



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

CENTRO UNIVERSITARIO UAEM VALLE DE MÉXICO

**Sistema de Apoyo en la Rehabilitación Muñeca-
Mano con Retroalimentación Visual-Virtual**

TESIS

Que para obtener el Grado de

MAESTRO EN CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN

P r e s e n t a

Ing. Juan Carlos Belen Luna

Tutor Académico:

Dr. Carlos Omar González Morán

Tutores Adjuntos:

Dr. Héctor Rafael Orozco Aguirre

Dr. José Martín Flores Albino



Atizapán de Zaragoza, Edo. de Méx. Noviembre 2021

Resumen

Todo ser humano es vulnerable a sufrir algún tipo de lesión en alguna extremidad, debido a que estas siempre están expuestas y en constante contacto con distintas superficies o esfuerzos en el entorno circundante. Por tal motivo la aparición y tratamiento de lesiones que involucran alguna extremidad del cuerpo humano es un problema que ha generado un amplio espacio de estudio en la medicina, la tecnología y otras ciencias.

Las lesiones tienen un profundo impacto en la calidad de vida de las personas, evitándoles el desarrollo de tareas y actividades para cuestiones sociales o profesionales. Actualmente, la ambientación virtual aplicada al área de la medicina, específicamente en rehabilitación motora, le presentan al paciente situaciones desafiantes dentro de un ambiente seguro, permitiendo la evaluación de las terapias, identificando la tolerancia al ejercicio y al dolor.

En la rehabilitación de alguna extremidad lesionada, de manera tradicional, el fisioterapeuta le otorga al paciente una serie de ejercicios preestablecidos y repetitivos, para llevarse a cabo en espacios acondicionados para su tratamiento y evaluación, los cuales no siempre cumplen la meta de ayudarlo a recuperar la fuerza o el rango de movimiento de su extremidad, ya que al no tener una retroalimentación cuantitativa y cualitativa el paciente en muchas ocasiones abandona la ejecución de sus terapias.

Para dar solución al planteamiento anterior, en esta tesis se presenta la creación de un sistema de bajo costo que integra un guante-exoesqueleto diseñado con piezas impresas en 3D, que realiza el análisis de los movimientos de la extremidad superior muñeca-mano con un entorno de rehabilitación visual-virtual en Unity.

Este sistema muestra al usuario la secuencia de sus movimientos realizados con su muñeca-mano en el mundo real y su equivalencia visual en una interfaz de ambientación virtual, que brinda una retroalimentación para la mejora, adaptación y éxito de la terapia de rehabilitación, mediante datos cuantitativos y cualitativos bioinformáticos de los movimientos de flexión y extensión de las falanges. El sistema de guante-exoesqueleto es del tipo activo ya que solo permite supervisar las mediciones que resultan de los sensores de movimiento angular integrados en el diseño, producto del análisis de un estudio de cinemática directa de las falanges de la mano.

Abstract

Every human being is vulnerable to suffering some type of injury to any limb because these are always exposed and in constant contact with different surfaces or efforts in the surrounding environment. For this reason, the appearance and treatment of injuries that involve any extremity of the human body is a problem that has generated a wide space of study in medicine, technology, and other sciences.

Injuries have a profound impact on people's quality of life, preventing them from developing tasks and activities for social or professional issues. Currently, the virtual environment applied to the area of medicine, specifically in motor rehabilitation, presents the patient with challenging situations within a safe environment, allowing the evaluation of therapies, identifying tolerance to exercise and pain.

In the rehabilitation of an injured limb, in a traditional way, the physiotherapist gives the patient a series of pre-established and repetitive exercises, to be carried out in spaces conditioned for treatment and evaluation, which do not always meet the goal of helping him recover the strength or range of motion of the limb, since by not having quantitative and qualitative feedback, the patient often abandons the execution of their therapies.

To solve the previous approach, this thesis presents the creation of a low-cost system that integrates a glove-exoskeleton designed with 3D printed parts, which performs the analysis of the movements of the upper limb wrist-hand with an environment of visual-virtual rehabilitation in Unity.

This system shows the user the sequence of their movements made with their wrist-hand in the real world and their visual equivalence in a virtual setting interface, which provides feedback for the improvement, adaptation, and success of rehabilitation therapy, using quantitative and qualitative bioinformatic data of the flexion and extension movements of the phalanges. The glove-exoskeleton system is of the active type since it only allows monitoring the measurements that result from the angular motion sensors integrated in the design, the product of the analysis of a direct kinematics study of the phalanges of the hand.

Índice de contenido

Índice de figuras	XIII
Índice de tablas	XVII
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Planteamiento del problema	4
1.3. Objetivos	6
1.4. Delimitación y alcances de la investigación	7
1.5. Hipótesis	8
1.6. Justificación	8
1.7. Fundamentación inicial	9
1.7.1. Anatomía de la muñeca-mano	9
1.7.2. Rehabilitación tradicional aplicada en fracturas de muñeca	12
1.7.3. Sensores como apoyo para la detección de los movimientos	15
1.7.4. Realidad virtual	18
1.8. Metodología	19
1.9. Publicaciones derivadas de la investigación	22
1.10. Estructura de la tesis	22
2. Fundamentos teóricos	23
2.1. Fundamentos anatómicos de la mano humana	23
2.2. Lesiones de mano	26
2.3. Sistemas para la rehabilitación de extremidades del cuerpo humano	35
2.4. Características para el sistema de rehabilitación	39
2.5. Sistemas para mano con apoyo de energía externa	40
2.6. Sistemas para mano sin apoyo de energía externa	46
2.7. Sistemas mecánicos	48
2.8. Sistemas basados en realidad virtual y realidad aumentada	49
3. Prototipo de guante-exoesqueleto	53
3.1. Modelado UML	53
3.2. Modelo de parametrización por cinemática directa de la mano humana	57

ÍNDICE DE CONTENIDO

3.3. Diseño del guante-exoesqueleto	60
3.4. Ambiente virtual para la interacción con el guante-exoesqueleto	66
3.5. Implementación y evaluación del guante exoesqueleto	72
4. Conclusiones, recomendaciones y trabajos futuros	77
4.1. Conclusiones	77
4.2. Recomendaciones	78
4.3. Trabajo futuro	79
A. Apéndices	81
A.1. Información y complementos adicionales	81
A.2. Caratulas de las publicaciones derivadas de la investigación	84
A.3. Implementación de la interfaz virtual en unity	87
A.4. Implementación para la interfaz de comunicación serial con arduino	95
A.5. Modelo 3D para las piezas del guante-exoesqueleto en tinkercad	100
Referencias	103

Índice de figuras

1.1. Huesos de la mano. Fuente: (Schwarz and Taylor, 1955).	10
1.2. Movimientos en la muñeca humana. Fuente: (Jaworski and Karpiński, 2017).	11
1.3. Complejo articular de la muñeca. Fuente: (Gonzalez et al., 2016).	11
1.4. Algoritmo para el tratamiento de una fractura distal de radio. Fuente: (IMSS, 2013).	12
1.5. Programa de ejercicios de rehabilitación semana 1. Fuente: (IMSS, 2013).	13
1.6. Programa de ejercicios de rehabilitación semana 2. Fuente: (IMSS, 2013).	13
1.7. Programa de ejercicios de rehabilitación semana 3. Fuente: (IMSS, 2013).	14
1.8. Programa de ejercicios de rehabilitación semana 4. Fuente: (IMSS, 2013).	14
1.9. Programa de ejercicios de rehabilitación semana 5 y 6. Fuente: (IMSS, 2013).	15
1.10. Potenciómetro y sus terminales. Fuente: (Mecafenix, 2020).	16
1.11. Elementos de un potenciómetro del tipo impreso. Fuente: (Mecafenix, 2020).	16
1.12. Potenciómetro del tipo bobinado. Fuente: (Mecafenix, 2020).	16
1.13. Sensor de flexión. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).	17
1.14. Circuito básico de un sensor flexoresistivo. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).	17
1.15. Dimensiones que integran un sensor flexo resistivo. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).	17
1.16. Flexión proporcional al valor de la resistencia. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).	17
1.17. Diagrama de función de la metodología Top-Down.	19
1.18. Descripción de procesos para el desarrollo del sistema.	20
1.19. Esquema general del funcionamiento del sistema propuesto.	20
2.1. Partes de la mano humana. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	23
2.2. Ensamble de los huesos de la muñeca humana. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	24
2.3. Grados de libertad para la amplitud de movimiento en la muñeca. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	24

ÍNDICE DE FIGURAS

2.4. Grados de libertad para la amplitud de las articulaciones metacarpo-falángicas. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	25
2.5. Grados de libertad para la amplitud de movimientos en la falange media. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	25
2.6. Grados de libertad para la amplitud de movimientos en la falange distal. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	25
2.7. Abducción y aducción de los dedos. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	26
2.8. Abducción del dedo pulgar. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).	26
2.9. Características de la fractura de Bennet. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	27
2.10. Fractura intraarticular en forma de Y “Fractura de Rolando”. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	28
2.11. Luxación trapecio metacarpiana. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	28
2.12. Fractura del guardabosque. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	29
2.13. Lesiones del tercer y cuarto metacarpiano. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	29
2.14. Fracturas de la falange proximal y la falange media. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	30
2.15. Fracturas de la falange distal. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	30
2.16. Luxaciones metacarpofalángicas e interfalángicas. Fuente: (Palacios García et al., 2010).	31
2.17. Interfaz cerebro-computador para navegación en internet (UMH). Fuente: (Ceres et al., 2011).	35
2.18. Secuencia de movimientos oculares durante el control de un brazo robot utilizando una interfaz basada en EOG (UMH). Fuente: (Ceres et al., 2011).	36
2.19. Ortesis GAIT en fase de validación. Fuente: (Ceres et al., 2011).	37
2.20. Ejercitador basado en exoesqueleto para mano. Fuente: (Sarakoglou et al., 2004).	41
2.21. Cadena de movimientos lograda mediante actuadores que activan las poleas. Fuente: (Wege and Hommel, 2005).	41
2.22. Prototipo basado en los requisitos de diseño de un dispositivo robótico exoesqueleto para mano. Fuente: (Iqbal et al., 2009).	42
2.23. Dispositivo de rehabilitación portátil para la mano. Fuente: (Iqbal et al., 2010).	42
2.24. Vista superior y lateral con el uso del prototipo montado sobre la mano del usuario demostrando la sujeción con velcros del guante y los actuadores suaves. Fuente: (Polygerinos et al., 2013).	43
2.25. Prototipo del sistema de exoesqueleto para rehabilitación de la mano. Fuente: (Pu et al., 2014).	43

2.26. Sistema robótico diseñado para la rehabilitación de la mano. Fuente:(Abdallah et al., 2017).	44
2.27. GUI del sistema y control de selección para la ejecución del movimiento deseado con el guante. Fuente:(Yap et al., 2017).	45
2.28. Robot exoesqueleto para la rehabilitación de 4 dedos. Fuente: (Kermanshahani and Cheraghpour Samavati, 2019).	45
2.29. a) Diferenciación de las cadenas cinemáticas del pulgar (rojo) e índice (verde), así como el módulo base montado en la palma (violeta), b) Diferenciación de tipos de juntas: unidades SEA-EEM (rojo -5 en total), juntas subactuadas con codificadores de ángulo integrados (púrpura -4 en total) y DOF pasivo (verde). Fuente: (Marconi et al., 2019).	46
2.30. Exoesqueleto para una mano discapacitada sin fuerza. Fuente: (Peña Pitarich et al., 2012).	47
2.31. Ejecución de la rutina de trabajo con el uso de un joystick en forma de elipsoide. Fuente: (Xiao et al., 2018).	47
2.32. Mando háptico para la rehabilitación de la función de la mano. Fuente: (Lambercy et al., 2007).	48
2.33. Modelo en Solid Works para el brazo del médico (izquierda) y brazo del paciente (derecha). Fuente: (N. Muralidharan, 2020).	49
2.34. Funcionalidad del sistema REOVIEM. Fuente: (Lozano-Quilis et al., 2013).	49
2.35. Captura de pantalla de la aplicación “Kinect-o-Therapy” y sus ejercicios. Fuente: (Roy et al., 2013).	50
2.36. Sistema que se usa en la práctica. Fuente: (Camporesi et al., 2014).	50
2.37. Los nueve sistemas de rehabilitación AR: NeuroR (arriba a la izquierda), ARS (arriba al centro), RehaBio (arriba a la derecha), MirrARbilitation (medio a la izquierda), ARIS (medio al centro), AR Games de De Leon et al. (centro a la derecha), SleeveAR (abajo a la izquierda), AR Fruit Ninja (abajo al centro) y AR System de Colomer et al. (abajo a la derecha). Fuente: (Viglialoro et al., 2019).	51
3.1. Secuencia de interacción entre los módulos del guante-exoesqueleto, la placa arduino Mega y la interfaz en ambiente gráfico de Unity.	54
3.2. Secuencia de interacción entre el fisioterapeuta, el paciente y los diferentes módulos del sistema.	55
3.3. Caso de uso de actividades involucradas en la terapia de rehabilitación.	56
3.4. Caso de uso de interacción directa con la manipulación del sistema.	56
3.5. A) Modelo cinemático del dedo con tres grados de libertad en un plano. B) Movimiento del dedo.	57
3.6. Diagrama para la ubicación de los potenciómetros sobre el guante-exoesqueleto en cada unión de las falanges y el sensor MPU6050 para la muñeca.	60
3.7. Valores del potenciómetro logarítmico respecto a los movimientos de extensión y flexión del dedo desde un punto inicial y final para su calibración.	61
3.8. A) Vista completa del primer prototipo del guante-exoesqueleto, B) Montado de los potenciómetros para cada configuración sobre las falanges.	62

ÍNDICE DE FIGURAS

3.9. A) Vista superior izquierda, B) Vista desde el fondo del exoesqueleto completo diseñado en el Software Tinkercad.	62
3.10. A) Vista lateral izquierda, B) Vista frontal del diseño en el Software 3DEXPERIENCE.	63
3.11. A) Componentes que integra el guante-exoesqueleto, B) Vista superior, identificando cada uno de los 5 dedos con el uso del guante-exoesqueleto.	63
3.12. Vista lateral izquierda identificando componentes del guante-exoesqueleto.	64
3.13. Montado de los potenciómetros en las piezas impresas para cada configuración correspondiente a las falanges.	64
3.14. Diagrama a bloques de la adquisición de datos de un guante-exoesqueleto mediante la placa arduino Mega y Octave.	66
3.15. Adquisición y proyección en 2D de los datos al usar el guante-exoesqueleto con Octave.	66
3.16. A) Proyección 2D de las falanges en estado de reposo. B) Secuencia de movimientos de las falanges del dedo medio respecto a los valores obtenidos.	67
3.17. Datos adquiridos del ángulo en grados y del valor de voltaje para los sensores en el guante-exoesqueleto, específicamente la falange proximal, media y distal ubicadas en el dedo medio.	67
3.18. Diagrama a bloques para la conexión y comunicación entre el guante-exoesqueleto, la placa electrónica y Unity.	68
3.19. Valores de salida en el monitor serial de Arduino IDE, donde se identifican los valores por columna de cada uno de los sensores.	68
3.20. Identificación de las 16 señales en estado de reposo del guante-exoesqueleto.	69
3.21. Etiquetado de las 16 señales obtenidas con la flexión/extensión utilizando el guante-exoesqueleto.	69
3.22. Modelo virtual en forma de palma de mano para el seguimiento de los movimientos realizados con el guante-exoesqueleto.	70
3.23. Ejecución de un movimiento con uso del guante-exoesqueleto.	70
3.24. Giro de la palma de la mano con la muñeca utilizando el guante-exoesqueleto.	71
3.25. Movimiento de flexión de las falanges (puño cerrado).	71
3.26. Captura de pantalla y descripción de los datos en la interfaz.	72
3.27. Foto del sistema en funcionamiento.	72
3.28. Interfaz del sistema, mostrando los datos y mensajes con las falanges en flexión completa.	73
3.29. Foto y descripción de los datos que se muestran en pantalla.	73
3.30. Aplicación y uso del sistema evaluado por la fisioterapeuta.	74
3.31. Revisión y análisis de los resultados con el uso del sistema en el ejercicio de terapia.	74
3.32. Aplicación y uso del sistema en un paciente evaluado por la fisioterapeuta.	75
3.33. Indicación de la fisioterapeuta de la carencia de alcance en el rango de movimiento.	75

Índice de tablas

1.1. Tabla de descripción para los huesos y articulaciones de la mano y muñeca	9
2.1. Tabla de la escala de Robert Lovett, M.D. - Kendall.	33
2.2. Tabla de la escala de Daniels.	34
2.3. Tabla de ventajas y desventajas del sistema de guante-exoesqueleto.	52
3.1. Tabla de Denavit-Hartenberg y sus parámetros de las falanges para el dedo índice.	57
3.2. Tabla respecto al peso de los elementos que componen al sistema de guante-exoesqueleto.	65
3.3. Tabla de especificaciones técnicas y requerimientos del sistema.	65

Introducción

1.1. Antecedentes

Todo ser humano es vulnerable a sufrir algún tipo de lesión en alguna extremidad, debido a que estas siempre están expuestas y en constante contacto con distintas superficies o esfuerzos en el entorno circundante. Teniendo en cuenta a Muri et al. (2013), la aparición y tratamiento de lesiones que involucran alguna extremidad del cuerpo humano es un problema que ha generado un amplio espacio de estudio en la medicina, la tecnología y otras ciencias.

La diversidad de lesiones en miembros del cuerpo humano cuenta con bastantes formas para atenderse, dependiendo de él o los miembros lesionados, existen ejercicios, terapias, aparatos e instrumentos, entre otros para ser tratados. Como se plantea en (Acevedo Londoño et al., 2017), las lesiones tienen un profundo impacto en la calidad de vida de las personas, evitándoles el desarrollo de tareas y actividades para cuestiones sociales o profesionales.

Cabe mencionar que una lesión mal atendida se puede convertir en una discapacidad, basado en el origen del problema que la causó, la persona pudiese presentar problemas de movilidad, debido a una enfermedad o afección, también pudo haber sufrido una lesión traumatológica o un derrame cerebral. Con frecuencia, los médicos recomiendan hacer fisioterapia a todos aquellos que presenten alguna de estas condiciones.

Acorde a lo descrito en (Velarde et al., 2015), los casos traumatológicos son las lesiones más comunes en sesiones de fisioterapia, causados generalmente por accidentes, golpes, caídas, armas u otros. Posterior a una lesión de este tipo, los fisioterapeutas trabajan para reducir el dolor y ayudar a los individuos a retomar sus actividades cotidianas.

Es decir, a los pacientes se les proveen ejercicios diseñados para ayudarlos a recuperar la fuerza y el rango de movimiento, por lo general inmediatamente después de su alta

1. INTRODUCCIÓN

hospitalaria, para que los realice sin supervisión. Como se menciona en (McConnell et al., 2017), una de las razones principales para el uso de rehabilitación no supervisada es la ausencia de recursos para los servicios de salud en todo el mundo, como la escasez de fisioterapeutas y también la limitada disponibilidad de equipos móviles y/o accesibles.

Entonces, basado en (Velarde et al., 2015) el tratamiento en la rehabilitación de lesiones traumatológicas se lleva a cabo mediante terapias funcionales (métodos tradicionales), éstas son basadas en los beneficios que otorgan los movimientos, dichas terapias se realizan de dos maneras: de forma pasiva y de forma activa. En la pasiva, los movimientos son realizados por una fuerza externa normalmente ejercida por el fisioterapeuta, y en la activa, los movimientos son producidos por el mismo organismo mediante su aparato muscular.

Recientemente, asociada a la rehabilitación física de pacientes han surgido avances en realidad virtual (RV) y realidad aumentada (RA), demostrando tener efectividad al apoyar la fase terapéutica y de diagnóstico. Acorde a Moreno et al. (2013), en ocasiones los resultados que se obtienen con RV y RA superan a los obtenidos con métodos tradicionales.

Además, la RV y la RA aplicadas al área de la medicina, específicamente en rehabilitación motora, le presentan al paciente situaciones desafiantes dentro de un ambiente seguro, permitiendo la evaluación de las terapias, identificando la tolerancia al ejercicio y al dolor.

