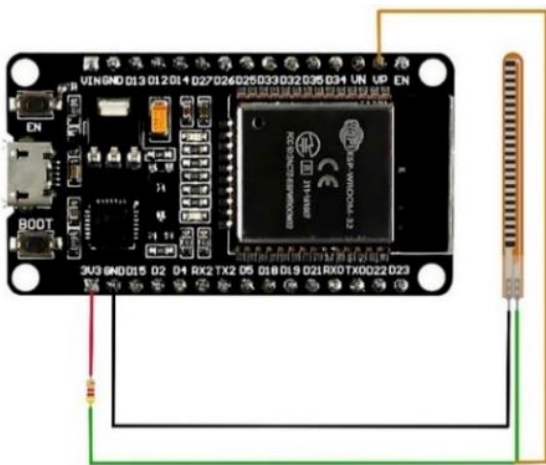


Figura 12. Circuito para linealizar al sensor flexible.

Para el correcto funcionamiento de las galgas extensiométricas es necesario realizar la linealización de cada una de estas, la lectura de los datos se la realiza a través de un pin analógico del módulo ESP-W32 hacia el computador mediante el puerto serial de Arduino.

El objetivo de linealizar cada una de las galgas extensiométricas es el de verificar el punto mínimo y máximo de trabajo, para hacer una comparación de movimientos en los ejes utilizados en la simulación.

En el Anexo 2 se puede encontrar los programas empleados para la linealización de los sensores, mismos que son basados en un ejemplo de la plataforma de Arduino que corresponde al nombre de “Analog Read Serial”.

En la Tabla 1 se puede observar los respectivos valores de linealización recopilados de cada una de las galgas extensiométricas.

Tabla 1. Tabla de resultados de los valores obtenidos de la linealización de las galgas extensiométricas.

Linealización de galgas extensiométricas		
Rango de trabajo	Límite máximo	3620
	Límite mínimo	4065
Rango de trabajo	Límite máximo	3600
	Límite mínimo	4095
Rango de trabajo	Límite máximo	3500
	Límite mínimo	3820
Rango de trabajo	Límite máximo	3680
	Límite mínimo	4095
Rango de trabajo	Límite máximo	3620
	Límite mínimo	3900

- iv. Sensores para emitir una señal externa al actuador.

Uno de los métodos para controlar los servomotores es mediante un sensor resistivo o potenciómetro el cual será el encargado de posicionar a cada uno de estos-.

Para una coordinación de posición de acuerdo al potenciómetro es necesario linealizarlo y así conseguir el rango de trabajo, el cual servirá para realizar la comparación con respecto a los movimientos de los servomotores.

En la Figura 13 se puede observar el diagrama de conexión para emitir las señales de control de movimiento de los servomotores, el cual se realiza a partir de un divisor de tensión con un ingreso de 5 V tomados de la tarjeta Arduino Uno.

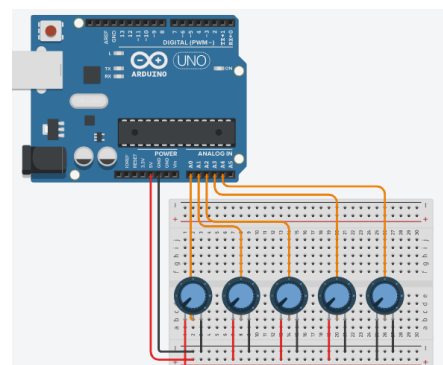


Figura 13. Diagrama de conexión de los potenciómetros para el control de los actuadores mediante un partidor de tensión.

En la Tabla 2 se pueden observar los rangos de trabajo obtenidos a través de la linealización mediante el monitor serial de Arduino (programa para linealización: Anexo 2).

Tabla 2. Valores obtenidos en la linealización de los potenciómetros.

Linealización de los potenciómetros para el control de los servomotores.		
Rango de trabajo Dedo: pulgar	Límite máximo	1023
	Límite mínimo	0
Rango de trabajo Dedo: índice	Límite máximo	1023
	Límite mínimo	0
Rango de trabajo Dedo: medio	Límite máximo	1023
	Límite mínimo	0
Rango de trabajo Dedo: anular	Límite máximo	1023
	Límite mínimo	0
Rango de trabajo Dedo: meñique	Límite máximo	1023
	Límite mínimo	0

v. Implementación de procesamiento de datos

La base de todo el sistema se encuentra en el módulo ESP-W32 el cual será el encargado de recibir y enviar toda la información procesada por las galgas extensiométricas. Además, en éste se encuentra la programación que permitirá la interacción de un sujeto de prueba con el sistema físico y visual.

Del módulo ESP-W32 se utilizarán 5 pines ADC (convertidor analógico-digital) para la lectura de las galgas extensiométricas, otros 5 que serán los encargados de enviar la señal de control hacia los servomotores y 2 pines para los pulsantes, como se indica en la Figura 14).

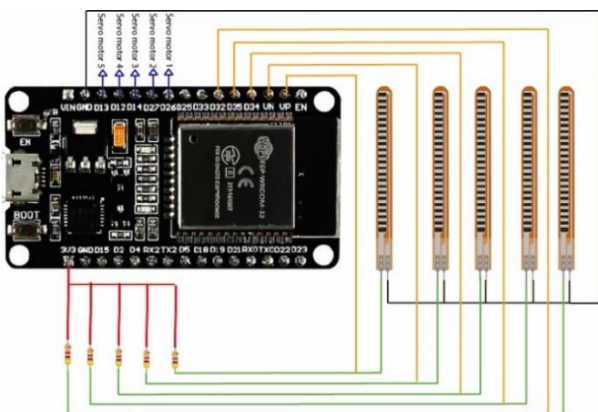


Figura 14. Circuito con puertos ocupados para los sensores y actuadores del sistema físico.

Además, este módulo posee 3 interfaces UART de las cuales se utilizará únicamente una para la comunicación con el programa en Unity.

Por otra parte, el control de posición de los actuadores será emitido desde otro módulo WI-FI que está comandado por el Arduino Uno, como se puede observar en la Figura 15. Para este caso se utilizarán 5 pines ADC para los potenciómetros y 2 pines para la comunicación con el módulo WI-FI.

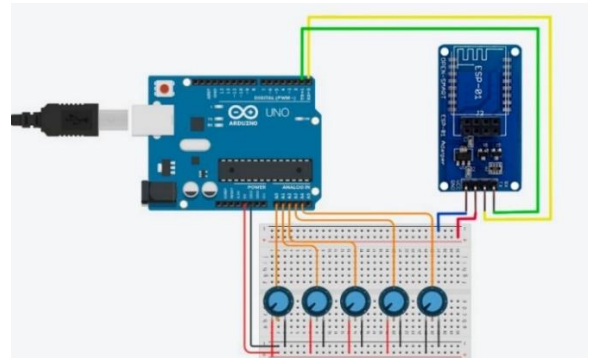


Figura 15. Circuito del controlador de los servomotores.

vi. Funciones del sistema.

En la Tabla 3 se indica las funciones que cumplen los 2 pulsantes del sistema electrónico.

Tabla 3. Funciones del sistema.

Modo Automático	Envía a los servomotores a posiciones específicas pre-guardadas en la programación del microcontrolador.
Modo Manual	Permite recibir los movimientos emitidos desde el controlador de posición de los servomotores.

vii. Control de servomotores.

El modo manual del sistema permite ejercer un control de movimientos deseados, controlado por una determinada persona o el terapeuta, quienes serán los encargados de realizar la manipulación de los potenciómetros.

La adquisición de datos para el control de los servomotores se lo realiza a partir del emisor de señales hacia el módulo ESP-W32 mediante una comunicación WI-FI (Figura 16).

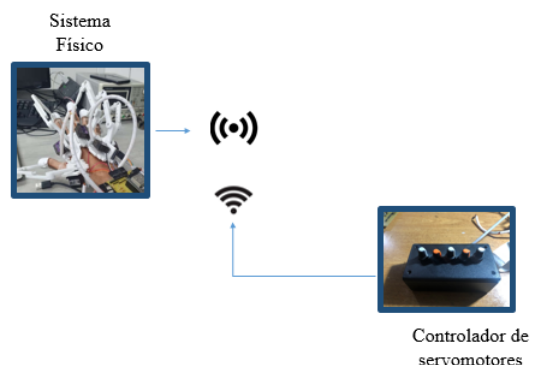


Figura 16. Comunicación para el control de los servomotores.

En el receptor (módulo ESP-W32) se analiza la señal obtenida para el control de los servomotores, la cual se puede observar en la Figura 17, que contiene información incorrecta de picos de inestabilidad inducidos por el ruido, mismos que llegan hasta aproximadamente el valor de 15 grados provocando un error a la salida del sistema y enviando al actuador a otra posición a pesar de no variar su salida, razón por la cual es necesario implementar un sistema de control o filtrado para mejorar dicha señal.

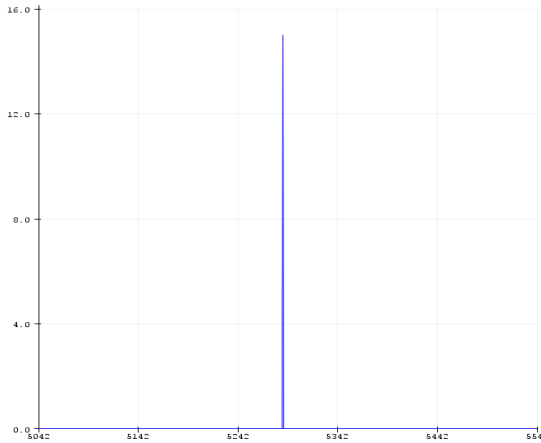


Figura 17. Muestra de la señal obtenida sin modificación en el límite inferior o posición cero.

En el Anexo 3 se puede evidenciar las 5 señales obtenidas desde el controlador de los servomotores sin ninguna filtración o sistema de control.

Para el control de los servomotores del sistema propuesto se implementa un filtro mediante software denominado filtro pasa bajo exponencial EMA (Exponential Moving Average) el cual consiste en realizar un cálculo de una media ponderada, dependiendo del número de elementos  $X_i$ , esta dispone de un factor  $W_i$  el cual realiza el cálculo globalizado (Ecuación 1) [21].

Ecuación 1: media ponderada de filtro pasa bajo EMA

$$M_{ponderada} = \frac{\sum W_i * X_i}{\sum W_i}$$

Este filtro pasa bajo permite tener una señal más suavizada (Ecuación 2), en donde  $A_n$  es el nuevo valor filtrado y  $A_{n-1}$  es el valor filtrado anterior,  $\alpha$  corresponde a un factor que puede trabajar en el rango de 0 a 1 y  $M$  el valor a filtrar.

Ecuación 2: filtro EMA (señal suavizada).

$$A_n = \alpha M + (1 - \alpha)A_{n-1}$$

En la Figura 18 se muestra una señal obtenida a consecuencia de implementar el filtro digital, la misma que es suavizada y no presenta alteraciones (ruido), además al modificar la señal desde el potenciómetro de igual manera ésta no presenta modificaciones en cuanto a su estabilización.

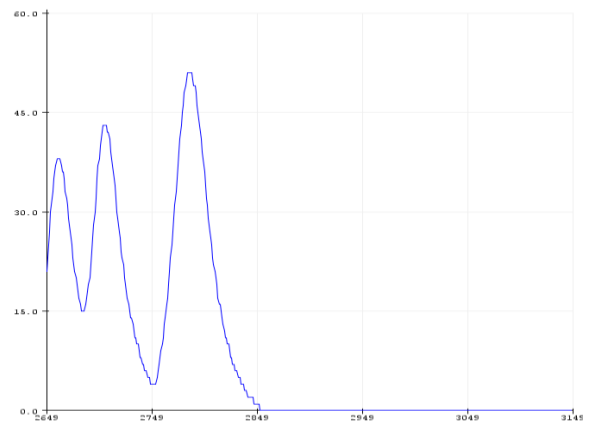


Figura 18. Primera señal de salida aplicada el filtro.