En un proceso de rehabilitación motora exitoso, sobresalen tres aspectos fundamentales: la repetición, la motivación y la retroalimentación. Por tal motivo, los ejercicios terapéuticos que se proponen usando RV y RA suelen ser totalmente configurables, y los ambientes virtuales en los que son generados, tienen especial atención a los puntos clave mencionados.

Actualmente, existen sistemas computacionales que involucran elementos electrónicos, entre los cuales encontramos: sensores (Syed, 2012), RV (Maciejasz et al., 2014), RA (Boletsis and Mccallum, 2016), Raspberry Pi (Bautista-Bautista et al., 2017). Logrando brindar apoyo a la etapa de rehabilitación de lesiones, cada uno de los anteriores cuenta con diferentes atributos, brinda distintos tipos de actividades y tipos de asistencia al paciente, la última puede ser del tipo: asistencia, activo, pasivo o de asistencia activa como plantea McConnell et al. (2017).

En un sistema de asistencia, el paciente realiza los ejercicios, pero el sistema también lo asiste durante toda la rutina, en el activo, sólo se realizan mediciones así el usuario está limitado a producir el rango de movimiento apropiado, los sistemas pasivos son interactivos y ayudan al paciente a alcanzar el rango de movimiento correcto, mediante

el uso de actuadores que aplican una fuerza para ayudarlo y por último, los sistemas de asistencia activa que son sistemas de estilo híbrido, este modo no ofrece resistencia al paciente y solo monitorea el movimiento pero puede ayudar al paciente a completar su tarea si es necesario.

Con lo anterior, en el ambiente médico de acuerdo con el INEGI y sus datos proporcionados en su Doceavo Censo de Población y Vivienda 2010 (INEGI, 2013), en México existen 2,435,948 personas que cuentan con alguna discapacidad motriz en alguna extremidad del cuerpo humano.

Lo que representa el 2.42 % de la población mexicana, acorde a esto se ha buscado generar una solución hacia el tratamiento de las discapacidades y apoyo a su rehabilitación haciendo el proceso más cómodo y eficiente para los pacientes.

Una solución viable es el desarrollo de sistemas computacionales que brinden apoyo y análisis de los movimientos de los usuarios, dichos sistemas se encargan de llevar a cabo distintas tareas de acuerdo con el área del cuerpo que se quiera rehabilitar.

Por lo anterior, se propone en este trabajo llevar a cabo la elaboración de un sistema que realice el análisis de los movimientos de la extremidad superior izquierda muñeca-mano, retroalimentando al usuario visualmente en un ambiente virtual, el sistema será del tipo activo ya que solo permitirá supervisar las mediciones producidas por los movimientos del usuario.

El sistema solo se aplicó a la muñeca-mano (Mu-Ma) del usuario y la base de los ejercicios de movilidad se definió por un fisioterapeuta, los desarrollos se hicieron en combinación con Unity, Arduino y hardware libre, aplicando una metodología con iteraciones paso a paso. Se integró una interfaz gráfica que permite visualizar las ejecuciones de ejercicios, monitoreando y retroalimentando visualmente.

Entonces así, los fisioterapeutas pueden verificar en pantalla el ejercicio y los datos de su flexión/extensión, optimizando el proceso de diagnóstico y tratamiento, con el objetivo de ayudar a los usuarios (pacientes) a dar pronta recuperación del movimiento de la extremidad.

1.2. Planteamiento del problema

Una discapacidad se puede definir como una deficiencia, una alteración, una falla o una necesidad que debe abordarse como un problema personal causado por una enfermedad, un trauma o cualquier otro impedimento de salud que requiera asistencia médica y de rehabilitación basado en las palabras de Sandoval et al. (2017).

Acorde a lo mencionado, cada discapacidad debe ser atendida como un tratamiento individual, proporcionado por profesionales y con intervención médica, aquí lo que se pretende es la reincorporación social de las personas afectadas.

Para lograr esto, las instalaciones médicas han desarrollado servicios atendidos por especialistas, entre los que se encuentran la medicina de rehabilitación, ortopedia, oftalmología, neurología, neumología y reumatología.

Como se mencionó en los antecedentes, en México los individuos que cuentan con algún tipo de discapacidad física representan una cifra significativa, tan sólo en la Unidad de Medicina y Rehabilitación Centro del IMSS (Instituto Mexicano del Seguro Social) se atienden mensualmente a casi 2,000 pacientes por lo encontrado en (IMSS, 2019).

Hoy en día, la atención médica para discapacitados se constituye por cuatro subsistemas, acorde a Sandoval et al. (2017). 1) Proveedores privados, 2) Sistema de seguridad social, 3) Subsector de seguros públicos y 4) Organizaciones sin ánimo de lucro. Existiendo 28.6 hospitales privados por cada millón de personas, en comparación con 11.4 hospitales de propiedad pública. Mostrando así que los servicios de atención públicos no son suficientes para la mayor parte de la sociedad.

Por otro lado, al momento las sesiones de fisioterapia en algunas instalaciones médicas se realizan bajo técnicas tradicionales, un ejemplo son las terapias manuales, en las que se utilizan las propias manos del fisioterapeuta como herramienta principal y las terapias mediante agentes físicos, donde se destacan el uso de corrientes eléctricas, ultrasonidos y termoterapia por mencionar algunos.

En el mismo orden de ideas, para el diagnóstico y asignación de ejercicios en las terapias de rehabilitación, el fisioterapeuta implementa el uso del goniómetro con el propósito de conocer el rango de movilidad que el paciente puede alcanzar en su extremidad. Lo que provoca asignar recursos específicos (instalaciones, personal, tiempos, etc.) para desarrollar sesiones de terapia, lo que ha generado el desarrollo de nuevas alternativas para eficientar el proceso en sesiones tradicionales.

En terapia física, si los ejercicios otorgados al paciente por los fisioterapeutas no son llevados a cabo en el tiempo indicado, ni de la manera adecuada (posición, fuerza, movimiento, flexión, etc.), se podría generar indudablemente una discapacidad en el

miembro lesionado y para el paciente, esto provocaría que ya no sea posible la atención para su recuperación y el miembro quede atrofiado totalmente.

Hasta la fecha existen sistemas que ya brindan un apoyo a la etapa de rehabilitación, basados en distintas tecnologías como lo son: exoesqueletos (Chávez Cardona et al., 2010), realidad virtual (Temoche et al., 2012), visión artificial (Velarde et al., 2015), microcomputadoras (Bautista-Bautista et al., 2017), realidad aumentada (Viglialoro et al., 2019), entre otros.

Acorde a los ejemplos mencionados, se busca apoyar el proceso de rehabilitación tradicional, al permitir al paciente realizar un número de repeticiones diverso y otorgar datos cuantitativos de la evolución o progreso durante sus terapias. Por lo anterior, los sistemas presentan también restricciones técnicas y económicas, como menciona Maciejasz et al. (2014), ya que la implementación de estos (exoesqueletos, guantes robóticos, técnicas de visión artificial, RA y RV) debe ser segura, fácil de manejar y económica. El incumplimiento de estos aspectos provoca que los pacientes frecuentemente queden insatisfechos y suspendan su uso poco tiempo después.

El motivo principal por el cual los sistemas no son aceptados es que los pacientes no se encuentran familiarizados con ellos, tanto por la tecnología implementada, la falta de interacción, los altos costos o la carencia de portabilidad, provocando que no realicen sus terapias, declinando y abandonando la etapa de rehabilitación.

De manera que, se propone el desarrollo de un sistema mediante el cual durante la etapa de rehabilitación de la muñeca-mano del paciente, se le permita en un ambiente virtual la realización de su ejercicio de manera interactiva para una pronta recuperación de su movilidad, asistiendo al fisioterapeuta en su proceso de consulta y de diagnóstico.

Se debe entender que el propósito del sistema es aplicarlo en terapias de rehabilitación de la muñeca-mano, fungiendo el papel de una herramienta que apoye dicho proceso, presentando el grado de amplitud de los movimientos ya que en ningún momento podrá sustituir al fisioterapeuta y/o médico especialista para orientar una terapia de rehabilitación e interpretar los resultados.

1.3. Objetivos

General

Crear un sistema que apoye la etapa de rehabilitación de la muñeca-mano, motivando al usuario a través de la captación y replicación de los datos generados por sus movimientos, mediante la interacción en un ambiente virtual, para eliminar el tedio por la constante repetición.

Específicos

- Definir los requerimientos para el desarrollo del sistema.
- Implementar componentes de hardware para la adquisición efectiva de los datos generados por los movimientos de la muñeca-mano.
- Desarrollar módulos de software para la interacción y registro de los movimientos de la muñeca-mano.
- Diseñar un sistema gráfico en un ambiente virtual que muestre los movimientos de la muñeca-mano.

1.4. Delimitación y alcances de la investigación

El presente trabajo se limita al estudio de la movilidad de la muñeca-mano de personas que sufrieran alguna lesión del tipo traumatológica como esguinces o fracturas en huesos del carpo y mano. Por lo que, el sistema no será diseñado para lesiones posteriores a un derrame cerebral o personas que sufran de alguna discapacidad congénita (previa valoración de un experto fisioterapeuta). Cabe mencionar que el prototipo realizado será exclusivamente para la mano-muñeca izquierda, descartando contemplar dentro del diseño miembros como el brazo, antebrazo, codo, hombro, por mencionar algunos. Ya que, para el análisis de lo anterior, se requiere mayor estudio y atención, así como un apoyo externo (asistencia personal y/o actuadores).

Los datos adquiridos al utilizar el sistema se tomarán en cuenta para proporcionarlos a un experto y este a su vez los evaluaré, analizando el grado de avance en las terapias y el rango de movilidad. El objetivo es crear un sistema que permita visualizar los movimientos de la Mu-Ma en un ambiente virtual y proporcionar datos cuantitativos. Durante el desarrollo se busca el uso de componentes y tecnologías de bajo costo, ya que la idea principal del prototipo es crearlo con componentes económicos y accesibles tanto en hardware libre como en software.

El diseño del sistema y el guante-exoesqueleto son un prototipo compacto, de fácil manipulación, ligero y de fácil extracción por mencionar algunos. Cabe aclarar que no será un producto final ya que al aplicarle reingeniería podrá evolucionar y mejorar. El equipamiento del sistema debe ser accesible, ya que su implementación no contendrá hardware especializado para no elevar su costo.

El desarrollo del sistema, no contempla incorporar algún actuador para el apoyo de la rehabilitación, puesto que solamente se centra en la captación del movimiento de la Mu-Ma. Además el equipamiento del sistema no deberá interferir en la ejecución de los ejercicios del paciente durante sus terapias de la rehabilitación.

1.5. Hipótesis

A través de un sistema con retroalimentación visual virtual creado para brindar apoyo a la etapa de rehabilitación de la muñeca-mano, se proporcionará la suficiente información indicando al usuario si su movimiento es correcto o no, ofreciendo al paciente experimentar una mejor interacción en el desarrollo de sus terapias, donde la expectativa será que los resultados le indiquen una mejora cuantitativa en el rendimiento y avance de su rehabilitación.

1.6. Justificación

Una lesión o discapacidad provoca que sea necesaria una etapa de rehabilitación, en esta etapa se le asigna al paciente un espacio o clínica, en la que se le brindan ejercicios y terapias tradicionales para su extremidad con el apoyo de un fisioterapeuta.

Acorde a Sveistrup (2004), en conjunto con la experiencia del autor, para una efectiva rehabilitación es necesaria una intervención temprana, un incremento en la intensidad de repetición y un entrenamiento continuo de los ejercicios otorgados, lo anterior para lograr disminuir considerablemente la discapacidad.

Como se menciona en (Hondori et al., 2013), la asignación de ejercicios usualmente implementa técnicas tradicionales, obligando al paciente a realizarlos sin supervisión y sin un análisis cuantitativo, ya que los recursos, las instalaciones y el personal no son suficientes para la demanda del servicio. Provocando así, el desarrollo de nuevas técnicas aplicadas al proceso de rehabilitación, implementando nuevas tecnologías que logren apoyar dicho proceso.

De igual modo, como se plantea en (Jack et al., 2000), al retroalimentar visualmente al usuario, se logra mejorar el proceso de rehabilitación tradicional, al hacerlo atractivo, proporcionándole estímulos visuales y así entonces, eliminar el tedio producido por la constante repetición de los ejercicios sin un análisis cuantitativo, además que permite presentar el grado de avance mediante evaluaciones continuas.

1.7. Fundamentación inicial

1.7.1. Anatomía de la muñeca-mano

La mano humana es una de las partes más fascinantes y complicadas del cuerpo humano debido a su estructura, al contar con una precisión notable, con la que las personas pueden realizar un gran conjunto de tareas, desde usar una aguja hasta tocar un instrumento.

Esto proviene de su fisiología tan compleja, al tener una anatomía complicada fusionada con un sistema muscular y ligamentos avanzados como mencionan Jaworski and Karpiński (2017). Esta compuesta por 27 huesos descritos en la Tabla 1.1 conectados a través de numerosas articulaciones como se muestra en la Figura 1.1.

Tabla 1.1: Descripción para los huesos y articulaciones de la mano y muñeca.

Huesos del carpo	
GM,	Mayor multiangular (trapecio)
N,	Escafoides
L,	Semilunar
T,	Piramidal (triquetrum)
P,	Pisiforme
LM,	Menor multiangular (trapezoide)
C,	Grande (capitate)
H,	Ganchoso (hamate)
Huesos metacarpos	
M-,	I, II, III, IV, V,
Serie de falanges proximal	
FP-,	I, II, III, IV, V,
Serie de falanges media	
SP-,	II, III, IV, V,
Serie de falanges distal	
TP-,	I, II, III, IV, V,
Articulaciones	
RC,	Radiocarpiano
IC,	Intercarpiano
CM,	Carpometacarpiano
MP,	Metacarpofalángica
PIP,	Proximal interfalángica
DIP,	Distal interfalángica

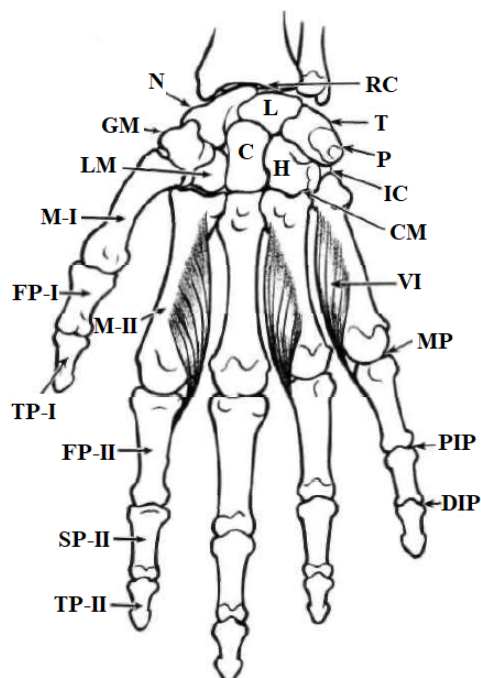


Figura 1.1: Huesos de la mano. Fuente: (Schwarz and Taylor, 1955).

Acorde a lo anterior se pueden distinguir tres partes principales de la mano: 1) Muñeca, 2) Palma, 3) Dedos. La primera, está compuesta por ocho pequeños huesos: escafoides, semilunar, triquetrum, pisiforme, trapecio, trapezoide, capitado y hamate, logrando conectar la mano con el antebrazo.

Los huesos metacarpianos (segunda), son clasificados como huesos largos y cada uno consiste en la base que se articula con los huesos de la muñeca, el cuerpo y la cabeza conectados al dedo correspondiente. Y por último, los dedos que se componen de falanges, del segundo (índice) al quinto (pequeño) tienen tres falanges, proximal, intermedia y distal, mientras que el pulgar es una excepción y carece de la falange media.

De acuerdo con lo descrito en (Jaworski and Karpiński, 2017), la muñeca es una de las articulaciones encontradas en la mano, en la que existe la articulación radiocarpiana entre el hueso radio y los huesos del carpo. Los huesos del carpo forman dos tipos de articulaciones, las articulaciones mediocarpiana e intercarpiana y en las articulaciones del mediocarpo, junto con la articulación radiocarpiana se permite que la mano realice movimientos, “flexión/extensión” (hacia la palma o el dorso de la mano) y la “flexión radial/cubital” (desviación hacia el pulgar o el dedo meñique), como se observa en la Figura 1.2.

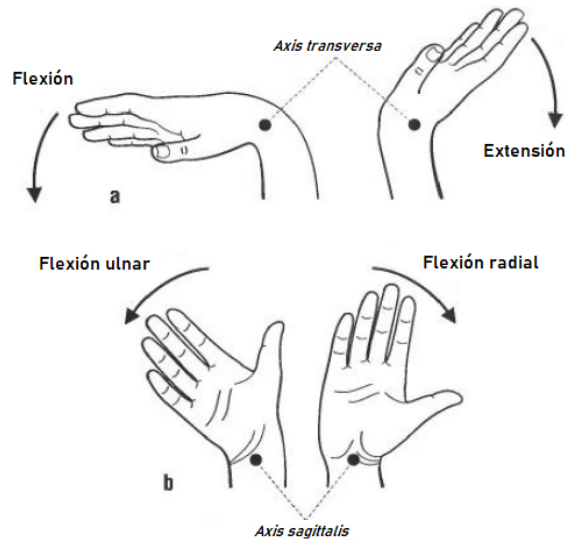


Figura 1.2: Movimientos en la muñeca humana. Fuente: (Jaworski and Karpiński, 2017).

En complemento, a la muñeca se le denomina como el área anatómica que establece la unión entre el antebrazo y la mano, en palabras de Gonzalez et al. (2016), está constituida por las partes de los huesos del antebrazo, radio, cúbito y por el conjunto de huesos que forman el carpo (ver Figura 1.3). La muñeca por su estructura tan compleja, al incluir múltiples articulaciones y huesos, permite una gran diversidad de movimientos en diferentes planos del espacio, permitiendo así, movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción, pronación y supinación.

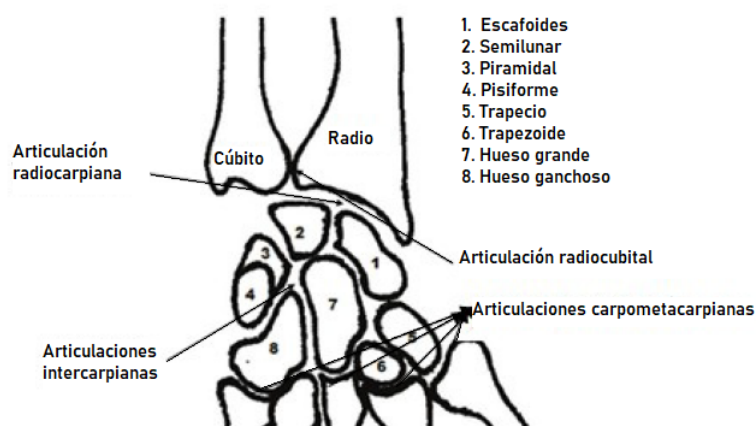


Figura 1.3: Complejo articular de la muñeca. Fuente: (Gonzalez et al., 2016).

1.7.2. Rehabilitación tradicional aplicada en fracturas de muñeca

Al contar con una fractura de muñeca, es necesario proporcionar al paciente un proceso de rehabilitación, en el cual se le aplican técnicas de rehabilitación con el fin de evitar la aparición de secuelas. El objetivo es mejorar la funcionalidad de las articulaciones involucradas en la fractura, así la persona que sufra una patología similar logrará realizar nuevamente actividades que regularmente hacía a su estado previo.

Como se muestra en la guía (IMSS, 2013), se cuenta con un algoritmo, en el que se describe el proceso necesario en el tratamiento de un paciente que sufriera alguna lesión de muñeca, como se observa en la Figura 1.4.