En la Figura 19 se puede evidenciar una señal de salida estática la misma que es lineal y paralela al eje de las x, lo cual indica que no existe perturbación alguna o ruido que modifique la posición del servomotor.

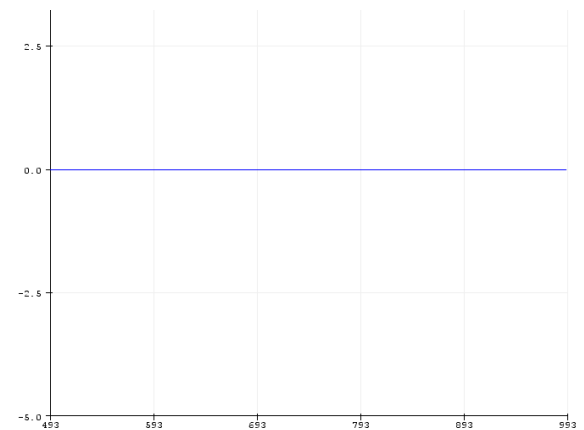


Figura 19. Primera señal de salida aplicada el filtro (emisor estático en la posición 0°).

En la Figura 20 se puede observar que en la señal de salida existe un cambio producido por el potenciómetro, la cual después de un cierto tiempo se mantiene estática sin presentar una alteración que modifique al sistema de control.

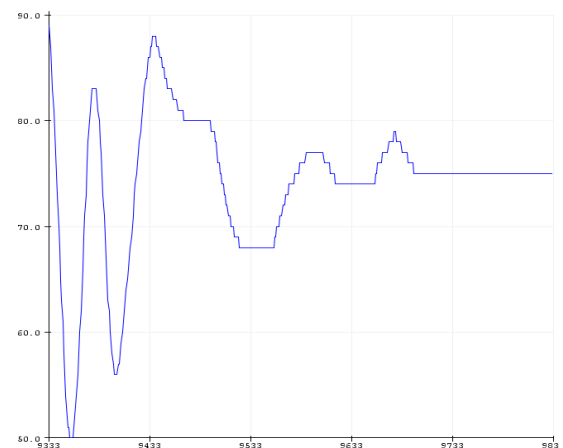


Figura 20. Segunda señal de salida aplicada el filtro.

La Figura 21 muestra el resultado de las 5 señales del controlador para los servomotores al aplicar el filtro (lado derecho).

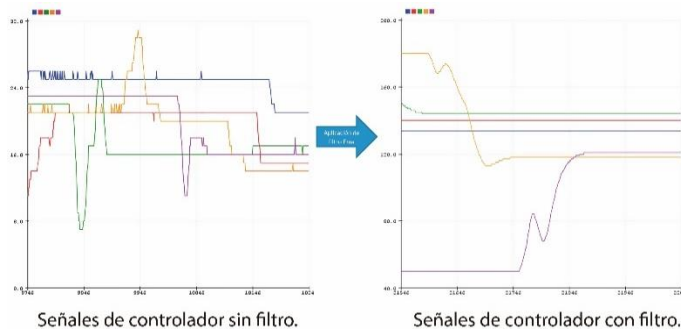


Figura 21. Efecto del filtro EMA.

b. Implementación del Software.

El programa visual cuenta con el modelado de una mano en 3D que permite simular los ejercicios realizados en el exoesqueleto.

En la Figura 22 se puede observar la interacción del sistema físico hacia el visual, que parte desde los servomotores pasando por las galgas extensiométricas hacia la tarjeta principal y mediante la comunicación se envía los datos receptados hacia el programa en Unity.

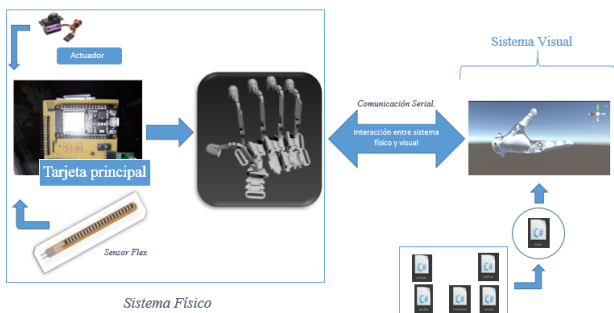


Figura 22. Interacción de sistema físico hacia el visual.

Los DOF que se trabajan en el sistema físico serán simulados en el programa visual, para lo cual es necesario separar el modelado en 5 archivos los cuales corresponden a cada dedo de la mano. Así cada uno responderá a un movimiento cuando exista una acción en su respectiva galga extensiométrica.

La creación del software para el sistema visual consta de 2 partes que son: la programación (Figura 23) y el modelado de las figuras (Figura 24).

Como se puede observar en la Figura 23 se indica la estructura del software la cual consta de una programación principal que recepta todos los datos de las galgas extensiométricas y 5 archivos de funciones para cada uno de los dedos.

La clase principal del programa base se encarga de recibir los datos obtenidos de las galgas extensiométricas y almacenarlos en una matriz. Dentro de este programa se

encuentran las variables de cada uno de los dedos de la mano con su nombre respectivo.