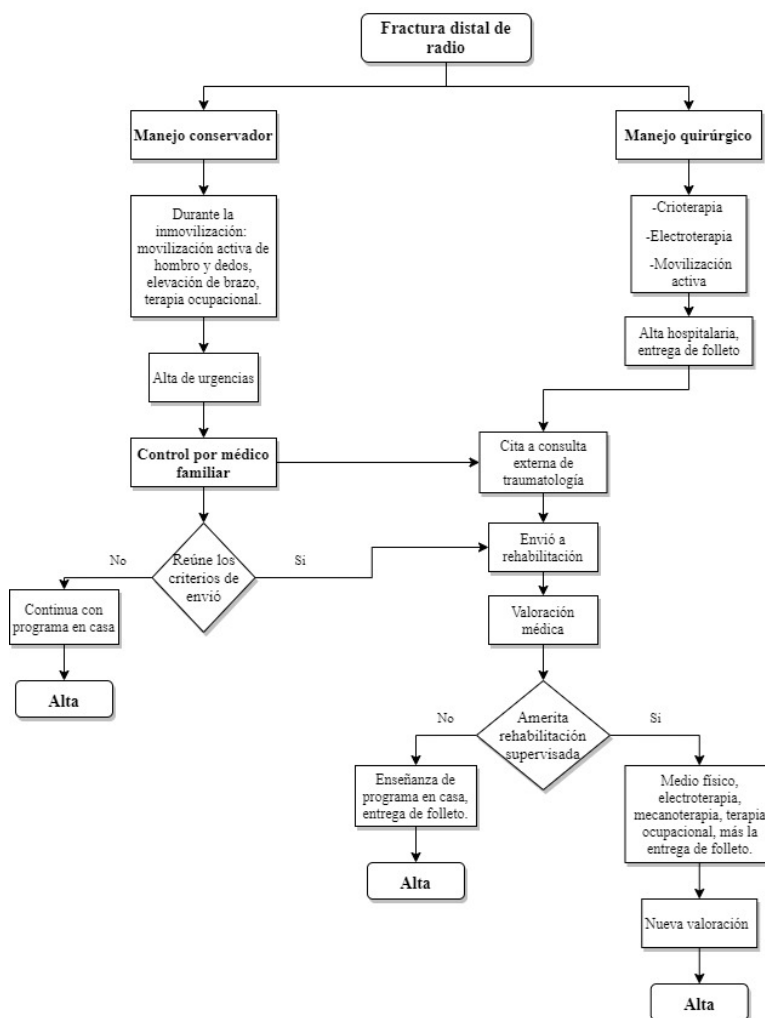


Figura 1.4: Algoritmo para el tratamiento de una fractura distal de radio. Fuente: (IMSS, 2013).

Por lo anterior, la guía también contiene un programa de ejercicios proporcionados para realizarse en casa (como se observa en las Figuras 1.5, 1.6, 1.7, 1.8, 1.9) los cuales son realizados sin la supervisión de un experto. Cabe mencionar que los ejercicios proporcionados se deben realizar en el periodo de tiempo especificado por el médico especialista, con las debidas instrucciones para evitar provocar alguna fractura o lesión adicional que agrave el estado de salud del paciente.


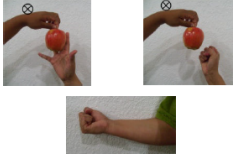
No	Descripción	Figuras	Frecuencia
Semana 1			
1	Hacer puño: extienda los dedos antes de hacer puño.		5 veces x 10 rep
2	Recolectar manzanas: abra su mano por encima de su cabeza y cierre jalando su brazo hacia abajo		3 veces x 15 rep

Figura 1.5: Programa de ejercicios de rehabilitación semana 1. Fuente: (IMSS, 2013).


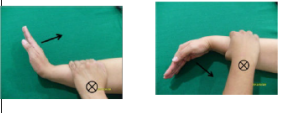


Semana 2			
1	Hacer puño: extienda los dedos antes de hacer puño		5 veces x 10 rep
2	Ondulación: La mano se apoya en su borde cubital, se estabiliza la muñeca y se realiza movimiento lento en extensión y flexión		2 veces x 20 rep
3	Limpia parabrisas: la palma de la mano plana sobre la mesa, lentamente abducir hacia radial y cubital.		2 veces x 20 rep
4	Facilitación neuromuscular propioceptiva: hacer puño mientras se eleva el brazo por arriba de la cabeza y la nariz toca el codo. Lentamente lleva el brazo hacia abajo abriendo la mano y extendiendo el codo.		2 veces x 20 rep

Figura 1.6: Programa de ejercicios de rehabilitación semana 2. Fuente: (IMSS, 2013).

1. INTRODUCCIÓN


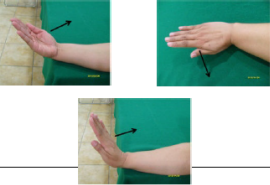

Semana 3			
1	Hacer puño: aplastar una bola suave por algunos segundos.		3 veces x 10 rep
2	Mano en el límite de la mesa: lentamente mover la mano hacia usted: flexión (1), extensión (2) y con el pulgar hacia usted (3).		2 veces x 20 rep
3	Cepillarse los dientes: cepillarlos como de costumbre con la mano fracturada.		2 min x 2

Figura 1.7: Programa de ejercicios de rehabilitación semana 3. Fuente: (IMSS, 2013).


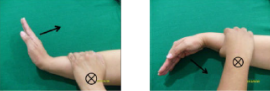

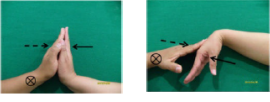
Semana 4			
1	Hacer puño: aplastar una bola suave por algunos segundos.		3 veces x 10 rep
2	Ondulaciones: La mano se apoya en su borde cubital, se estabiliza la muñeca y se realiza movimiento lento en extensión y flexión		2 veces x 20 rep
3	Limpia parabrisas: la palma de la mano plana sobre la mesa, lentamente abducir hacia radial y cubital.		2 veces x 20 rep
4	Presión y contrapresión: empujar con la mano sana contra la palma de la mano fracturada (1) y viceversa (2).		2 x 10 rep

Figura 1.8: Programa de ejercicios de rehabilitación semana 4. Fuente: (IMSS, 2013).



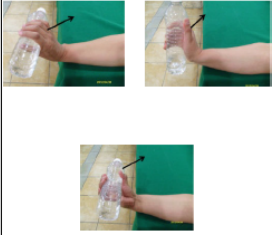
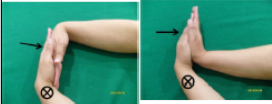
Semana 5	Todos los ejercicios de la semana 4 (1-5)		
6	Botella de agua: el mismo ejercicio 2 de la semana 3, pero sosteniendo una botella de agua de 500 ml.		2 veces x 10 rep
Semana 6			
1	Hacer puño: aplastar una bola suave por algunos segundos.		3 veces x 10 rep
2	Botella de agua: el mismo ejercicio 2 de la semana 3, pero sosteniendo una botella de agua de 500 ml.		2 veces x 10 rep
3	Estiramientos: estirar la mano flexión y extensión.		1 min x 3 ocasiones

Figura 1.9: Programa de ejercicios de rehabilitación semana 5 y 6. Fuente: (IMSS, 2013).

1.7.3. Sensores como apoyo para la detección de los movimientos

Para la captura de los movimientos de las extremidades humanas se pueden utilizar sensores, una gran variedad de personas han diseñado sistemas que pueden integrar acelerómetros, giroscopios, magnetómetros y otros que pueden conectarse a miembros humanos. Los sensores son utilizados para determinar el estado actual en el que se encuentra un sistema. Actualmente los sensores aplicados cuentan con altos grados de repetibilidad, precisión y confiabilidad.

Un potenciómetro es un instrumento que permite medir y regular potenciales eléctricos. Por lo mencionado en (Mecafenix, 2020), se puede definir también como un resistor eléctrico con un valor de resistencia variable y que generalmente se puede ajustar manualmente. Un potenciómetro se caracteriza por contar con tres terminales como se observa en la Figura 1.10, el valor de un potenciómetro viene expresado en ohms (símbolo Ω) como en el caso de las resistencias y en el caso del potenciómetro siempre su valor en Ω será la resistencia máxima que puede llegar a tener.

1. INTRODUCCIÓN



Figura 1.10: Potenciómetro y sus terminales. Fuente: (Mecafenix, 2020).

El grupo de potenciómetros se puede dividir en 2, los potenciómetros de mando y los de ajuste, en donde los primeros permiten controlar de manera manual diversos dispositivos eléctricos, tal como girar la perilla para aumentar o decrementar el volumen en un equipo de audio y para los segundos como su nombre lo menciona, se pueden ajustar o calibrar componentes que requieran de mayor precisión. Existen diferentes clases de potenciómetros, dentro de los cuales se pueden encontrar del tipo deslizantes, multivuelta, rotatorios y acorde a su ley de variación de resistencia los tipo lineales, logarítmicos y senoidales por mencionar algunos.

Por lo tanto, se tienen dos tipos de construcción para un potenciómetro acorde a Mecafenix (2020), potenciómetros impresos (ver Figura 1.11) que son realizados con una pista de carbón o de cermet sobre un soporte duro como papel baquelizado “cartón prespan”, fibra de vidrio, baquelita, entre otros. Donde la pista tiene sendos contactos en sus extremos y un cursor conectado a un patín que se desliza por la pista resistiva. Y potenciómetros del tipo bobinados (ver Figura 1.12), que consisten en un arrollamiento toroidal de un hilo resistivo con un cursor que mueve un patín sobre el mismo.

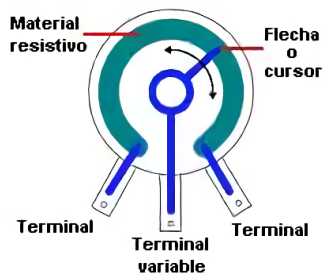


Figura 1.11: Elementos de un potenciómetro del tipo impreso. Fuente: (Mecafenix, 2020).



Figura 1.12: Potenciómetro del tipo bobinado. Fuente: (Mecafenix, 2020).

Por otro lado, se tienen los sensores de flexión (ver Figura 1.13) que por lo mencionado en (Syed, 2012) son resistencias analógicas que funcionan como un divisor de voltaje analógico variable como se observa en la Figura 1.14.

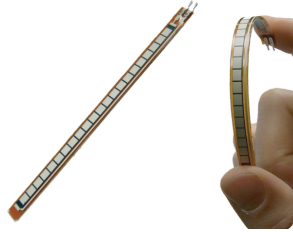


Figura 1.13: Sensor de flexión. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).

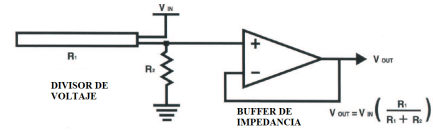


Figura 1.14: Circuito básico de un sensor flexoresistivo. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).

Dentro de los sensores de flexión hay elementos resistentes al carbono con sustrato delgado y flexible, más carbono significa menos resistencia y cuando el sustrato se dobla, el sensor produce una salida de resistencia en relación con el radio de curvatura, por tal razón, cuanto menor sea el radio mayor será el valor de resistencia como se puede ver en la Figura (1.15, 1.16).

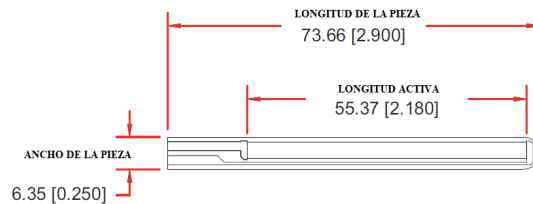


Figura 1.15: Dimensiones que integran un sensor flexo resistivo. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).

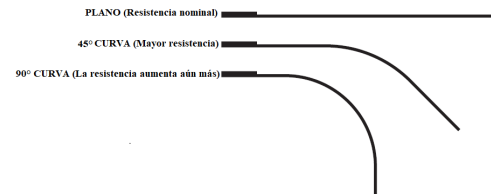


Figura 1.16: Flexión proporcional al valor de la resistencia. Fuente: (SpectraSymbol, 2019).

Acorde a la literatura al momento (McConnell et al., 2017; Camargo-Casallas et al., 2018; Pyk et al., 2008; Maciejasz et al., 2014) por mencionar algunos, en conjunto con los avances en la tecnología, se identifica el desarrollo de una gran variedad de sistemas dedicados a las extremidades superiores del cuerpo humano.

Un caso que contiene creatividad, mezclado con innovación en su construcción se encuentra en (Temoche et al., 2012) aquí se crea un guante de bajo costo que permite visualizar los movimientos de la mano simulados con tiras de cuerdas adaptadas a las falanges, mostrándolos en pantalla con RV.

Otro ejemplo se presenta en (Bautista-Bautista et al., 2017) en el cual se logra la simulación de algunos movimientos que realiza la mano, incorporando actuadores y periféricos en conjunto con una interfaz gráfica adaptados a una tarjeta Raspberry Pi, que permite la visualización e interpretación del funcionamiento con la extremidad.

Por otro lado en (Syed, 2012), se involucra el uso de sensores flexoresistivos para la adquisición de datos, en conjunto con un acelerómetro de 3 ejes y un microcontrolador, todos adaptados a la mano del usuario sobre un guante con diversos elementos electrónicos para la manipulación de un brazo robótico.

1.7.4. Realidad virtual

La realidad virtual se popularizó en el año 1986 por Jaron Lanier. En la actualidad se puede definir como una simulación del mundo real generada por un sistema computacional y experimentada mediante una interfaz hombre-máquina.

La RV es clasificada acorde al grado de inmersión que genera al usuario, de acuerdo con Moreno et al. (2013), según Burdea y Coiffet, el término inmersión es el acto voluntario de apartar los distintos estímulos que hace percibir la experiencia presentada como no real, permitiendo captar toda la atención y concentración del usuario involucrado.

Así que, se puede clasificar la RV en dos tipos, inmersiva y no inmersiva. La primera envuelve la mayor cantidad de sentidos posibles del usuario (generalmente empleando hardware especializado) y la no inmersiva que es más común (no requiere de hardware especializado) y se encuentra a menudo en los videojuegos.

Una revisión sobre la rehabilitación de miembros superiores con ambientes virtuales se realiza en (Guzmán and Londoño, 2016) donde se encuentra que los sistemas computacionales afectan de modo significativo en al menos dos aspectos. El primero, funcionando como medio para realizar ejercicios, donde el uso de entornos virtuales apoya a los procedimientos convencionales de tratamiento, haciéndolos eficaces y eficientes. El segundo brindando almacenamiento en conjunto con la administración de información sobre el paciente, proporcionando datos cuantitativos a su evaluación durante el proceso de rehabilitación.

Como se puntualiza en (Boian et al., 2002), los entornos virtuales son una tecnología adecuada para terapias de rehabilitación debido a su capacidad de simular tareas de la vida real, ayudando al paciente a involucrarse en actividades reales. Y los entornos virtuales le proporcionan los medios necesarios para medir y evaluar la mejoría de su desempeño.

Con lo anterior, se identifica que se pueden conectar sensores al cuerpo del paciente para medir sus movimientos y el sistema puede almacenar o evaluar de forma transparente las lecturas del sensor. Los entornos virtuales además, pueden brindar mayor motivación al paciente en sus terapias ya que proporcionan una interfaz atractiva para la elaboración de los ejercicios.

Acorde a Peña-Pitarch et al. (2014), modelar la mano en un ambiente virtual es una

tarea demasiado compleja ya que es realmente difícil desarrollar un modelo de mano que sea exactamente igual al mecanismo real de la mano al tener una estructura ideal de alta destreza y movilidad.

1.8. Metodología

Con base a los conocimientos previos obtenidos en la revisión de la bibliografía y aplicando la ingeniería del software (IEEE, 1998) en conjunto con el análisis de los elementos más adecuados para el desarrollo del prototipo, se deben definir los requerimientos necesarios para su desarrollo.

La metodología que será implementada durante el desarrollo de este proyecto se denomina Top-Down por lo mencionado en (Restrepo Muñoz et al., 2009), que es basada en el paradigma “divide y vencerás”, ya que es empleada en diferentes áreas como: diseño de circuitos, desarrollo de productos y desarrollo de software por mencionar algunos.

En la metodología Top-Down se inicia por un nivel superior “de lo general” y se va emigrando a los niveles inferiores “a lo específico” (ver Figura 1.17). El uso de esta metodología busca la solución de los problemas menores, para luego conectarlos y de esta forma lograr solucionar el problema principal.

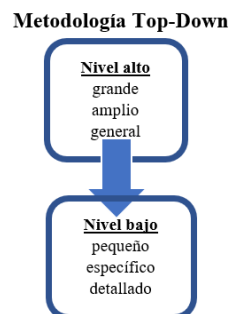


Figura 1.17: Diagrama de función de la metodología Top-Down.

Lo que caracteriza esta metodología, es su forma de trabajar al dividir los problemas en módulos que permite tratar individualmente para alguna corrección o mejora, logrando eficientar recursos tanto económicos como de tiempo.

A continuación, en la Figura 1.18 se muestra un diagrama para describir los procesos en la creación y funcionamiento del sistema propuesto.

1. INTRODUCCIÓN

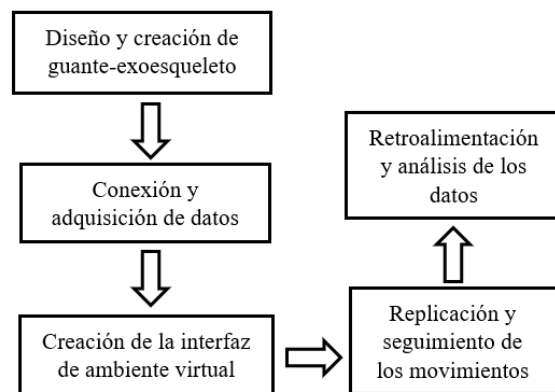


Figura 1.18: Descripción de procesos para el desarrollo del sistema.

Del mismo modo, como se observa en la Figura 1.19 se integran las fases de desarrollo del proyecto, desde la selección de componentes con iteraciones una a una hasta llegar al análisis de los datos que proporcionará el uso del sistema.

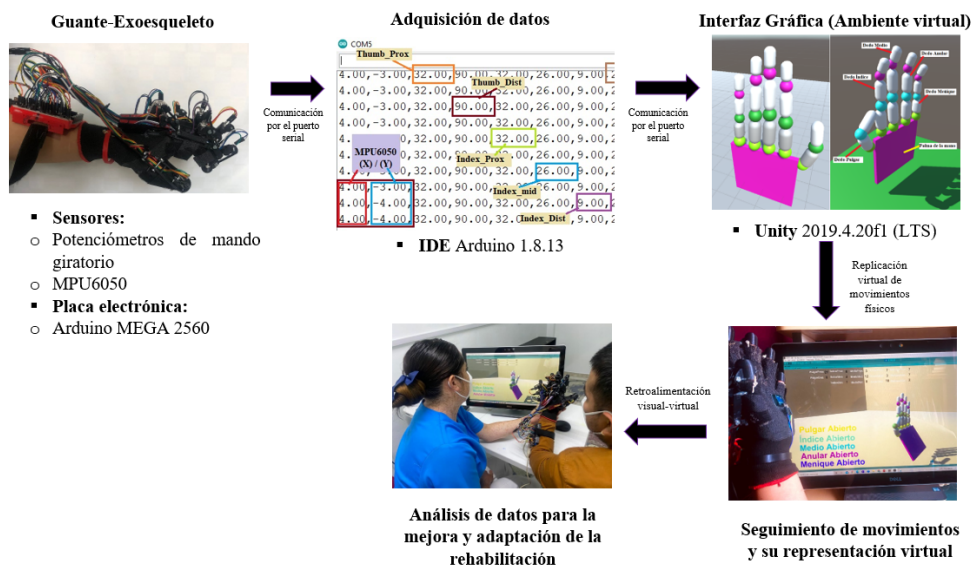


Figura 1.19: Esquema general del funcionamiento del sistema propuesto.

Para la obtención del registro de los movimientos realizados por la extremidad superior muñeca-mano, se utiliza el sensor MPU6050 basado en (Rico et al., 2013), para trabajar las coordenadas X(atrás/adelante), Y(izquierda/derecha). En conjunto con sensores (potenciómetros) para captar los datos de la flexión/extensión de las falanges como se realizó en (Syed, 2012).