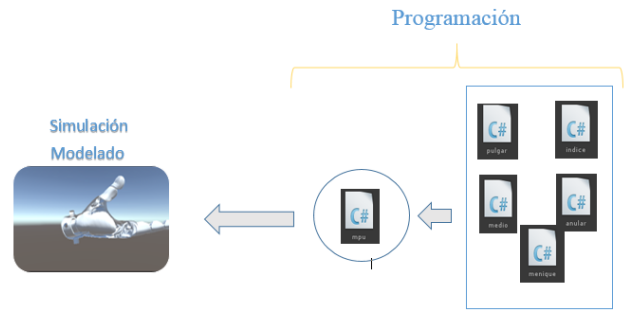


Figura 23. Creación del programa visual en Unity.

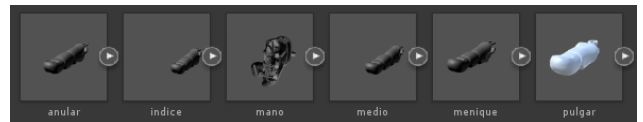


Figura 24. Partes del modelado.

La creación de las cinco funciones para cada dedo permitirá obtener el dato procesado en la clase principal para poder ubicarlo en su respectiva matriz, la cual tiene su valor posicional respecto al movimiento en el espacio del programa en Unity.

El programa final para las pruebas de funcionamiento es simulado en la misma plataforma de Unity (Figura 25).

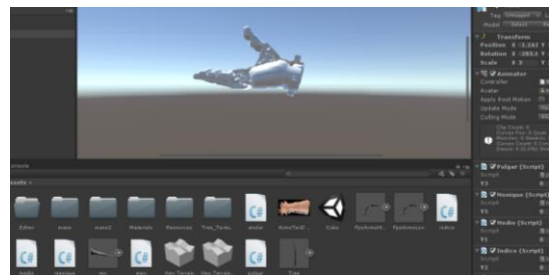


Figura 25. Programa visual en Unity.

Por último es necesario crear una comunicación la cual servirá para la integración del trabajo producido por el sistema físico hacia el sistema visual.

La configuración del tipo de transmisión de datos para comunicar el sistema físico y visual se la puede encontrar en el programa del módulo ESP-W32 (Anexo 5), en donde se especifica la velocidad y puertos ocupados.

De igual manera el receptor necesita ser configurado en su programa base de Unity (Anexo 6), en donde además de configurar los mismos parámetros del emisor, es necesario especificar el puerto de comunicación de la PC.

V. RESULTADOS

Para comenzar con las pruebas de funcionamiento es necesario tomar en consideración el rango de movimiento de cada uno de los servomotores. Siendo necesario calibrar el trabajo de inicio y posición final de cada uno de ellos.

A continuación, en la Tabla 4 se muestran los valores del rango de trabajo de cada uno de los servomotores que se encuentran en el exosqueleto, además se indica la posición de extensión (figura izquierda) y flexión (figura derecha).

Las pruebas finales se realizaron con un grupo de 7 personas que tienen movilidad propia de los dedos de la mano, 3 de ellas tienen un tamaño de mano de talla S, otras

3 con un tamaño M y una última persona con talla L, las dimensiones se puede observar en la Figura 26.

Cabe recalcar que en este punto se trata de demostrar que si una órtesis (Figura 27), es capaz de mover los dedos de una mano, para así simular los movimientos de flexión y extensión que un terapeuta emite al momento de efectuar una rehabilitación física en esta zona afectada.

Tabla 4. Calibración de los servomotores.

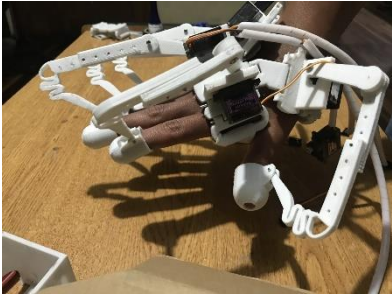
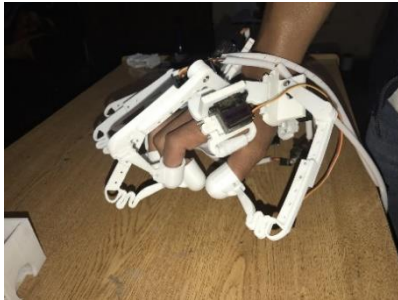
Calibración de servomotores Posición inicial y final (extensión, flexión).		
Exoesqueleto	Movimientos	
		
Dedo	Posición de los servomotores	
	Extensión	Flexión
Pulgar	95°	5°
Índice	180°	110°
Medio	180°	100°
Anular	180°	100°
Meñique	50°	180°



Figura 26. Tallas de la mano.

En la Figura 28 se puede observar la interacción del sistema final la cual consiste en trabajar la parte motriz y cognitiva del sujeto de prueba.

La propuesta de este sistema contiene 2 pulsantes que permiten ingresar a un modo automático: los cuales corresponden a movimientos en los actuadores pre-guardados en la programación y a un modo manual: el cual genera movimientos desde una señal externa.

Para dar a inicio a las pruebas finales con los sujetos de prueba se comienza con una pequeña demostración del sistema presionando el botón automático en donde este modo genera movimientos de apertura y cierre completo de

los 5 dedos. Todo con el objetivo de simular el agarre de un objeto y liberación del mismo.

Como segundo punto se procede a ingresar al modo manual en donde a partir del emisor de señales se manipulan los movimientos según se crea necesario. Esta parte simula a lo que un terapeuta podría emitir al momento de comenzar con movimientos de flexión y extensión de cada uno de los dedos.



Figura 27. Diseño del sistema para rehabilitación de los dedos de la mano derecha.

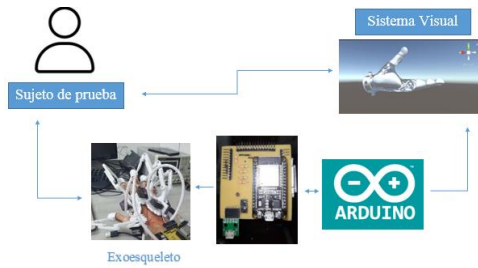


Figura 28. Interacción del sistema háptico final.