Acorde a lo mencionado, se conectaron a una placa electrónica Arduino Mega 2560 por lo encontrado en (Syed, 2012), ejecutando así instrucciones previamente cargadas en el entorno de programación Arduino IDE (Entorno de Desarrollo Integrado).

Posterior a la adquisición efectiva de los datos se desarrolla una interfaz gráfica que permita al usuario interactuar con el entorno virtual mostrado en pantalla, programado en Unity teniendo en cuenta a Pinilla Giménez et al. (2017), con el objetivo principal de mostrar en tiempo real los movimientos de su Mu-Ma.

Con la comunicación mediante el puerto serial del Arduino Mega entre el guante-exoesqueleto y la computadora se realizó un ambiente virtual que logra mostrarle al usuario lo más apegado a la realidad sus movimientos, esto mediante una simulación otorgando una interacción continua con el sistema.

Al ambiente virtual, se le integró y adecuo un ejercicio de fisioterapia (apertura y cierre de la mano y movimiento de la muñeca), previamente asesorado por un experto, que permite medir los movimientos y flexión generados por la Mu-Ma del paciente.

1.9. Publicaciones derivadas de la investigación

Del presente trabajo de investigación se han realizado los siguientes artículos (en el apéndice A.2 se pueden ver las carátulas):

- “Sistema para el Análisis de la Movilidad del Miembro Superior Muñeca – Mano con Retroalimentación Visual Virtual”, aceptado en la 14th International Conference on Operation Research, en la Universidad de la Habana, presentado el 6 de marzo de 2020.
- “Parametrización de terapia física para falanges de la mano humana”, enviado y aceptado en el 12th COMIA (Congreso Mexicano de Inteligencia Artificial), presentado en Agosto de 2020, publicado en Research in Computing Science ISSN 1870-4069, editada por el Centro de Investigación en Computación del Instituto Politécnico Nacional, volumen 148(8), pp. 555-569, disponible en https://www.rcs.cic.ipn.mx/2020_149_8/.

1.10. Estructura de la tesis

El contenido de este trabajo de tesis es descrito como se menciona a continuación:

El capítulo 2, incorpora los fundamentos teóricos, comprendidos por fundamentos anatómicos de la mano humana, lesiones de mano, sistemas para la rehabilitación de extremidades del cuerpo humano, características para el sistema, sistemas para mano con apoyo de energía externa, sin apoyo de energía externa, sistemas mecánicos y sistemas basados en realidad virtual y realidad aumentada.

En el capítulo 3, se presentan el prototipo del guante-exoesqueleto, diagramas de secuencia y caso de uso para describir como será la interacción entre los actores involucrados con el uso del sistema, incluyendo un modelo de parametrización por cinemática directa de la mano humana, el diseño del guante-exoesqueleto, la elaboración del ambiente virtual para interacción con el guante-exoesqueleto y por último su implementación y evaluación.

Finalmente, en el capítulo 4 las conclusiones, recomendaciones y el trabajo futuro.

Fundamentos teóricos

2.1. Fundamentos anatómicos de la mano humana

La mano humana, al ser una extremidad esencial para el desarrollo de actividades realiza funciones tanto mecánicas como sensitivas y de comunicación. Es el primer órgano para la manipulación física del entorno (Tenesaca and Zeas, 2011). La mano está localizada en la región de la extremidad superior distal a la articulación de la muñeca, posicionada desde la muñeca hasta la yema de los dedos. Como se mencionó en la sección 1.7.1 está compuesta por 27 huesos, para los cuales le corresponden a los dedos meñique, anular, medio e índice las falanges proximal, media y distal, a excepción del dedo pulgar que carece de la falange media como se muestra en la Figura 2.1.

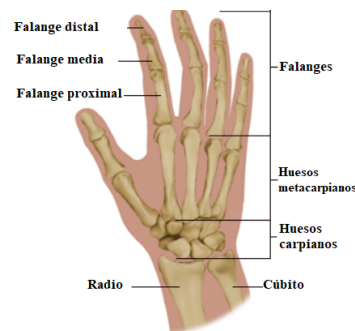


Figura 2.1: Partes de la mano humana. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).

De la misma manera, acorde a Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca (2011) la muñeca tiene ocho huesos denominados huesos carpianos, divididos en dos grupos de cuatro, encajando en una cavidad formada por los huesos del radio y el antebrazo como se puede observar en la Figura 2.2. Para los cuales, los huesos de la fila proximal son: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. Y para los huesos de la fila distal son:

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

trapecio, trapezoide, grande y ganchoso.

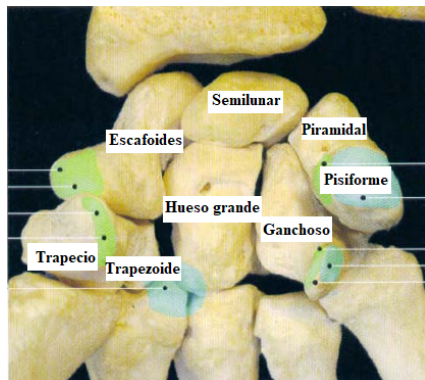


Figura 2.2: Ensamble de los huesos de la muñeca humana. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).

Es importante mencionar que para que la mano humana pueda realizar algún movimiento, es necesario considerar los grados de libertad que se tiene permitidos para no sufrir algún tipo de lesión, los grados de libertad se consideran fundamentales en la parametrización y modelado para descartar movimientos innecesarios. En la muñeca, se tiene para los movimientos de flexión y extensión 80° y 70° de amplitud de movimiento respectivamente como se muestra en la Figura 2.3.

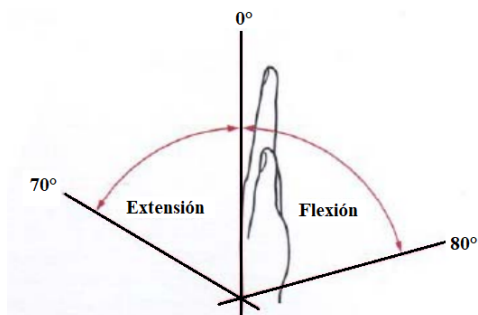


Figura 2.3: Grados de libertad para la amplitud de movimiento en la muñeca. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).

En cambio, para las articulaciones metacarpofalángicas la amplitud para la flexión es de 90° y para la extensión va de 30° a 45° como se logra identificar en la Figura 2.4.

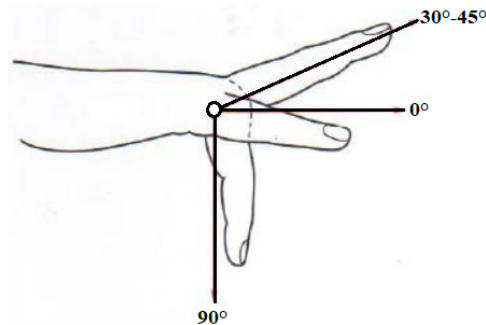


Figura 2.4: Grados de libertad para la amplitud de las articulaciones metacarpofalángicas.

Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).

Del mismo modo, en la Figura 2.5 se muestran los movimientos de flexión (100°) y extensión (0°) de la falange media, identificando que la amplitud de movimiento interconecta la falange media con la falange distal y además se observa el movimiento de flexión (90°) y extensión (10°) que puede realizar la falange distal en la Figura 2.6.

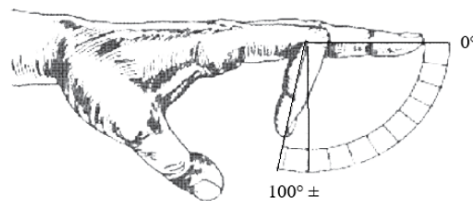


Figura 2.5: Grados de libertad para la amplitud de movimientos en la falange media.

Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).



Figura 2.6: Grados de libertad para la amplitud de movimientos en la falange distal.

Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).

Por otro lado, la abducción y aducción (ver Figura 2.7) son medidas a partir de la línea axial de la mano, donde los dedos se separan en arcos aproximadamente de 20° , mientras que en la aducción se juntan y tocan entre sí.

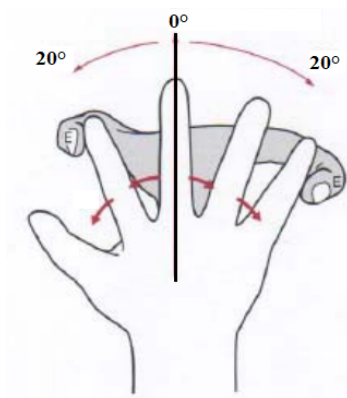


Figura 2.7: Abducción y aducción de los dedos. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).

En comparación con el dedo pulgar que puede abducirse en el plano de la palma 0° o en un ángulo recto en la abducción palmar hasta los 70° (véase Figura 2.8).

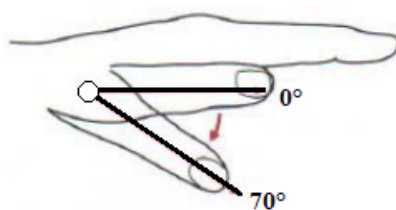


Figura 2.8: Abducción del dedo pulgar. Fuente: (Andrade Zeas and Zúñiga Tenesaca, 2011).

Por lo expuesto, el diseño del guante-exoesqueleto contendrá tres eslabones que representan las falanges proximal, media y distal en conjunto con sensores para la adquisición de los datos generados por los movimientos de flexión y extensión para las articulaciones interfalángicas y la muñeca.

2.2. Lesiones de mano

Basado en el trabajo de (Palacios García et al., 2010), las patologías asociadas a la mano y la muñeca se agrupan para la primera, en lesiones de metacarpianos y falanges, lesiones de tendones flexores, lesiones de tendones extensores, heridas y quemaduras, tendinopatías, entesopatías y síndromes caniculares; en cuanto a la segunda se agrupan en fracturas del carpo, luxaciones e inestabilidades del carpo.

En complemento, cada patología se puede agrupar de acuerdo con el término asociado que pudiese provocarla tal como un accidente laboral, un accidente no laboral, una enfermedad profesional, o una enfermedad común.

Basados en lo anterior, a continuación se describe el grupo de las patologías asociadas a la mano y la muñeca.

Lesiones de los metacarpianos y las falanges

- **Lesiones del pulgar:** las lesiones frecuentemente dadas en la base del primer metacarpiano suelen ser resultado de una fuerza aplicada a lo largo del eje del pulgar, como ejemplo una caída o golpe con el puño, así como una abducción forzada del pulgar. Aunque se puede confundir con una fractura de escafoides, el dolor a la palpación es máximo en una región distal a la tabaquera anatómica y la deformidad puede ser evidente.
- **Fractura de Bennet:** fractura intraarticular con luxación proximal y radial del primer metacarpiano, separación de un fragmento óseo triangular (ver Figura 2.9).

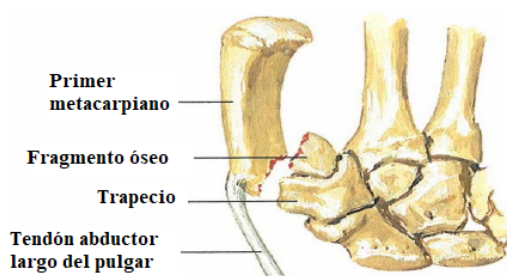


Figura 2.9: Características de la fractura de Bennet. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

- **Fracturas cerca de la base del primer metacarpiano:** existen las fracturas en tallo verde y la fractura de Rolando, para las primeras que son frecuentes en la infancia la angulación suele ser leve o moderada y resulta aceptable, si existe una angulación exagerada debe corregirse y se recomienda inmovilización con escayola durante cinco semanas. Mientras que a la fractura de Rolando que se muestra en la Figura 2.10 se le suma a la fractura de Bennet un tercer fragmento dorsal, dos fragmentos articulares, dorsal y palmar y un trazo metafisario.

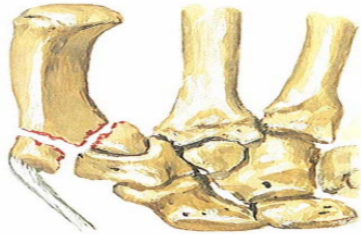


Figura 2.10: Fractura intraarticular en forma de Y “Fractura de Rolando”. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

- **Luxación carpometacarpiana del pulgar:** es una luxación que pudo ser provocada por una abducción forzada del pulgar.
- **Lesiones de la articulación metacarpofalángica del pulgar:** referida a una luxación posterior la cual puede producirse por una hiperextensión forzada del pulgar, es frecuente en la infancia (observar Figura 2.11).



Figura 2.11: Luxación trapecio metacarpiana. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

- **Rotura del ligamento colateral cubital (fractura del guardabosques):** causada por una abducción forzada como se muestra en la Figura 2.12, al no ser detectada y tratada puede ocurrir una subluxación progresiva de la metacarpofalángica que interfiere en la presión y provoca una incapacidad permanente.

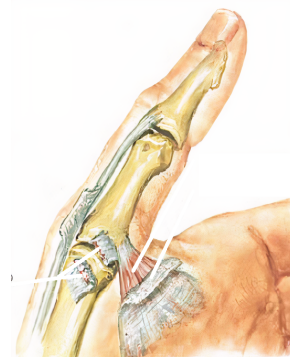


Figura 2.12: Fractura del guardabosque. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

- **Fractura de la falange proximal:** existen dos, la fractura con angulación mínima o en astilla y la fractura muy angulada.
- **Luxación interfalángica del pulgar.**
- **Fracturas de falange distal:** normalmente son lesiones por aplastamiento, la lesión de partes blandas tiene prioridad en el tratamiento, una férula local ligera evita el dolor.
- **Fracturas del cuello del quinto metacarpiano:** causadas por un golpe con el puño (normalmente una pelea).
- **Fracturas diafisarias espiroideas, I-B-3 Fracturas diafisarias transversales con angulación o desplazamiento leve o moderado y I-B-4 las fracturas de la base.**
- **Fractura de la cabeza del quinto metacarpiano.**
- **Lesiones del tercer y cuarto metacarpiano:** para las fracturas de estos, el patrón más frecuente es una fractura diafisaria espiroidea o transversal como se muestra en la Figura 2.13.

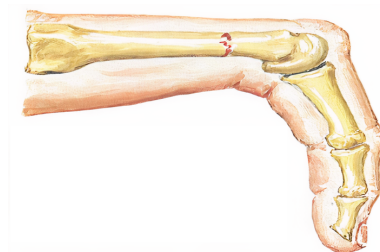


Figura 2.13: Lesiones del tercer y cuarto metacarpiano. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

- **Lesiones del segundo metacarpiano:** denominadas como fracturas externas que afectan al segundo y quinto metacarpiano.
- **Fracturas de la falange proximal y la falange media:** las fracturas transversales de la falange proximal tienden a la angulación palmar por la tracción de los músculos interóseos en la base de la falange proximal y por la compresión que ejercen los tendones flexores y extensores largos. Las fracturas del cuello de la falange media, son anguladas en general en dirección palmar por la tracción del tendón flexor superficial del dedo, el cual se inserta en el fragmento proximal y la fractura de la base de la falange media, se presenta normalmente una angulación dorsal por la tracción de la banda central del tendón extensor largo sobre el fragmento proximal, asociada a la acción de los dos tendones flexores largos (observar Figura 2.14).

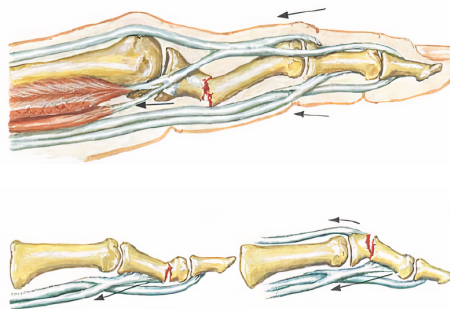


Figura 2.14: Fracturas de la falange proximal y la falange media. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

- **Fracturas de la falange distal:** dolorosas, pero poco importantes mostradas en la Figura 2.15.

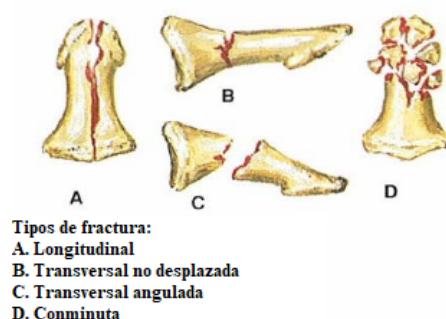


Figura 2.15: Fracturas de la falange distal. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

- **Luxaciones metacarpofalángicas e interfalángicas:** son causadas comúnmente por una hiperextensión, se identifican en la Figura 2.16.



Figura 2.16: Luxaciones metacarpofalángicas e interfalángicas. Fuente: (Palacios García et al., 2010).

- **Esguinces y subluxaciones laterales:** atribuidas a caídas en las que el lado del dedo golpea contra un objeto resistente, provocando un arrancamiento o rotura del ligamento colateral.

Lesiones a nivel de la articulación interfalángica distal

- Agudas, dedo en martillo
- Crónicas, deformidad en cuello de cisne
- Lesiones a nivel de la articulación interfalángica proximal
- Deformidad de BOUTONNIERE
- Lesiones a nivel de articulación metacarpofalángica

Patología traumática ungueal

El único elemento rígido que estabiliza el pulpejo distalmente a la tuberosidad falángica es la uña, interviene en la realización de pinzas de precisión y en la sensibilidad, la ausencia de la uña implica una pérdida de la capacidad de discriminación de puntos. Los traumatismos que se pueden presentar son, hematoma subungueal limitado o extenso, lesiones ungueales, pérdidas de sustancia del lecho ungueal.

Tendinopatías y entesopatías

- **Tendinitis:** denominada así a la distensión o desgarro tendinoso con su respuesta inflamatoria de reparación.
- **Paratendonitis (“Tenosinovitis”, “Tenovaginitis” o “Peritendinitis”):** determinados a los signos inflamatorios como calor, dolor, crepitación, sensibilidad local y disfunción. Es una inflamación aislada del tendón, cubierto o no de sinovial.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

- **Tenosinovitis crepitante:** ocurridos con mayor frecuencia en tendones extensores y para los tendones flexores puede ser causante de un túnel del carpo.
- **Tenosinovitis estenosante:** frecuente en hombres y mujeres con edad entre los 50-60 años, se presenta inflamación y engrosamiento de la vaina sinovial de etiología reumatoidea y estenosis del canal.
- **Tendinitis crónica:** pueden ser paratendonitis con tendinosis si existe un componente inflamatorio y nódulo tendinoso palpable (degeneración) o solo tendinosis si solo hay degeneración intratendinosa por atrofia con o sin nódulo.

Patología tendinosa de la muñeca

- **Tendinitis del palmar mayor:** siendo una tendinitis por compresión y sobrecarga mecánica, presentando dolor en desviación radial y en flexión.
- **Síndrome de Quervain:** se presenta una Tenosinovitis estenosante del primer compartimento dorsal de muñeca que afecta a la vaina del abductor largo y extensor corto del primer dedo en estilóides radial, de igual manera se produce en actividades de abducción y desviación cubital y es más frecuente en mujeres de 40-50 años. Produciendo dolor en borde radial, Filkestein positiva, inflamación de la vaina.
- **Síndrome Tendinosa:** existe dolor, crepitación y tumefacción en cara dorsal del radio a unos 4-8 cm del tubérculo de Lister y fricción de los extensores radiales con el abductor largo y extensor corto.
- **Tendinitis pericubitales:** es una tendinitis del flexor carpi ulnaris, dolor localizado a nivel del pisiforme en flexión palmar y desviación cubital, relacionado con esfuerzos repetitivos, uso de la computadora y deportistas de raqueta.

Escala de Robert Lovett

Una manera de evaluar la funcionalidad del miembro lesionado del paciente respecto al grado y/o porcentaje de mejora en cuanto a su rehabilitación en el área de fisioterapia es el uso de la escala de Lovett que se puede apreciar en la Tabla 2.1, enfocada tanto a la función del miembro, así como su función deportiva.

Tabla 2.1: Escala de Robert Lovett, M.D. - Kendall. Fuente: (Casasús, 2015).

Grado	Término	Descripción
5	Normal	Alcanza la amplitud total disponible de movimiento contra la gravedad y es capaz de mantener una resistencia máxima.
4	Buena	Alcanza la amplitud total disponible de movimiento contra la gravedad y es capaz de mantener una resistencia moderada.
3	Regular	Alcanza la amplitud total disponible de movimiento sólo contra la gravedad al eliminar la resistencia.
2	Pobre	Alcanza la amplitud total de movimiento al eliminar la gravedad.
1	Vestigios	Contracción visible o palpable sin movimiento muscular significativo.
0	Nula	No se observa ni se siente contracción.

Por lo que, en la escala de Lovett el paciente debe vencer la gravedad en cualquiera de los movimientos para que la mano pueda hacer movimientos a partir de un número 2 o un número 3, y el paciente regrese a sus actividades de la vida diaria tales como: alimentación y vestido.

La escala de Lovett logra ser de importancia en fisioterapia, midiendo la mejoría que la mano pueda alcanzar, por ejemplo para la presión fina del abotonado de la ropa, la subida y bajada de un cierre o el amarrar agujetas.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Escala de Daniels

Por otro lado, la escala de Daniels también es utilizada para medir la fuerza de los músculos en el cuerpo humano, especialmente en en el área de fisioterapia. Consiste en la evaluación de la contracción muscular frente a ciertos requerimientos, otorgándole valores entre 0 y 5 (ver Tabla 2.2).

Tabla 2.2: Escala de Daniels. Fuente: (Lifeder.com, 2021).

0	El músculo no se contrae, parálisis completa.
1	El músculo se contrae, pero no hay movimientos. La contracción puede palparse o visualizarse, pero no hay movimiento.
2	El músculo se contrae y efectúa todo el movimiento, pero sin resistencia, no puede vencer la gravedad (se prueba la articulación en su plano).
3	El músculo puede efectuar el movimiento en contra de la gravedad como única resistencia.
4	El músculo se contrae y efectúa el movimiento completo, en toda su amplitud, en contra de la gravedad y en contra de una resistencia manual moderada.
5	El músculo se contrae y efectúa el movimiento en toda su amplitud en contra de la gravedad y contra una resistencia manual máxima.

Acorde a lo descrito en (Lifeder.com, 2021), la escala de Daniels se emplea para evaluar la contracción muscular de un músculo aislado o de los músculos relacionados con las articulaciones, que son los que permiten el movimiento articular.

De igual manera, con los datos obtenidos con el uso del sistema en la etapa de rehabilitación, los fisioterapeutas podrían categorizar la evolución de los pacientes en las escalas mencionadas.

En razón de lo antes descrito, el sistema de guante-exoesqueleto con la funcionalidad actual podría ser utilizado en padecimientos de mano en lo que se requiera flexión y extensión para evitar una pérdida total de movimiento (atrofia). Detalladamente en esguinces, fracturas y lesiones de los huesos del carpo y mano que tuvieron un proceso de inmovilización en un periodo de tiempo prolongado y requieran de un proceso de rehabilitación.

2.3. Sistemas para la rehabilitación de extremidades del cuerpo humano

La creciente necesidad de hacer posible la interacción y comunicación de personas con alguna discapacidad, ha permitido a múltiples grupos de investigación multidisciplinares desarrollar interfaces persona-máquina basadas en nuevas formas de interacción acorde a Ceres et al. (2011), es por ello que a continuación se listan diferentes sistemas aplicados a apoyar el desarrollo de actividades de estas personas.

Interfaces para interacción y comunicación de personas con alguna discapacidad

Las interfaces cerebro-computador por sus siglas en inglés BCI (Brain-Computer Interface) o BMI (Brain-Machine Interface) utilizan la actividad cerebral de la persona para interactuar con dispositivos (ver Figura 2.18).

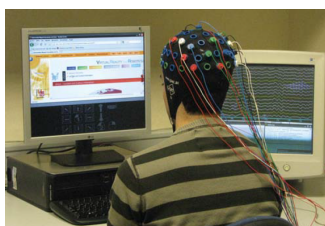


Figura 2.17: Interfaz cerebro-computador para navegación en internet (UMH). Fuente: (Ceres et al., 2011).

Otro tipo de interfaces, son las oculares que permiten la interacción con los dispositivos mediante el movimiento de los ojos de la persona, lo anterior para detectar el movimiento ocular realizado midiendo la orientación (posición angular) de la mirada como se muestra en la Figura 2.18.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

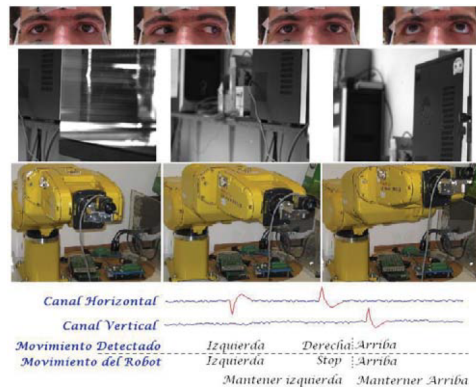


Figura 2.18: Secuencia de movimientos oculares durante el control de un brazo robot utilizando una interfaz basada en EOG (UMH). Fuente: (Ceres et al., 2011).

Otro tipo de interfaces son las multimodales, ya que estas se basan en la combinación de diferentes modalidades de interacción con el fin de mejorar la comunicación entre la persona y el dispositivo o entorno. Los beneficios de interfaces del tipo multimodales son que las desventajas de una modalidad de interacción pueden ser suplidas por las ventajas de otra. Asimismo, una interfaz multimodal puede ser diseñada para que pueda ser usada por personas con diferentes tipos de discapacidad.

Robótica en la rehabilitación y compensación funcional

En el trabajo de (Ceres et al., 2011) la robótica hace posible la realización de tareas en modo asistido con ayuda de dispositivos auxiliares, especialmente en funciones biomecánicas realizadas con las extremidades superiores e inferiores en cuanto a la manipulación y la movilidad. Describiendo tres grupos de sistemas robóticos, el primero destinado a compensar las funciones naturales reforzando el o los miembros debilitados con el uso de ortesis o exoesqueletos, o con el uso de prótesis. El segundo conformado por los sistemas alternativos especificados para los casos que no posibilita llevar a cabo las compensaciones anteriores y, por último el tercer grupo, orientado a los procesos de restauración de las facultades naturales mediante robots y exoesqueletos de rehabilitación.

Las prótesis y las ortesis o exoesqueletos constituyen estructuras robóticas poliarticuladas que sustituyen o refuerzan respectivamente extremidades superiores (brazo, antebrazo o mano) o miembros inferiores (cadera, rodilla o pié) como se puede observar en la Figura 2.19. Para el diseño y construcción de estos sistemas se requiere un enfoque multidisciplinar con aspectos de automática, anatomía-fisiología y de psicología, lo que se aborda frecuentemente mediante soluciones bioinspiradas para lograr la adecuada funcionalidad y la aceptación del usuario.

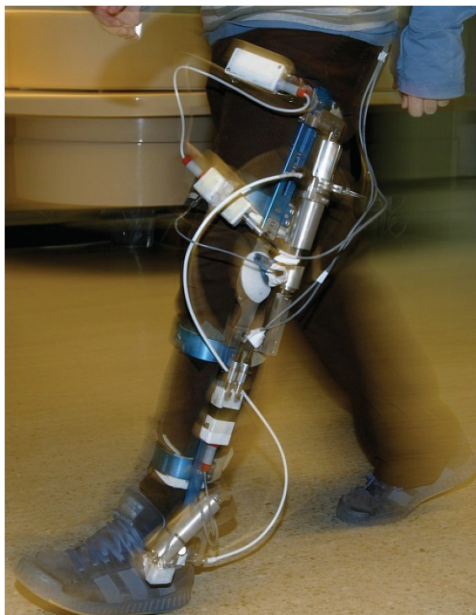


Figura 2.19: Ortesis GAIT en fase de validación. Fuente: (Ceres et al., 2011).

Al ser robots autoportados, deben cumplir estrictos requisitos no solo funcionales, como potencia y velocidad, sino también en lo referente a la ergonomía (peso, dimensiones, confort y estética). Por otro lado, la ingeniería abarca aspectos mecánicos cinemáticos, almacenamiento de energía y cinéticos, de captación, de control y de actuación. Un aspecto de especial importancia relacionado con los anteriores es el de interacción persona-máquina. Donde el intercambio de información entre estos dos agentes puede ser físico o biomecánico, por la aplicación de fuerzas y pares entre ambos o utilizando gestos y posturas naturales asociados a la función.

Robots para la rehabilitación

Los sistemas robóticos pueden ser implementados sobre miembros inferiores o superiores con el fin de aprender o recuperar funciones motoras escasamente desarrolladas, ya sea al sufrir una parálisis cerebral o en extremidades debilitadas por traumatismo o accidentes cerebrovasculares. Los sistemas robóticos buscan apoyar a recuperar el tono muscular, el funcionamiento de las articulaciones y la coordinación neuromotriz, previniendo también deterioros tales como atrofas y osteoporosis. La mayor parte de estos robots son ortesis que tratan de replicar los movimientos con intervención pasiva o activa del paciente.

Exoesqueletos controlados mediante electromiografía

En algunos exoesqueletos para entrenamiento y neurorehabilitación se utilizan ejercicios preprogramados para controlar al robot. Este tipo de ejercicio en ocasiones es importante para la rehabilitación de la extremidad, la intención de movimiento del usuario no se considera suficiente y adecuada. En (Ceres et al., 2011) denotan la conclusión de que el movimiento pasivo es a menudo insuficiente y que el éxito en el proceso de la rehabilitación está sometido a la participación activa del paciente. Por lo que un entrenamiento progresivo que se base en medidas del esfuerzo muscular y coordinación del movimiento produce mejores resultados.

Como ejemplo, en los accidentes cerebrovasculares la coordinación de movimiento puede ser el elemento más apropiado para la terapia robótica y el robot debe seguir la actividad de los diferentes músculos y adaptarse a la habilidad del sujeto para controlarlos. Por lo que, un sistema robótico que pueda medir la capacidad que posee el individuo, o la fuerza que puede generar en el músculo, será “inteligente” apoyando a determinar la cantidad de asistencia o resistencia que la máquina debería proporcionar para facilitar el mayor cambio funcional en la fuerza del músculo o la coordinación.

Exoesqueletos aplicados a la rehabilitación

De acuerdo con el trabajo de (Cardona et al., 2010), un exoesqueleto se puede definir como una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, sirviendo como apoyo para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades del cuerpo humano. Desarrollados principalmente como estructuras pasivas o activas, en otras palabras, que contengan o no actuadores para el movimiento y por lo tanto necesiten o no un sistema de control asociado al accionamiento de dichos actuadores.

Los elementos del exoesqueleto deben ser directamente adaptados y ajustados a la extremidad, fijándolas de forma estable y confortable para alinear cada articulación con el centro de rotación anatómico correspondiente. En lo que se refiere a miembros superiores, los exoesqueletos se usan no solo como dispositivos de amplificación de fuerzas sino también como elementos pasivos y activos de reducción de desórdenes severos de tipo neuromotor, por ejemplo, espasticidad, rigidez y temblor por mencionar algunas y por patologías como parálisis cerebral o Parkinson.

En particular, un ejemplo más complejo lo constituye la prótesis de mano, dando lugar desde hace tiempo a estudios sobre las formas de agarre, los tipos de prensión, entre otros. En la prótesis de mano, además de resolver de forma efectiva los problemas mecánicos de un significativo número de articulaciones, es preciso implementar un sistema eficiente de interacción con el humano, dadas las numerosas modalidades cinemáticas y cinéticas correspondientes a las diversas posiciones que la mano adopta.

2.4. Características para el sistema de rehabilitación

Un sistema de rehabilitación debe contar con diversas características y requerimientos que lo hacen único, tal es el caso del sistema desarrollado en este trabajo de tesis de las cuales sobresalen:

- Funcionalidad: al cumplir correctamente sus tareas.
- Ergonomía: otorgando comodidad en su uso.
- Relación costo-beneficio: al ser de bajo costo por sus componentes.
- Ligero: por los elementos en impresión 3D.
- Medición adecuada de las variables: respecto a los grados de movimiento.
- Grados de libertad (DOF): para las intersecciones en las articulaciones.
- Actuadores: para aplicar apoyo a los movimientos.
- Sensores: en el seguimiento de los movimientos.
- Confort: para utilizarse por un periodo de tiempo significativo.
- Facilidad de ajuste y extracción: al contener componentes cómodos.
- Mínima complejidad de diseño: diseño propio acorde a las necesidades.
- Facilidad de manipulación: no requiere mayores conocimientos.
- Compatibilidad con la extremidad: dedicado específicamente.
- Tipo de asistencia: al ser asistencia activa.
- Eficiencia: al conseguir el cumplimiento adecuado de su función.
- Eficacia: alcanzando el efecto que se desea y/o espera.
- Portabilidad: por la comodidad y tamaño.
- Adaptabilidad: respecto al miembro del usuario.
- Escalable: posibles mejoras en su diseño y desempeño.

Para cada sistema de rehabilitación, aplicado a una necesidad específica se pueden identificar una serie de ventajas y desventajas, en este caso específico se pueden listar tales como:

Ventajas:

- Mejorar el proceso de rehabilitación respecto a técnicas tradicionales.
- Mayor motivación al usuario al visualizar sus movimientos en un ambiente virtual.
- Datos cuantitativos por las lecturas de los sensores.
- Datos cualitativos para comprender ciertas acciones y/o actitudes.
- Multiobjetivo apoyando la etapa de rehabilitación.
- Ilustra el progreso físico mediante la interfaz en un monitor.

Desventajas:

- Costo, si no se tienen los elementos necesarios.
- Dificil acceso a su utilización por las tecnologías aplicadas.
- Falta de precisión debido al tipo de sensores.
- Disponibilidad del hardware.
- Riesgos motrices al poder dañar el miembro del paciente.
- Inseguridad en su implementación a causa de su mala utilización.
- Se debe realizar una selección de pacientes para su aplicación.

2.5. Sistemas para mano con apoyo de energía externa

En (Sarakoglou et al., 2004), se menciona la falta de mediciones científicas que sufren los métodos actuales en la valoración respecto al porcentaje de avance y mejora en las terapias de rehabilitación del paciente, debido a la naturaleza mayormente empírica del análisis. En la Figura 2.20 se muestra un exoesqueleto creado para la terapia física y ocupacional de la mano en un entorno interactivo con realidad virtual. El sistema ofrece una mejora a los métodos de terapia existentes al introducir el movimiento de los dedos, con una medición de la fuerza de forma precisa y repetible, involucrando al paciente a interactuar con una variedad de ejercicios que crean un registro para su evaluación estadística posterior al término de su implementación.

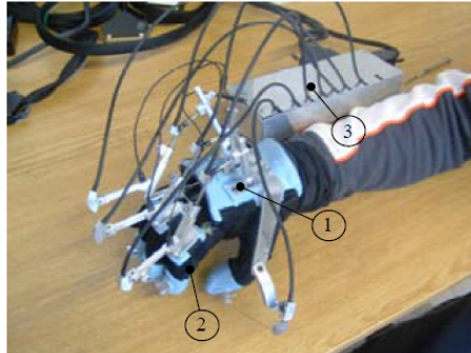


Figura 2.20: Ejercitador basado en exoesqueleto para mano. Fuente: (Sarakoglou et al., 2004).

Por otra parte, Wege and Hommel (2005) desarrollan un exoesqueleto que incorpora los 4 grados de libertad que el dedo humano tiene, ya que muchos exoesqueletos no se ocupan de estos. Abarcando el movimiento bidireccional y la construcción de un exoesqueleto modular liviano, así como fácil de colocar incluso en manos deformadas o con cicatrices, permitiendo que la palma esté libre de elementos mecánicos para su interacción con el medio ambiente. Los movimientos se realizan mediante actuadores que a través de cables hacen rotar poleas ubicadas sobre las falanges, logrando de esta manera una cadena de movimientos al par con el dedo del paciente como se puede observar en la Figura 2.21.

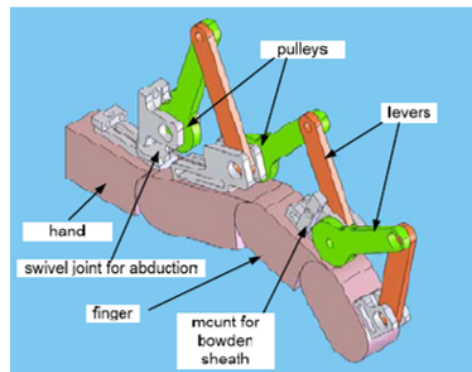


Figura 2.21: Cadena de movimientos lograda mediante actuadores que activan las poleas. Fuente: (Wege and Hommel, 2005).

En el mismo orden de ideas, en (Iqbal et al., 2009) se describen los requisitos en el diseño de un dispositivo exoesqueleto para mano. En el cual se menciona que se debe incluir esencialmente la elección adecuada del número de DOF (grados de libertad), las longitudes de enlace, la elección del tipo de actuadores y sensores con el fin de

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

proporcionar la funcionalidad deseable acompañada de una ergonomía adecuada. Del estudio realizado se deriva el prototipo que se ilustra en la Figura 2.22.

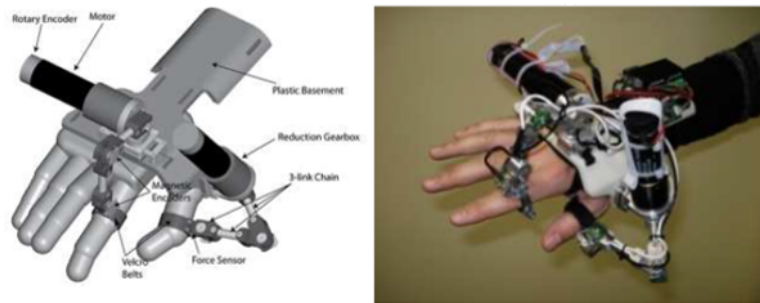


Figura 2.22: Prototipo basado en los requisitos de diseño de un dispositivo robótico exoesqueleto para mano. Fuente: (Iqbal et al., 2009).

Acorde a lo anterior, Iqbal et al. (2010) en su trabajo siguiente, toma en cuenta puntos sobresalientes como la compatibilidad del exoesqueleto con la mano humana, su optimización multi-objetivo considerando todos los parámetros de rendimiento, de igual manera el que posea un acondicionamiento directo/manejo directo para evitar el uso de cables, así como una transmisión directa.

Elaborando un dispositivo capaz de tener conducción hacia atrás y provisión de fuerza bidireccional ya que está destinado para la rehabilitación, al igual que portabilidad, al poder funcionar como un dispositivo de asistencia o una prótesis. Algunas ventajas que ofrece incluyen la buena ergonomía, la baja complejidad mecatrónica, la portabilidad y la facilidad de extracción identificadas en la Figura 2.23.

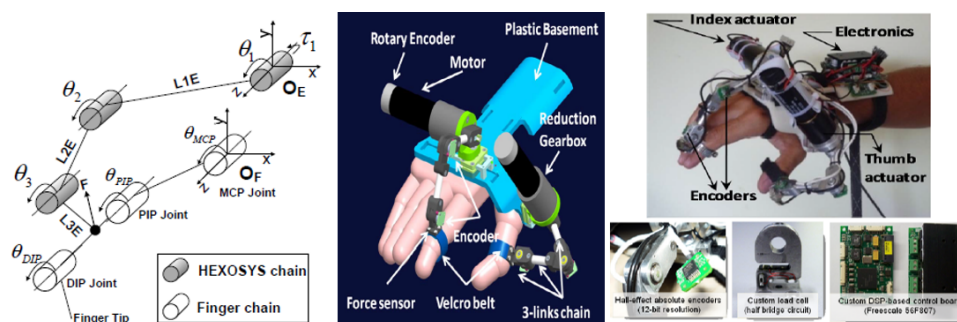


Figura 2.23: Dispositivo de rehabilitación portátil para la mano. Fuente: (Iqbal et al., 2010).