Finalmente, se realizan las pruebas de análisis con respecto al trabajo que cumple el programa visual al momento de emitir un movimiento, para lo cual es necesario mantenerse en el modo manual.

En la siguiente Tabla 5 se puede observar una calificación por parte de las personas de prueba que sirvieron de ejemplo para el presente trabajo (Figuras 29-37).

Dicha tabla contiene los datos de calificación cuantitativa del movimiento físico del sistema háptico con la órtesis y de la parte visual de todo el sistema. La modalidad de calificación de los movimientos generados por el sistema físico y el programa visual fue realizada con un puntaje del 1 al 10 considerando 1 poca movilidad y 10 una movilidad que sirva para realizar ejercicios que se practican en terapia física.

La evidencia de las pruebas realizadas a este grupo de personas mencionadas en la Tabla 5 se la puede encontrar en el Anexo 7.



Figura 29. Sistema físico en interacción con el sistema visual.



Figura 30. Participante de prueba N° 1.

De acorde a los datos obtenidos en la tabla de calificación y realizando un margen de eficiencia con un

promedio de la calificación independiente de cada uno de los dedos de la mano se obtiene la siguiente Figura 31.

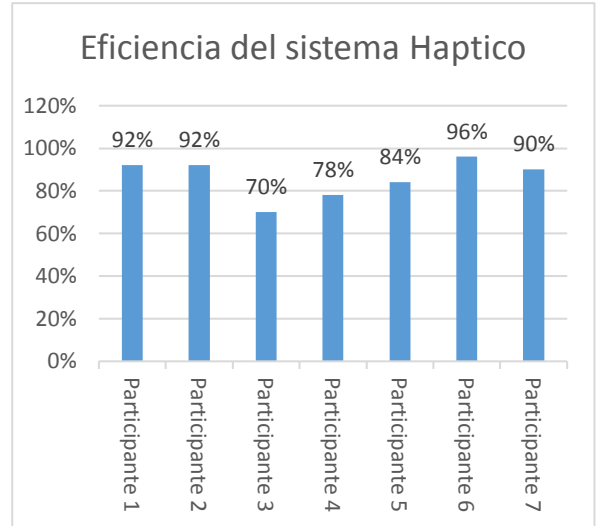


Figura 31. Porcentajes de eficiencia del sistema háptico.



Figura 32. Participante de prueba N° 2.



Figura 33. Participante de prueba N° 3.

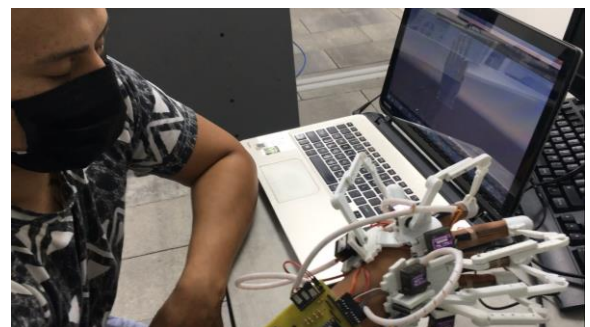


Figura 34. Participante de prueba N° 4.

Tabla 5. Tabla de calificaciones cuantitativas del sistema háptico.

Tabla de Resultados												
Evaluaciones de movimiento generado por el Sistema Físico.							Evaluaciones de movimiento generado por el Sistema Visual.					Eficiencia del sistema %
Participantes	Talla de la mano	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	
Participante 1	S	10	9	10	8	9	10	9	10	8	9	92%
Participante 2	S	10	10	10	8	8	10	10	10	8	8	92%
Participante 3	M	7	7	6	8	7	7	7	6	8	7	70%
Participante 4	M	8	8	7	8	8	8	8	7	8	8	78%
Participante 5	M	8	9	8	8	9	8	9	8	8	9	84%
Participante 6	S	10	10	9	9	10	10	10	9	9	10	96%
Participante 7	L	9	8	9	10	9	9	8	9	10	9	90%



Figura 35. Participante de prueba N° 5.

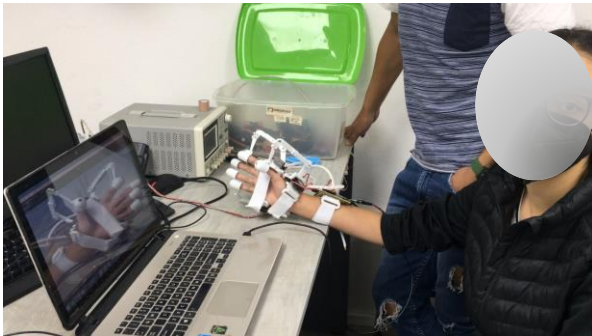


Figura 36. Participante de prueba N° 6.

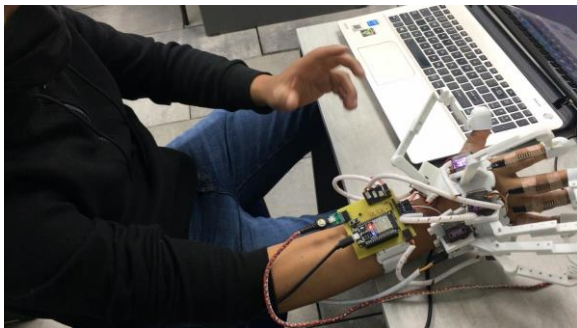


Figura 37. Participante de prueba N° 7.

## VI. CONCLUSIONES

El valor de Alpha seleccionado para la ecuación dos (0.5) dio muy buen resultado. Aunque debemos tener en cuenta que si lo reducimos más podemos eliminar datos importantes por sobre filtración.

La implementación completa del sistema háptico es considerada satisfactoria por parte de los sujetos de prueba, sin embargo, es necesario considerar ciertas falencias en el dedo anular y meñique, los mismos que obtuvieron una calificación regular.

Los actuadores del sistema permiten la transmisión de movimientos hacia los dedos de la mano, esto se lo puede evidenciar en las calificaciones de los sujetos de prueba.

El exoesqueleto no puede ser un modelo estándar, puesto que el ancho de la mano y la fisionomía de los dedos de cada persona son distintos, al momento de realizar los ejercicios de extensión y flexión, en ciertos casos no existía

un movimiento lo suficientemente capaz de flexionar al dedo debido a la distancia desde la palma a la yema de los dedos.

Con la ayuda de la Gráfica 1 se puede evidenciar que la mejor eficiencia se encuentra en pruebas realizadas a personas con la talla de mano S.

El uso de galgas extensiométricas para la simulación de los movimientos en el programa visual dan como resultado una experiencia positiva calificada por los participantes, además el sistema visual permite concentrar al sujeto de prueba cuando se realiza dichos movimientos, demostrando así que es posible trabajar la parte cognitiva.

Dado los resultados positivos que se muestran en la Figura 31 y Tabla 5, se puede concluir que el sistema desarrollado es capaz de ser usado como una herramienta de soporte para un terapeuta físico, considerando que el siguiente paso a dar es la validación del prototipo con personas que tienen dificultad de movimientos, abriendo de esta manera una nueva línea de estudio o seguimiento del sistema.

El movimiento de los dedos en el programa visual de Unity a consecuencia del uso de las galgas extensiométricas tienen una muy buena respuesta, sin embargo, al momento de trabajar en conjunto con la órtesis se pierden datos debido a la elasticidad en la piel, por lo que se puede sugerir que al intervenir los potenciómetros como controladores de los servomotores, es posible usar esta misma señal para trabajar en la simulación de Unity.

El trabajo de un fisioterapeuta siempre será esencial por mejor que sea el método alternativo o de apoyo, además este no puede ser reemplazado, ya que un paciente con dificultades de movimiento de la mano, necesita pasar una serie de evaluaciones.

## VII. REFERENCIAS

- [1] C. Criollo Paredes, D. López Pantoja, and M. Jojoa Acosta, "Diseño E Implementación De Un Módulo Electromecánico Para La Rehabilitación Física De La Mano Derecha Afectada Como Secuela De Un Ataque Cerebrovascular," *Univ. y Salud*, vol. 2, pp. 60–67, 2011, doi: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0124-71072011000200007&lang=es](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0124-71072011000200007&lang=es).
- [2] L. C. López Sullaez and R. Estrada Ruíz, "Repercusión Ocupacional de las Amputaciones Traumáticas en Dedos de la Mano por Accidente de Trabajo," *Med. Segur. Trab. (Madr)*, vol. 55, no. 217, pp. 41–48, 2009, doi: 10.4321/s0465-546x2009000400005.
- [3] P. Curbelo, R. Olivera, and M. Sosa, "Reporte de Caso: Luxación simultánea carpometacarpiana del pulgar y los cuatro dedos TT - Case Report:



Simultaneous Carpometacarpal Dislocation of the Thumb and Four Fingers TT - Relato de Caso: Deslocamento carpometacarpal simultâneo do polegar e quatr,” *An. Fac. Med. (Univ. Repúb. Urug., En línea)*, vol. 5, no. 2, pp. 108–115, 2018, [Online]. Available: [http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2301-12542018000200108](http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2301-12542018000200108).

- [4] I. Jo, J. Lee, Y. Park, and J. Bae, “Design of a wearable hand exoskeleton for exercising flexion/extension of the fingers,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 1615–1620, 2017, doi: 10.1109/ICORR.2017.8009479.
- [5] M. K. Burns, K. Van Orden, V. Patel, and R. Vinjamuri, “Towards a wearable hand exoskeleton with embedded synergies,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 213–216, 2017, doi: 10.1109/EMBC.2017.8036800.
- [6] R. Ismail, M. Ariyanto, K. A. Pambudi, J. W. Syaifei, and G. P. Ananto, “Extra robotic thumb and exoskeleton robotic fingers for patient with hand function disability,” *Int. Conf. Electr. Eng. Comput. Sci. Informatics*, vol. 2017-Decem, pp. 19–21, 2017, doi: 10.1109/EECSI.2017.8239166.
- [7] M. R. Díaz, J. M. Escobar, and O. A. Vivas, “Interfaz Háptica Tipo Guante Con Realimentación Vibratoria,” *Rev. EIA*, vol. 12, pp. 29–39, 2015, doi: 10.24050/reia.v0i0.568.
- [8] J. Guo, N. Li, S. Guo, and J. Gao, “A LabVIEW-based human-computer interaction system for the exoskeleton hand rehabilitation robot,” *2017 IEEE Int. Conf. Mechatronics Autom. ICMA 2017*, pp. 571–576, 2017, doi: 10.1109/ICMA.2017.8015880.
- [9] N. Takahashi, H. Takahashi, and H. Koike, “A novel soft exoskeleton glove for motor skill acquisition similar to anatomical structure of forearm muscles,” *26th IEEE Conf. Virtual Real. 3D User Interfaces, VR 2019 - Proc.*, 2019, doi: 10.1109/VR.2019.8797919.
- [10] M. Bouzit, G. Popescu, G. Burdea, and R. Boian, “The Rutgers Master II-ND force feedback glove,” *Proc. - 10th Symp. Haptic Interfaces Virtual Environ. Teleoperator Syst. HAPTICS 2002*, pp. 145–152, 2002, doi: 10.1109/HAPTIC.2002.998952.
- [11] I. Choi, E. W. Hawkes, D. L. Christensen, C. J. Ploch, and S. Follmer, “Wolverine: A wearable haptic interface for grasping in virtual reality,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 986–993, 2016, doi: 10.1109/IROS.2016.7759169.
- [12] M. Cempini, A. Marzegan, M. Rabuffetti, M. Cortese, N. Vitiello, and M. Ferrarin, “Analysis of relative displacement between the HX wearable robotic exoskeleton and the user’s hand,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-147.
- [13] A. Lince *et al.*, “Design and testing of an under-actuated surface EMG-driven hand exoskeleton,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 670–675, 2017, doi: 10.1109/ICORR.2017.8009325.
- [14] S. V Adamovich *et al.*, “A Virtual Reality Based Exercise System for Hand Rehabilitation,” vol. 14, pp. 161–174, 2005, doi: <https://doi.org/10.1162/1054746053966996>.
- [15] Y. Zhang, D. Wang, Z. Wang, W. Yueping, L. Wen, and Y. Zhang, “A Two-fingered force-feedback glove using Soft Actuators,” *Haptics Symp.*, pp. 186–191, 2018, doi: <https://doi.org/10.1109/HAPTICS.2018.8357174>.
- [16] Z. Ma and P. Ben-Tzvi, “Sensing and Force-Feedback Exoskeleton (SAFE) Robotic Glove,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 6, pp. 992–1002, 2014, doi: 10.1109/TNSRE.2014.2378171.
- [17] C. L. Chang *et al.*, “An Efficiency Analysis of Artificial Intelligence Medical Equipment for Civil Use,” *2nd IEEE Eurasia Conf. Biomed. Eng. Healthc. Sustain. 2020, ECBIOS 2020*, pp. 116–118, 2020, doi: 10.1109/ECBIOS50299.2020.9203725.
- [18] Y. Ci and J. Yao, “The design and research of the somatosensory interaction system based on kinect and unity 3D,” *10th Int. Conf. Comput. Sci. Educ. ICCSE 2015*, no. Iccse, pp. 983–986, 2015, doi: 10.1109/ICCSE.2015.7250394.
- [19] “potentiometer servo controller glove by Hatsyflatsy - Thingiverse.” <https://www.thingiverse.com/thing:2782111> (accessed Dec. 07, 2021).
- [20] “MG90S Datasheet(PDF) - List of Unclassified Manufacturers.” <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1132104/ETC2/MG90S.html> (accessed Dec. 07, 2021).
- [21] C. Camilo and B. Castañeda, “Diseño y construcción de prototipo electrónico para la detección del robo en tapas del acueducto mediante señales de vibraciones,” *Univ. La Salle. Fac. Ing. Ing. Eléctrica*, 2020.