Por otro lado, el trabajo desarrollado por Polygerinos et al. (2013) muestra los resultados preliminares en el diseño, desarrollo y evaluación de un guante para rehabilitación de mano fabricado a base de tecnología robótica blanda (actuadores suaves). Como se

puede identificar en la Figura 2.24 los actuadores blandos compuestos de materiales elastoméricos contienen canales integrados que funcionan como redes neumáticas, diseñados y analizados geoméricamente para la generación de los movimientos de flexión, adaptados de manera segura al movimiento del dedo humano. Para lograr lo anterior, la curvatura de flexión y la respuesta de fuerza de estos actuadores se investigaron mediante un análisis geométrico y un modelo de elementos finitos antes de la fabricación.



Figura 2.24: Vista superior y lateral con el uso del prototipo montado sobre la mano del usuario demostrando la sujeción con velcros del guante y los actuadores suaves. Fuente: (Polygerinos et al., 2013).

Adicionalmente, en (Pu et al., 2014) se encontró un sistema exoesqueleto portátil para mano diseñado para cumplir con los requisitos de rehabilitación que le proporciona al usuario movimientos tanto bidireccionales de la flexión y extensión de todas las articulaciones de los dedos (ver Figura 2.25). El sistema contiene servomotores y una transmisión por cable para la ejecución de los movimientos que se derivaron y verificaron de las relaciones cinemáticas entre la yema del dedo y el metacarpiano.



Figura 2.25: Prototipo del sistema de exoesqueleto para rehabilitación de la mano. Fuente: (Pu et al., 2014).

De igual manera, en (Abdallah et al., 2017) se propone un nuevo diseño de exoesqueleto para mano impreso en 3D para la rehabilitación del ictus que se puede observar en la Figura 2.26. Basado en las señales de electromiografía, medidas a partir de los

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

músculos generadores del movimiento de la mano, el sistema mecatrónico diseñado en este trabajo detecta la intención de apertura o cierre de la mano del sujeto para replicar los movimientos mediante el exoesqueleto, basado en un controlador integrado y cinco servomotores, lo que lo hace de bajo costo y con la capacidad de conducir en tiempo real tres grados de libertad por cada dedo.

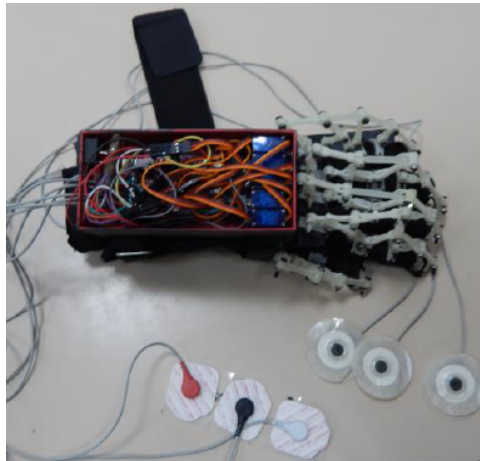


Figura 2.26: Sistema robótico diseñado para la rehabilitación de la mano. Fuente:(Abdallah et al., 2017).

En cambio, en el trabajo de Yap et al. (2017) se desarrolla un guante robótico a base de tela como material principal para la asistencia y rehabilitación de pacientes con mano discapacitada que pone especial atención a los DOF que permite un guante de tela en comparación con otros guantes que son más rígidos y pesados, lo que por consecuencia no otorga un libre movimiento al usuario. El desarrollo del guante se logra a base de materiales elásticos, con los cuales se le permite al paciente/usuario hacer movimientos de flexión y extensión en las falanges. De igual manera, desarrollan una interfaz gráfica (GUI) donde el usuario puede elegir su programa de rehabilitación y el modo de control. También, elaboran innovadores actuadores a base de tela siendo más flexibles y extensibles y así el guante trabaja con presión de aire relleno cada actuador, logrando la ejecución de diferentes movimientos de mano como se puede notar en la Figura 2.27.

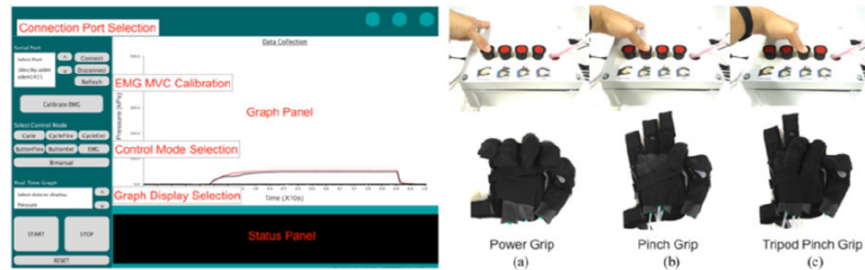


Figura 2.27: GUI del sistema y control de selección para la ejecución del movimiento deseado con el guante. Fuente:(Yap et al., 2017).

A su vez, en (Kermanshahani and Cheraghpour Samavati, 2019) se justifica que estudios clínicos han demostrado que al incorporar el uso de robots de exoesqueletos en fisioterapia se puede aumentar la actividad por parte de los receptores motores del cerebro y con la incorporación de experimentos virtuales se podría medir el rendimiento con el sistema aplicado a la rehabilitación.

El principal objetivo del sistema (ver Figura 2.28) es controlar un robot para la rehabilitación de los dedos de la mano humana, para lo cual el sistema incorpora sensores FSR midiendo la fuerza que se aplicará a través de los motores que contiene el guante, la cantidad de fuerza que necesita el paciente se mide y se ajusta automáticamente.

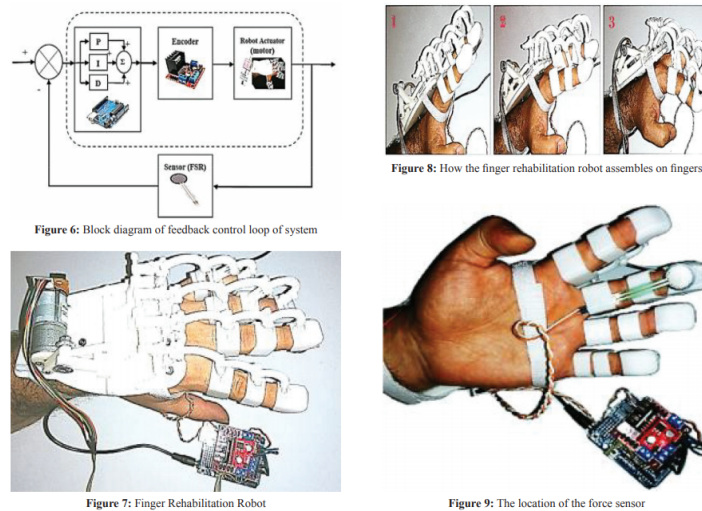


Figura 2.28: Robot exoesqueleto para la rehabilitación de 4 dedos. Fuente: (Kermanshahani and Cheraghpour Samavati, 2019).

En el trabajo de Marconi et al. (2019), se muestra un novedoso exoesqueleto denominado por el autor como HandeXos-Beta, elaborado para el dedo índice y pulgar en

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

cuanto a la rehabilitación de la mano derecha. El sistema cuenta con una arquitectura cinemática que le permite la actuación independiente tanto para la flexión como en la extensión del pulgar y la circunducción (oposición), permitiendo realizar varias configuraciones de agarre funcionales. Para lo que, se presenta una nueva arquitectura de actuadores elásticos en serie como se puede identificar en la Figura 2.29. Por lo que, la ortesis ajustable permite comodidad optima, la alineación de la articulación del robot-usuario y una actuación flexible para usuarios de varios tamaños de mano.

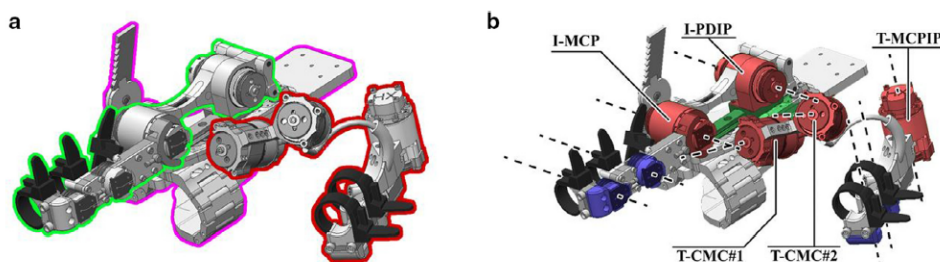


Figura 2.29: a) Diferenciación de las cadenas cinemáticas del pulgar (rojo) e índice (verde), así como el módulo base montado en la palma (violeta), b) Diferenciación de tipos de juntas: unidades SEA-EEM (rojo -5 en total), juntas subactuadas con codificadores de ángulo integrados (púrpura -4 en total) y DOF pasivo (verde). Fuente: (Marconi et al., 2019).

2.6. Sistemas para mano sin apoyo de energía externa

Al mencionar un exoesqueleto diseñado para mano, no necesariamente deben ser involucrados algún tipo de actuadores en su función. Tal es el caso del trabajo realizado por Peña Pitarch et al. (2012) donde se presenta una ortesis, un exoesqueleto para mano discapacitada, con el fin de ayudar a mejorar las actividades de la vida diaria del paciente con determinada patología.

La novedad en la creación de este exoesqueleto (ver Figura 2.30) es que no necesita ningún tipo de energía externa para su activación. Tan solo un movimiento de la muñeca hace que se active, creando una cadena cinemática de movimientos para ayudar a sostener un determinado objeto. Un gran beneficio en el desarrollo de este exoesqueleto es que al no utilizar un elemento exterior para el apoyo en los movimientos, permite que su peso disminuya bastante y la mano del paciente pueda utilizarlo más cómodamente.

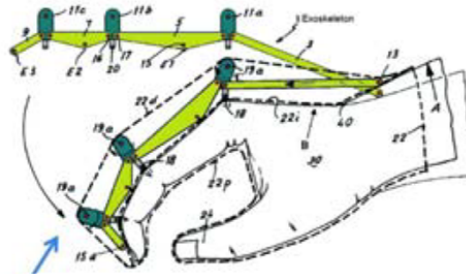


Figura 2.30: Exoesqueleto para una mano discapacitada sin fuerza. Fuente: (Peña Pitarch et al., 2012).

Por otra parte, Xiao et al. (2018) mediante el uso y manipulación de un joystick alterado a una forma elipsoide que trabaja en conjunto con un videojuego, para que el usuario realice movimientos de abducción con la muñeca. Donde, al contener el joystick 7 sensores FSR, se recaban datos que se promedian entre el número de objetivos alcanzados y la fuerza promedio alcanzada, determinando el grado de avance en la ejecución de la rutina de juego como se aprecia en la Figura 2.31 .

El trabajo concluye mencionando que la intervención con computadora en la etapa de rehabilitación logro mejorar la fuerza y destreza de la mano para sus lesiones y que el sistema podría ser un tratamiento alternativo para las lesiones de las manos en la práctica de rehabilitación tanto clínica como domiciliaria.



Figura 2.31: Ejecución de la rutina de trabajo con el uso de un joystick en forma de elipsoide. Fuente: (Xiao et al., 2018).

2.7. Sistemas mecánicos

Es importante mencionar que, para el apoyo en la etapa de rehabilitación de la mano también existen sistemas mecánicos como el trabajo de Lambercy et al. (2007), en el cual se muestra una innovadora interfaz robótica que abarca dos grados de libertad para entrenar la apertura/cierre de la mano con la manipulación de una perilla. El mecanismo es una estructura que permite la apertura y cierre de los dedos de la mano, así como una rotación que peculiarmente se adapta a la mano (izquierda/derecha) y sus diferentes tamaños (ver Figura 2.32).

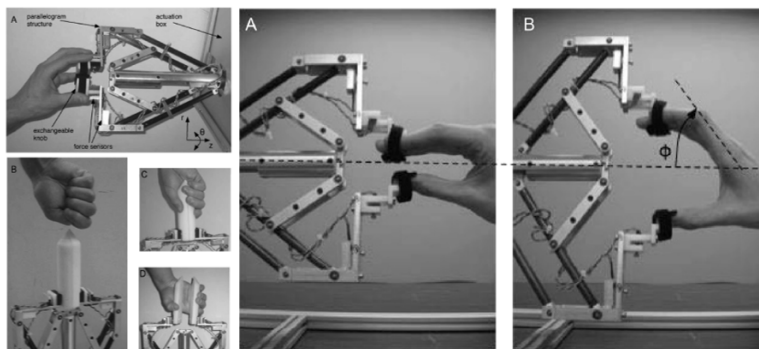


Figura 2.32: Mando háptico para la rehabilitación de la función de la mano. Fuente: (Lambercy et al., 2007).

Por su parte, en el escrito realizado por N. Muralidharan (2020) se crea un brazo mecánico en el que el médico puede activarlo a través de otro brazo. Enviando órdenes al brazo del paciente por medio del brazo del médico. Apoyando a enderezar, doblar y rotar el brazo del paciente según el del médico. Estos están formados por láminas acrílicas que con ayuda de potenciómetros y servomotores, trabajan respecto a la variación de la resistencia aplicada en el brazo del médico, enviando la señal analógica al arduino implementando el concepto de mapeo en la programación para el control de ángulos y así es como se detecta el movimiento para replicarlo posteriormente.

El proyecto se observa en la Figura 2.33, donde el proceso de fisioterapia o rehabilitación está totalmente automatizado bajo el control del experto. El movimiento del ejercicio se personaliza completamente con el brazo del médico. Y también se pueden conectar varios brazos de pacientes con el brazo del médico único. Para que un solo médico pueda dar ejercicios simultáneamente a un número (n) de pacientes.

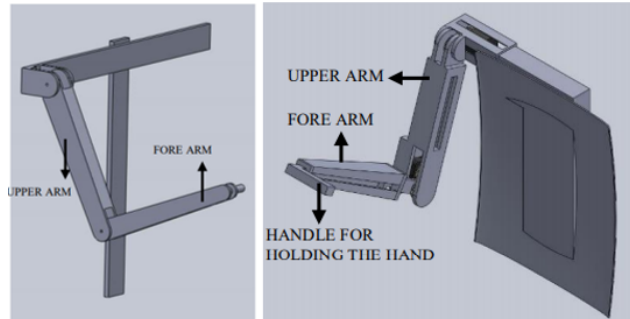


Figura 2.33: Modelo en Solid Works para el brazo del médico (izquierda) y brazo del paciente (derecha). Fuente: (N. Muralidharan, 2020).

2.8. Sistemas basados en realidad virtual y realidad aumentada

Por otro lado, dentro de la literatura se identifican sistemas aplicables al proceso de rehabilitación basados en RV, como REOVIEM desarrollado por Lozano-Quilis et al. (2013) un sistema que utiliza la RV y sus interfaces de usuario ofrecen a los pacientes con esclerosis múltiple una forma intuitiva y motivadora de realizar varios ejercicios para su rehabilitación. Además, permite a los terapeutas controlar el proceso de rehabilitación y evaluar la evolución de los pacientes.

REOVIEM destaca la capacidad para recrear varios ejercicios de forma virtual y configurar las características de los ejercicios de rehabilitación para finalmente facilitar la interacción entre paciente y sistema mediante una amplia variedad de dispositivos. En la Figura 2.34 se puede identificar su modo de trabajo.



Figura 2.34: Funcionalidad del sistema REOVIEM. Fuente: (Lozano-Quilis et al., 2013).

Acorde a Roy et al. (2013) la RV puede permitir a los usuarios ser parte de una expe-

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

riencia inmersiva y colaborativa. Dando como resultado centrar su atención en el juego y olvidar que están en terapia. Un ejemplo, es la aplicación llamada “Kinect-o-Therapy: Hacer que la rehabilitación sea divertida, atractiva y gratificante” (ver Figura 2.35), al ser minijuegos con versiones gamificadas de ejercicios de rehabilitación convencionales que los expertos recomiendan a sus pacientes a realizar.



Figura 2.35: Captura de pantalla de la aplicación “Kinect-o-Therapy” y sus ejercicios.

Fuente: (Roy et al., 2013).

A su vez, en (Camporesi et al., 2014) se proponen la corrección y parametrización en la captura de movimientos que contienen ejercicios de la parte superior del cuerpo, aplicados en la fisioterapia con tres propósitos específicos: informar la parametrización del movimiento, ayudar a corregir los artefactos y el ruido en los movimientos, así como proporcionar métricas para cuantificar la conformidad del movimiento. Las técnicas propuestas, permiten mejorar todo el proceso de la terapia desde la definición del ejercicio hasta la entrega (ver Figura 2.36).



Figura 2.36: Sistema que se usa en la práctica. Fuente: (Camporesi et al., 2014).

Por otro lado, de acuerdo con Viglialoro et al. (2019) se realizó una revisión que tuvo como objetivos estudiar en qué medida se utilizan las aplicaciones de RA aplicadas a la rehabilitación del hombro, examinar las tecnologías usables y las no usables, así como

investigar la evidencia que respalda la efectividad de esta. Analizando nueve sistemas basados en RA en cuanto a sus métodos de seguimiento, sus tecnologías de visualización, la retroalimentación integrada, el entorno de rehabilitación y su evaluación clínica. Los nueve sistemas se pueden observar en la Figura (2.37).



Figura 2.37: Los nueve sistemas de rehabilitación AR: NeuroR (arriba a la izquierda), ARS (arriba al centro), RehaBio (arriba a la derecha), MirrARbilitation (medio a la izquierda), ARIS (medio al centro), AR Games de De Leon et al. (centro a la derecha), SleeveAR (abajo a la izquierda), AR Fruit Ninja (abajo al centro) y AR System de Colmer et al. (abajo a la derecha). Fuente: (Viglialoro et al., 2019).

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Ahora bien, descrito lo anterior a continuación se presenta en la Tabla 2.3 la crítica de las ventajas y desventajas del sistema de guante-exoesqueleto, respecto a los presentados en este capítulo.

Tabla 2.3: Ventajas y desventajas del sistema respecto a los presentados.

Ventajas	Desventajas
-Ligereza	-Carece de actuadores
-Fácil extracción	-Menos DOF 's
-Ergonómico	-Tamaño estándar de mano
-Movimientos bidireccionales	-Conexión alámbrica
-Lecturas individuales (falanges)	-Falta la clasificación de movimientos
-Replicación de movimientos en un ambiente virtual	-Ausencia de seguimiento para otros movimientos de las falanges
-Informa la parametrización de los movimientos	-Poca interacción y motivación en el ambiente virtual
-Proporciona métricas para cuantificar la libertad de movilidad	-Menor experiencia inmersiva y colaborativa
-Compatibilidad	-Falta de rutinas de ejercicios
-Bajo costo	-No mide la fuerza ejercida
-Confort	-No hace un seguimiento de movimientos
-Interacción usuario-computadora	-Precisión
-Lectura de los movimientos de la muñeca	-Requiere una selección de pacientes
-Eficacia	
-Eficiencia	
-Adaptabilidad	

Prototipo de guante-exoesqueleto

3.1. Modelado UML

El lenguaje estandarizado UML (Unified Modeling Language) permite visualizar, especificar, construir y documentar los artefactos de un sistema de software, por lo que en este capítulo se desarrollaron los siguientes diagramas de secuencia y caso de uso para describir como será la interacción entre los actores involucrados.

Secuencia de interacción general entre los módulos del sistema

En la Figura 3.1 se muestra la interacción de los elementos involucrados, para los cuales se tiene una comunicación entre el guante-exoesqueleto y la placa arduino mega para la adquisición de los valores por los movimientos realizados, posteriormente en el IDE de arduino se convierten los valores de voltaje en datos de flexión/extensión para que, en la interfaz en Unity se representen en un modelo virtual de mano los movimientos realizados en el mundo real con uso del guante-exoesqueleto, indicando de esta manera con algunas condiciones si el movimiento es correcto o no.

3. PROTOTIPO DE GUANTE-EXOESQUELETO

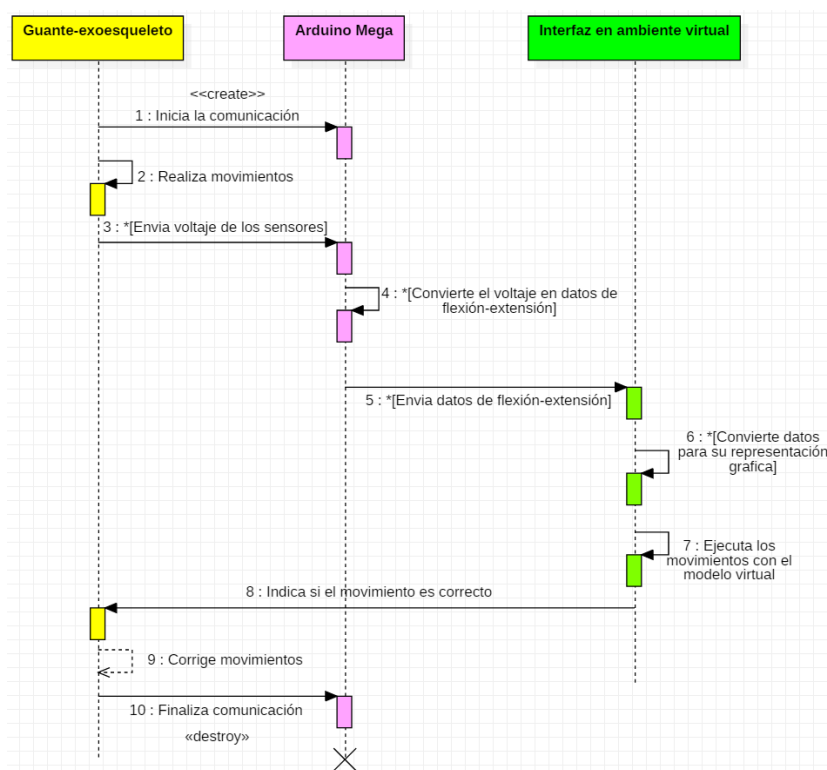


Figura 3.1: Secuencia de interacción entre los módulos del guante-exoesqueleto, la placa arduino Mega y la interfaz en ambiente gráfico de Unity.

Secuencia de interacción entre el fisioterapeuta, el paciente y el sistema

Como se observa en la Figura 3.2, el fisioterapeuta en base a una revisión de consulta, diseña una terapia con ejercicios de rehabilitación para que el paciente los ejecute utilizando el guante-exoesqueleto, por medio de esto los sensores integrados envían los voltajes a la placa arduino para que se conviertan en datos respecto a la valoración de movimientos (flexión/extensión), enviados mediante puerto serial a la interfaz creada en Unity para después representarse y replicarse en un modelo virtual que indica con condiciones si el movimiento es correcto o no, permitiendo al fisioterapeuta categorizar el avance en las terapias del paciente.

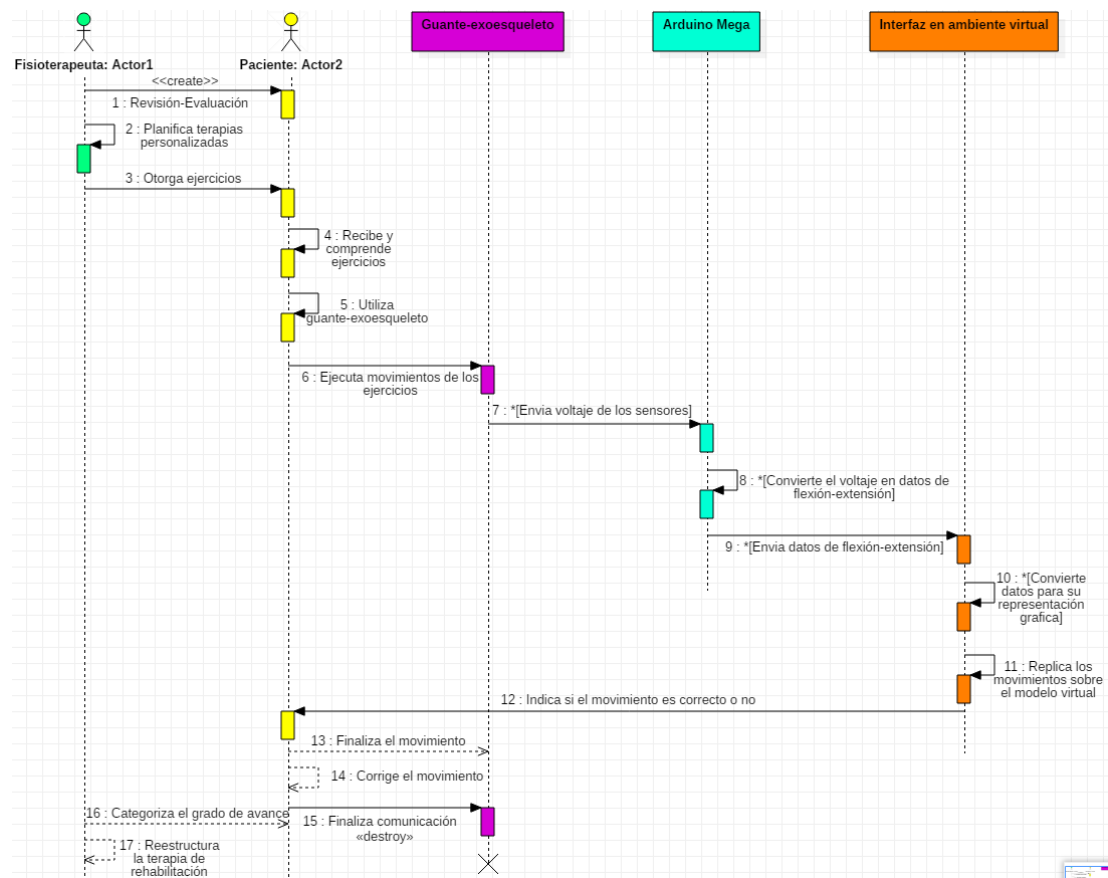


Figura 3.2: Secuencia de interacción entre el fisioterapeuta, el paciente y los diferentes módulos del sistema.

Casos de uso

En la Figura 3.3, se observan las acciones necesarias que se llevan a cabo desde la consulta médica hasta el seguimiento y evolución del paciente al cumplir sus ejercicios de terapia de rehabilitación para la muñeca-mano.

3. PROTOTIPO DE GUANTE-EXOESQUELETO

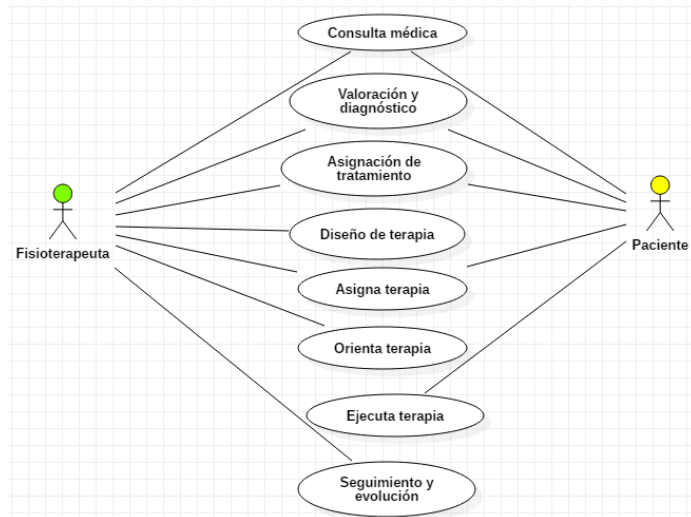


Figura 3.3: Caso de uso de actividades involucradas en la terapia de rehabilitación.

Por otro lado, las interacciones directas con el uso y manipulación del sistema se observan en la Figura 3.4, donde cada usuario involucrado tiene acciones diferentes para completar la terapia de rehabilitación y su evaluación.

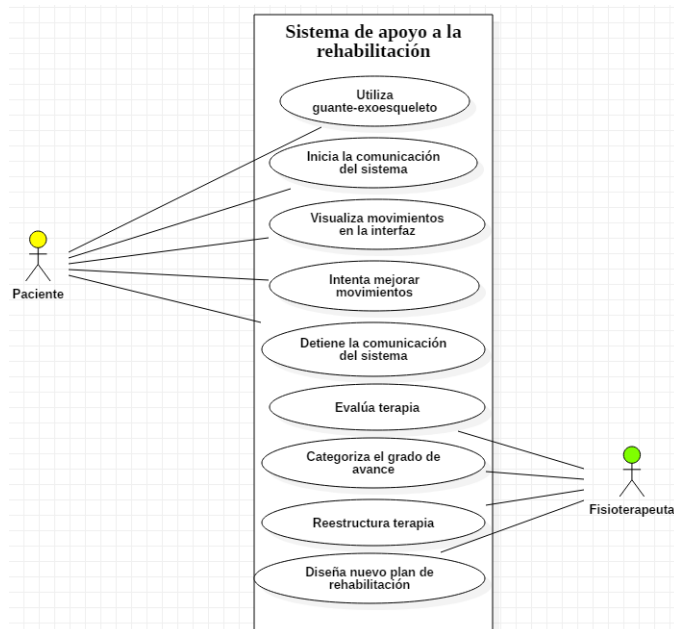


Figura 3.4: Caso de uso de interacción directa con la manipulación del sistema.

3.2. Modelo de parametrización por cinemática directa de la mano humana

Para obtener la cinemática directa del movimiento de las falanges de un dedo se hace uso del algoritmo Denavit-Hartenberg. El cual se aplicó a todos los dedos de la mano. En la Figura 3.5, se expresan todos los parámetros para poder determinar las rotaciones y translaciones de las falanges del dedo índice en un eje coordinado.

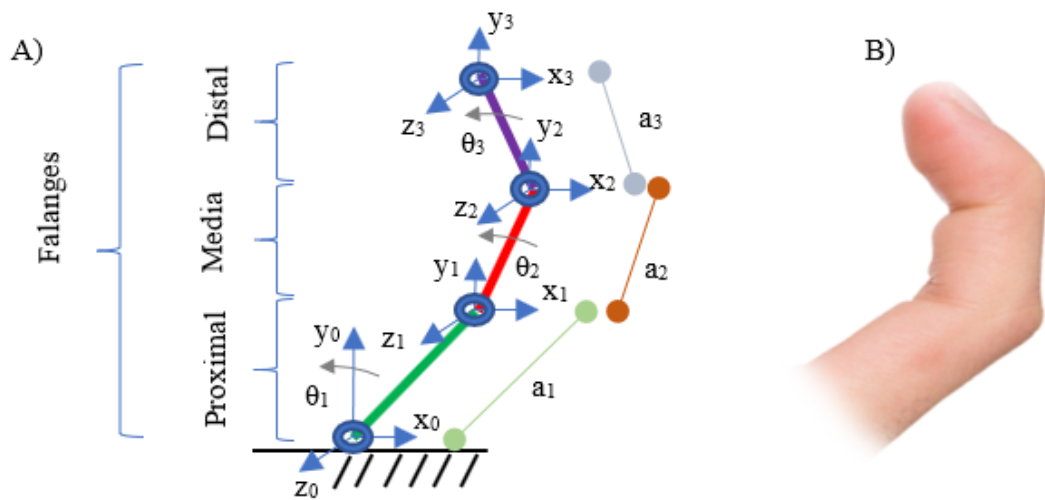


Figura 3.5: A) Modelo cinemático del dedo con tres grados de libertad en un plano. B) Movimiento del dedo.

Obteniendo la información de la Figura 3.5, se observa que para d_i la distancia del origen z_i es el mismo punto, por tanto no hay translación, así también como α_i no tiene rotación debido a que todas las z_i son paralelas, esta información se conforma en la Tabla 3.1 como se muestra a continuación.

Tabla 3.1: Tabla de Denavit- Hartenberg y sus parámetros de las falanges para el dedo índice.

Falanges	θ	d_i	a_i	α_i
Proximal	θ_1	0	a_1	0°
Media	θ_2	0	a_2	0°
Distal	θ_3	0	a_3	0°

Donde:

- θ_i es la rotación sobre el eje z
- d_i es la translación sobre el eje z
- a_i es la translación sobre el eje x
- α_i es la rotación sobre el eje x

Para describir el movimiento de cada falange se desarrollan las matrices de transformación homogénea de las partes: proximal, media y distal para cada dedo de la mano humana, que describen la posición-orientación relativa en cada una de las falanges.

Falange proximal: La ecuación 3.1, está dada por la matriz de rotación en combinación a la matriz de traslación dando como resultado la matriz de transformación homogénea de Z_1 con respecto a Z_0 , de la cual tenemos:

$$H_1(\theta_1) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Falange media: La ecuación 3.2, está dada por la matriz de rotación en combinación a la matriz de traslación dando como resultado la matriz de transformación homogénea de Z_2 con respecto a Z_1 , para la cual obtenemos:

$$H_2(\theta_2) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \cos(\theta_2) \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Falange distal: La ecuación 3.3, es la matriz de rotación en combinación a la matriz de traslación dando como resultado la matriz de transformación homogénea de Z_3 con respecto a Z_2 , para la cual se tiene:

$$H_3(\theta_3) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \cos(\theta_3) \\ \sin(\theta_3) & \cos(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \sin(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Al tener las 3 matrices independientes, se realiza el cálculo de la matriz de transformación homogénea global para el dedo, para la cual obtenemos la ecuación 3.4:

$$H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = H_1(\theta_1) \cdot H_2(\theta_2) \cdot H_3(\theta_3) \quad (3.4)$$

El desarrollo para la ecuación 3.5 es la sustitución de las ecuaciones 3.1 y 3.2 de la ecuación 3.4, manteniendo la ecuación 3.3 en su forma normal sin sustitución, para facilitar su cálculo:

$$H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \cos(\theta_2) \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot H_3(\theta_3) \quad (3.5)$$

Al realizar la multiplicación de las ecuaciones $H_1(\theta_1) \cdot H_2(\theta_2)$ se obtiene la ecuación 3.6:

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) - \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) & -\cos(\theta_1) \sin(\theta_2) - \sin(\theta_1) \cos(\theta_2) & 0 & a_1 \sin(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) - a_2 \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ \sin(\theta_1) \cos(\theta_2) + \cos(\theta_1) \sin(\theta_2) & -\sin(\theta_1) \sin(\theta_2) + \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) & 0 & a_1 \sin(\theta_1) + a_2 \sin(\theta_1) \cos(\theta_2) + a_2 \cos(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Posterior a la obtención de la ecuación 3.6, se le aplica a la misma una reducción de términos por identidades trigonométricas lo que nos da como resultado la ecuación 3.7

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \sin(\theta_1) + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Al simplificar la ecuación 3.5, por el desarrollo en las ecuaciones 3.6 y 3.7, se realiza el siguiente cálculo, el cual consta de multiplicar el resultado de la ecuación 3.7 por la ecuación $H_3(\theta_3)$, dando como resultado la ecuación 3.8 como se muestra a continuación:

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \sin(\theta_1) + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \cos(\theta_3) \\ \sin(\theta_3) & \cos(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \sin(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Finalmente, en la ecuación 3.9 se describe el resultado para la ecuación global del dedo en la matriz de transformación homogénea $H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$ del punto 1 al punto 3.

$$H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \sin(\theta_1) + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

3.3. Diseño del guante-exoesqueleto

Propuesta inicial para el exoesqueleto

Para el diseño, se asemeja un exoesqueleto con potenciómetros acoplados en cada una de las uniones de las falanges como se muestra en la Figura 3.6, cabe denotar que como se mencionó en la sección 2.1, los dedos: meñique, anular, medio e índice de la mano son constituidos por las falanges proximal, media y distal a excepción del dedo pulgar que carece de la falange media. Por lo que se implementaron 14 sensores para la adquisición de las señales de los movimientos realizados con el uso del guante-exoesqueleto, 3 sensores en los dedos meñique, anular, medio e índice y 2 sensores en el dedo pulgar, al modelo se le anexo un sensor MPU6050 para los movimientos de la muñeca.

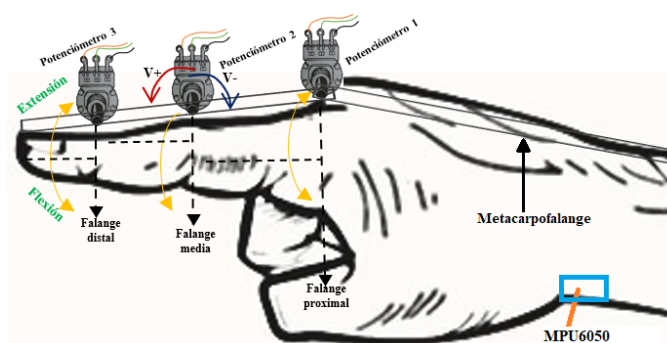


Figura 3.6: Diagrama para la ubicación de los potenciómetros sobre el guante-exoesqueleto en cada unión de las falanges y el sensor MPU6050 para la muñeca.

El uso de los potenciómetros permite medir la variación de voltaje que existe en un determinado rango de movimiento. Lo que se tomó como principio para el cálculo que existe entre un determinado punto de flexión a otro en extensión de la falange (Figura 3.6). Los potenciómetros implementados son del tipo logarítmicos, lo que implica que se debe determinar el rango de valores que serán tomados en cuenta para las mediciones de los grados de libertad en los movimientos como se indica en la Figura 3.7. Cabe mencionar que en la evolución del prototipo se eliminan los saltos no medibles

implementando un suavizado a los datos para mejorar la precisión en la adquisición de los valores.

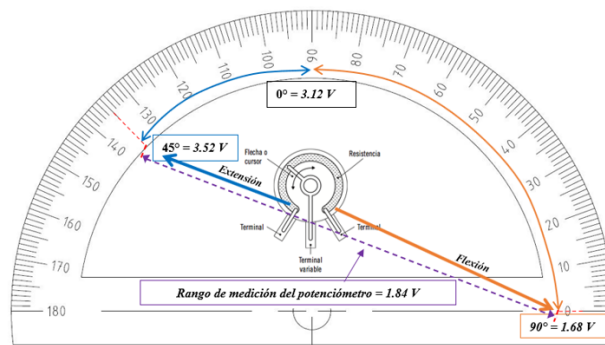


Figura 3.7: Valores del potenciómetro logarítmico respecto a los movimientos de extensión y flexión del dedo desde un punto inicial y final para su calibración.

De acuerdo a la posición en que se integre el potenciómetro a la falange correspondiente, se toman en cuenta los valores que se obtienen en el IDE de arduino del sensor desde el punto inicial en la extensión completa al punto final en la flexión completa para determinar los límites de medición y calibración.

En la Figura 3.8 se visualiza el primer prototipo, el cual contiene catorce potenciómetros de $5K\Omega$, montados en un material plástico que permite simular los huesos de las falanges y asemejar sus movimientos para el entendimiento del funcionamiento de la mano, los sensores se colocaron aproximadamente sobre la unión de cada falange, para poder determinar la variación de cambio en la amplitud de cada movimiento de flexión y extensión.

3. PROTOTIPO DE GUANTE-EXOESQUELETO

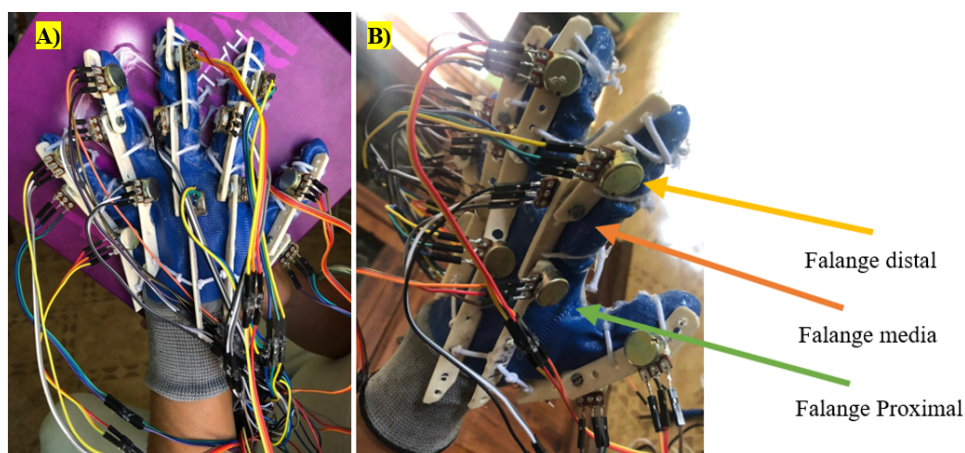


Figura 3.8: A) Vista completa del primer prototipo del guante-exoesqueleto, B) Montado de los potenciómetros para cada configuración sobre las falanges.