Anexos:

Anexo 1. Diseño del modelado del exoesqueleto.

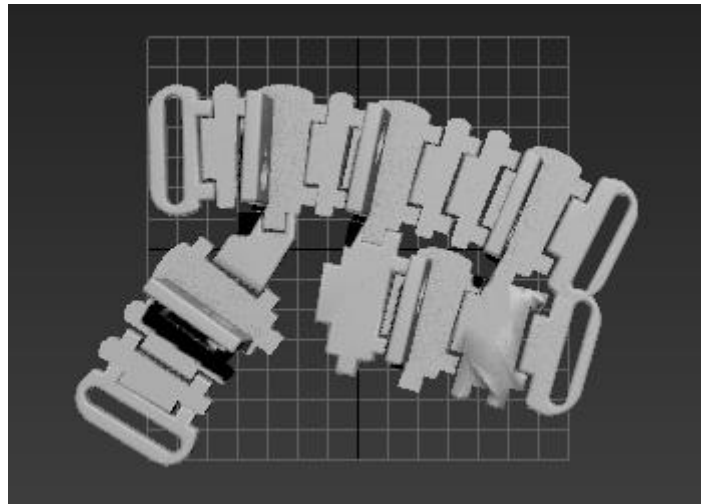


Figura 38. Diseño del modelado de las bases de los actuadores (vista superior).

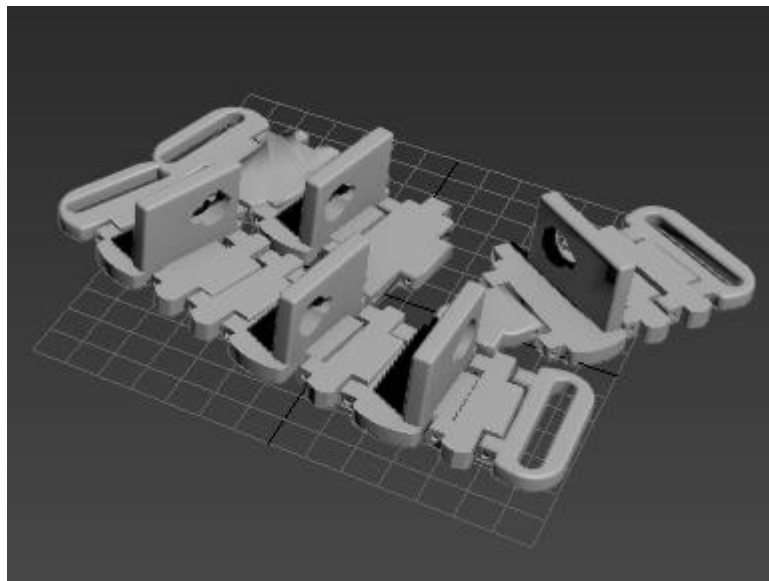


Figura 39. Armado de la base de los actuadores (modelado en 3D).

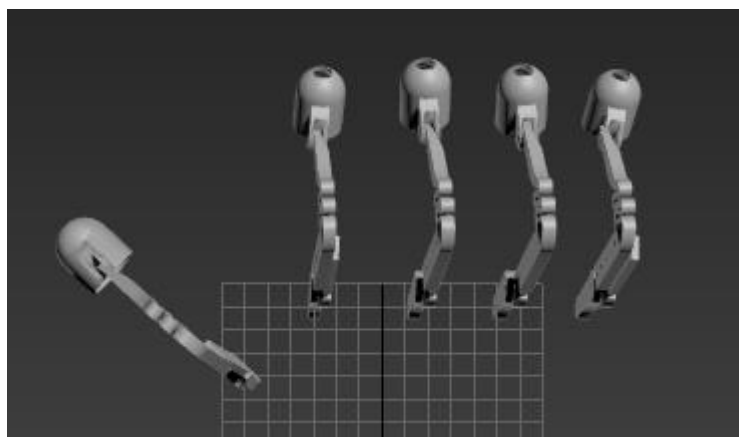


Figura 40. Diseño del modelado de los dedos del exoesqueleto.

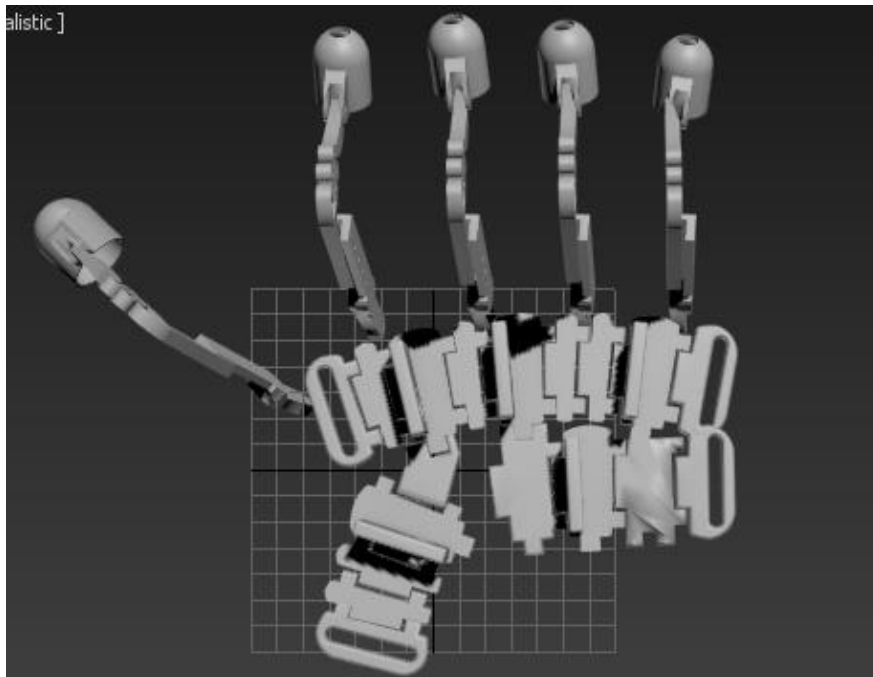


Figura 41. Modelado del exoesqueleto en 3D-Max

Anexo 2. Programas para la linealización de sensores.



Figura 42. Código para el acceso a la programación del módulo ESP-W32.

Anexo 3. Señales de control para los actuadores (sin filtro).

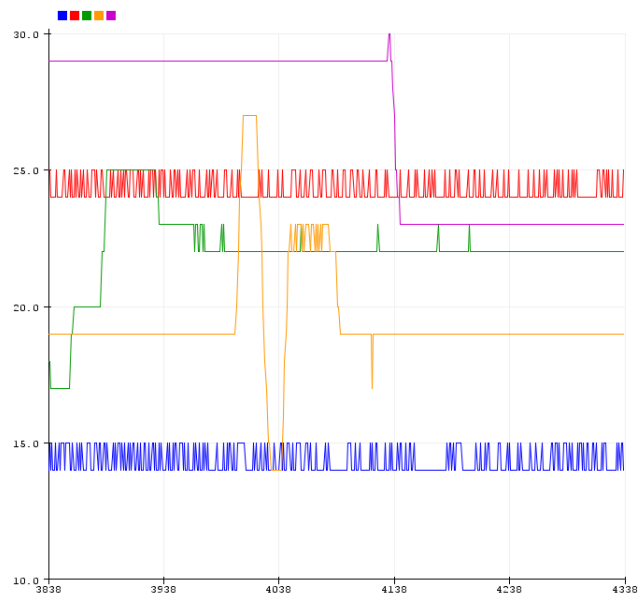


Figura 43. Señales de salida con alteraciones para el control de los actuadores.

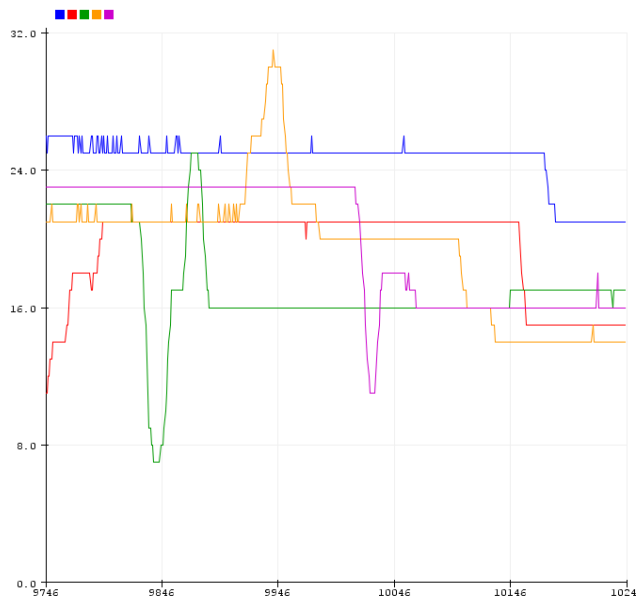


Figura 44. Señales de salida con alteraciones para el control de los cinco actuadores.

Anexo 4. Programa del emisor de señales con filtro EMA (pasa bajos).



Figura 45. Código para el acceso a la programación del emisor de señales.

Anexo 5. Programación del módulo ESP-W32.



Figura 46. Código de acceso para el código base.

Anexo 6. Programación en Unity.



Figura 47. Código para el acceso al software de Unity.

Anexo 7. Link de los videos con las personas de prueba para validación del sistema háptico.



Figura 48. Código de acceso para los videos de las pruebas.