Diseño y ensamble del exoesqueleto para mano izquierda

En base a los conocimientos adquiridos en la elaboración del primer prototipo de guante-exoesqueleto como se mostró en la sección anterior, se realizó el diseño en dos plataformas para la creación y visualización de sólidos en 3D (Tinkercad, 3DEXPERIENCE) de un nuevo modelo de exoesqueleto para mejorar aspectos como: ergonomía, funcionalidad, costo-beneficio, medición, DOF y confort, por mencionar algunos. El diseño obtenido se puede visualizar en las Figuras 3.9, 3.10.

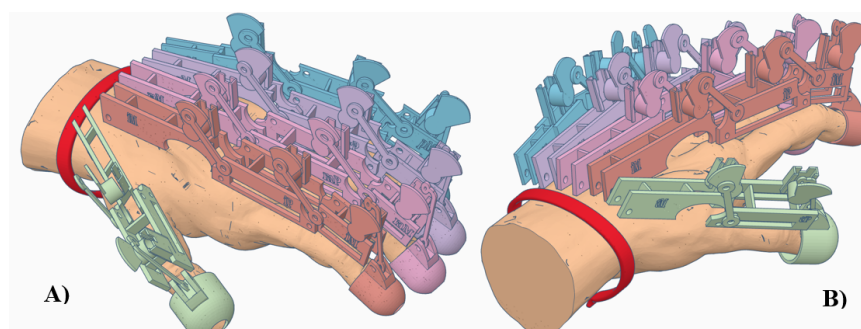


Figura 3.9: A) Vista superior izquierda, B) Vista desde el fondo del exoesqueleto completo diseñado en el Software Tinkercad.

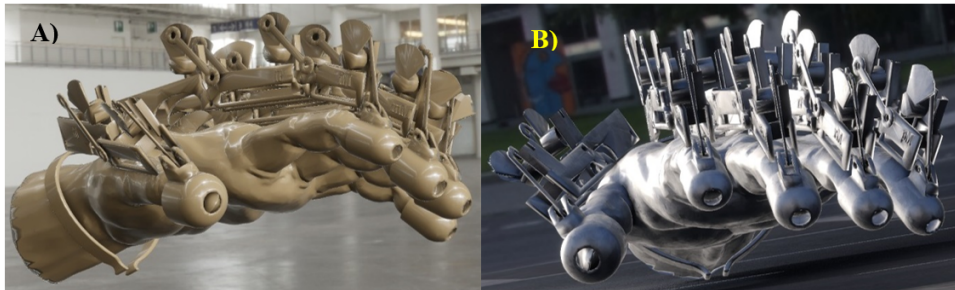


Figura 3.10: A) Vista lateral izquierda, B) Vista frontal del diseño en el Software 3DEXPERIENCE.

Unión y acoplamiento de las piezas

Lo siguiente posterior al modelado, fue la impresión de cada uno de los elementos de manera individual en 3D (impresora FLASHFORGE creator pro), en la que se utilizó el material tipo Filamento PLA (poliácido láctico). En la Figura 3.11 (A) se visualiza una vista lateral de todos los elementos que componen el sistema montado sobre la mano izquierda del usuario y por otro lado en la Figura 3.11 (B) se reconocen en una vista superior los elementos que integran cada uno de los cinco dedos de la mano.

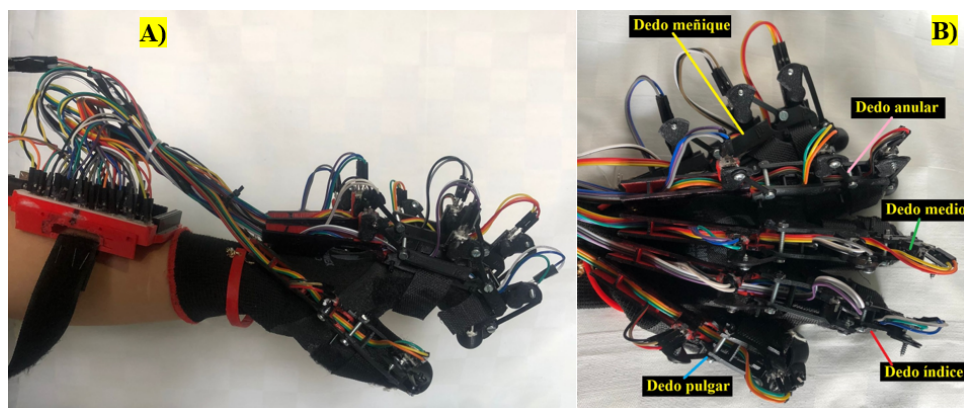


Figura 3.11: A) Componentes que integra el guante-exoesqueleto, B) Vista superior, identificando cada uno de los 5 dedos con el uso del guante-exoesqueleto.

Cabe mencionar que para la integración y acoplamiento de todos los componentes del guante-exoesqueleto se utilizaron elementos externos como lo son: tornillos, tuercas, pernos spirol, velcros, cables dupont, hilos de algodón, pijas y cinchos, los cuales se identifican en la Figura 3.12.

3. PROTOTIPO DE GUANTE-EXOESQUELETO

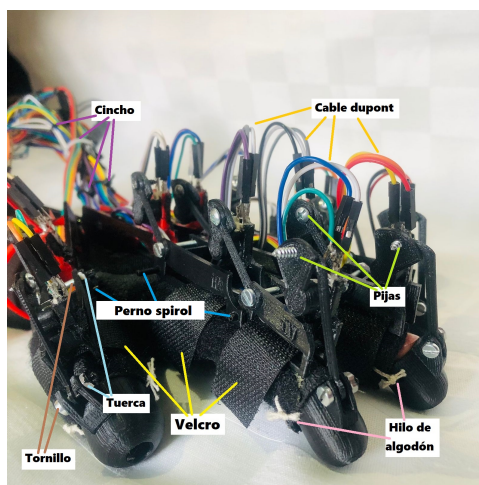


Figura 3.12: Vista lateral izquierda identificando componentes del guante-exoesqueleto.

En base al primer diseño de guante-exoesqueleto, los sensores se acoplaron con un ligero desplazamiento sobre las intersecciones que componen cada falange, a todos los sensores se les cubrió con un capuchón en forma de abanico para permitir una mejor rotación, lo anterior logrado con la sujeción de una pija en uno de sus extremos y en el otro extremo sujeto a la falange consecutiva con un tornillo y una tuerca (ver Figura 3.13), este diseño permite la medición de variación que se tiene en los movimientos.

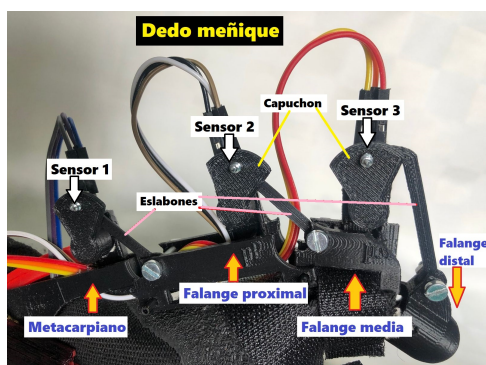


Figura 3.13: Montado de los potenciómetros en las piezas impresas para cada configuración correspondiente a las falanges.

Para conocer el peso total del sistema y sus componentes, en la Tabla 3.2 se describen los pesos para cada elemento ya que es de suma importancia conocer la carga que llevará el paciente para su utilización en el área de rehabilitación. Por otro lado, en la Tabla 3.3 se describen las especificaciones y requerimientos mínimos para el uso e implementación del sistema. Es importante mencionar que el rendimiento real y la calidad de la representación para ejecutar el sistema puede variar según las características de

los componentes.

Tabla 3.2: Tabla respecto al peso de los elementos que componen al sistema de guante-exoesqueleto.

Elemento	Peso en gramos
Guante (Harmex ferretero)	31 gramos
Cable dupont 30 cm	46 * (1 gramo)
Tornillo, rondana, tuerca	14 * (1 gramo)
Potenciómetro	14 * (1 gramo)
Material PLA	131 gramo
Arduino Mega 2560	37 gramos
Guante-Exoesqueleto (completo)	273 gramos

Tabla 3.3: Especificaciones técnicas y requerimientos del sistema.

S.O	Windows 7/8/10 versión 64-bit
Procesador	Core 2 Duo o superior
CPU	Arquitectura x64 con soporte de conjunto de instrucciones SSE2
RAM	1 GB o más
Gráficos	Direct X11 compatible GPU con 512MB video RAM
Almacenamiento	100 MB o más
IDE Arduino	versión 1.8.13
Unity	versión 2019.4.20

3.4. Ambiente virtual para la interacción con el guante-exoesqueleto

Conexión del guante-exoesqueleto con Octave

Para la primera simulación y acercamiento al ambiente virtual, fue requerida una conexión entre el guante-exoesqueleto, la placa arduino Mega y el software Octave como se aprecia en la Figura 3.14, dónde los sensores que se montaron en cada falange envían los datos a la placa arduino MEGA, el cual tiene comunicación con Octave.

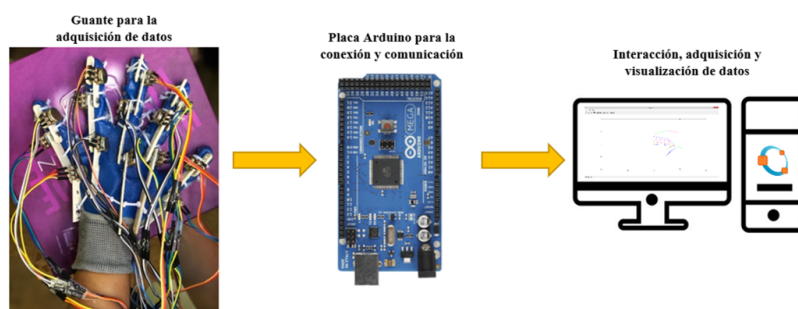


Figura 3.14: Diagrama a bloques de la adquisición de datos de un guante-exoesqueleto mediante la placa arduino Mega y Octave.

Seguido de la conexión exitosa de los 3 elementos mencionados, en Octave se realizó un programa que permite la proyección en 2D de los movimientos para cada falange de la mano del usuario, permitiendo visualizarlos en pantalla como se observa en la Figura 3.15, 3.16, cabe mencionar que se hizo uso del modelo cinemático desarrollado para identificar como concatenar los valores de cada eslabón para su proyección de los movimientos.

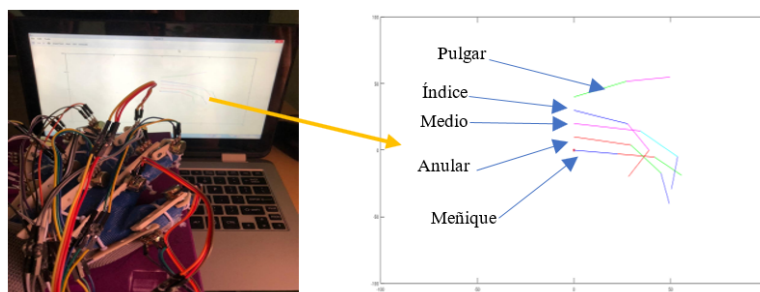


Figura 3.15: Adquisición y proyección en 2D de los datos al usar el guante-exoesqueleto con Octave.

3.4 Ambiente virtual para la interacción con el guante-exoesqueleto

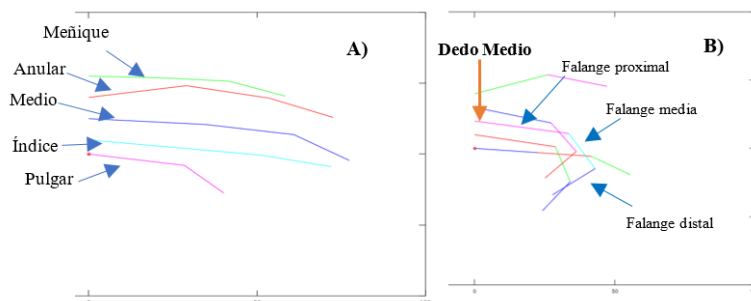


Figura 3.16: A) Proyección 2D de las falanges en estado de reposo. B) Secuencia de movimientos de las falanges del dedo medio respecto a los valores obtenidos.

Los valores para los sensores de las falanges proximal, media y distal son mostrados en el puerto serial del IDE de Arduino (ver Figura 3.17). Como se puede apreciar los valores cambian dependiendo directamente de la posición que tenga el sensor del guante-exoesqueleto con respecto al movimiento de cada una de las falanges.

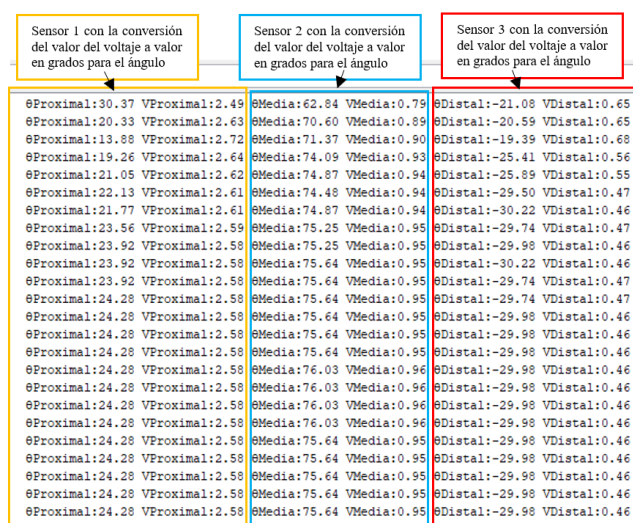


Figura 3.17: Datos adquiridos del ángulo en grados y del valor de voltaje para los sensores en el guante-exoesqueleto, específicamente la falange proximal, media y distal ubicadas en el dedo medio.

En este primer módulo de conexión los datos adquiridos por los sensores (voltajes) se convierten en valores de grados (ángulos) mediante formulas matemáticas, para identificar los grados de amplitud y rango de movimiento en cada falange. Este módulo permitió experimentar la capacidad de la placa arduino mega y las variables que se deben tomar en cuenta en el IDE para la conexión y virtualización de los movimientos, las cuales se explican y especifican en el siguiente modelo.

3. PROTOTIPO DE GUANTE-EXOESQUELETO

Conexión del guante-exoesqueleto con Unity

Con la evolución del primer prototipo tanto en el exoesqueleto como en el modo de comunicación, se obtuvo una conexión entre el guante-exoesqueleto, la placa electrónica y el software Unity (ver Figura 3.18) para el desarrollo de un ambiente virtual, en donde se ejecutan movimientos de flexión/extensión con el fin de apoyar en la terapia de rehabilitación de la muñeca-mano e indicar si el movimiento esta completo.



Figura 3.18: Diagrama a bloques para la conexión y comunicación entre el guante-exoesqueleto, la placa electrónica y Unity.

En la plataforma IDE Arduino respecto a los experimentos anteriores se determinan los siguientes requerimientos: 9600 de baud rate para la comunicación serial, un delay de 1 milisegundo en la ejecución de las lecturas, 14 entradas analógicas (A0-A13) para los potenciómetros y los pines SDA y SCL para el sensor MPU6050, ejecutando la lectura y tratamiento de los datos obtenidos para cada sensor identificados y separados en la Figura 3.19.

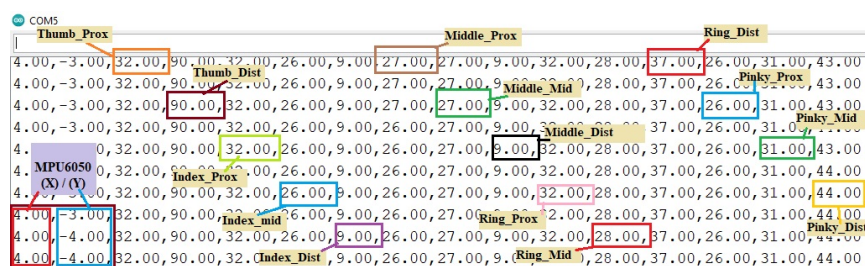


Figura 3.19: Valores de salida en el monitor serial de Arduino IDE, donde se identifican los valores por columna de cada uno de los sensores.

Es importante mencionar que a las lecturas se les aplicó una técnica para eliminar el ruido o comportamiento no deseado en los datos a lo que se le denomina como suavizado, lo que permite en las señales y en el modelo virtual hacer un patrón mas visible. Lo que se hace en resumidas palabras es promediar un cierto rango de lecturas y obtener una señal menos variante. Obteniendo las señales identificadas en la Figura 3.20, donde

se muestra una captura de pantalla del serial plotter para la lectura de datos con las falanges de la mano en estado de reposo (extensión completa) .

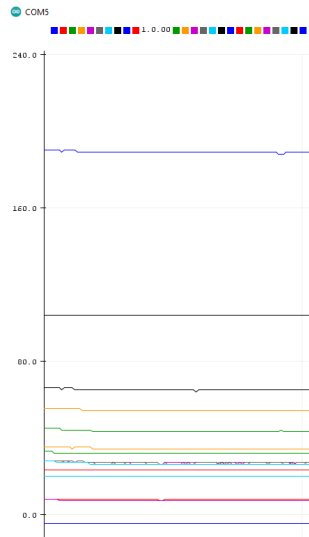


Figura 3.20: Identificación de las 16 señales en estado de reposo del guante-exoesqueleto.

Lo que se logra notar en la figura anterior, es la estabilidad de los datos con la reducción del comportamiento no deseado. Cada línea de color representa una de las 16 variables para los sensores, en la Figura 3.21 se presenta el etiquetado de las variables y el comportamiento de las señales ejecutando movimientos de apertura y cierre de las falanges (flexión/extensión).

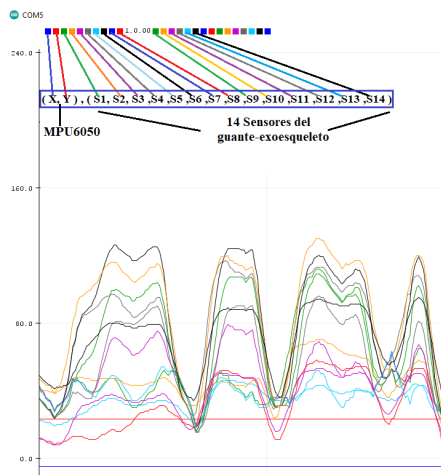


Figura 3.21: Etiquetado de las 16 señales obtenidas con la flexión/extensión utilizando el guante-exoesqueleto.

3. PROTOTIPO DE GUANTE-EXOESQUELETO

Gracias a la calibración y el suavizado de las señales, mediante la conexión por puerto serial arduino-unity se logró programar, procesar y reestructurar los datos de los sensores mostrándolos en un modelo virtual para el guante-exoesqueleto en Unity (ver Figura 3.22), el modelo se realizó partiendo de la segmentación para la mano en cada unión de las falanges (esferas verde, azul y rosa) y la muñeca (paralelepípedo rosa), añadiendo de forma independiente mediante código el valor de las 16 señales y de esta forma replicar los movimientos ejecutados con el guante-exoesqueleto.

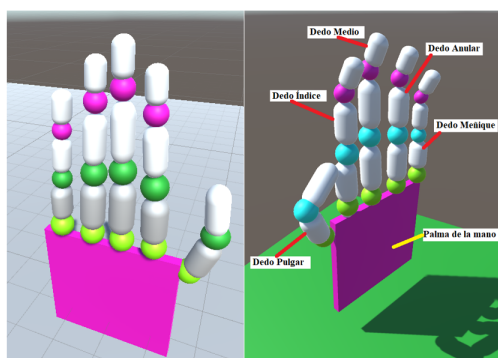


Figura 3.22: Modelo virtual en forma de palma de mano para el seguimiento de los movimientos realizados con el guante-exoesqueleto.

Debido a lo anterior, el seguimiento de los movimientos en el mundo virtual se cumplió respecto a los realizados en el mundo real como se puede observar en la Figura 3.23, donde se tiene una inclinación de la palma hacia atrás y los dedos en extensión completa.

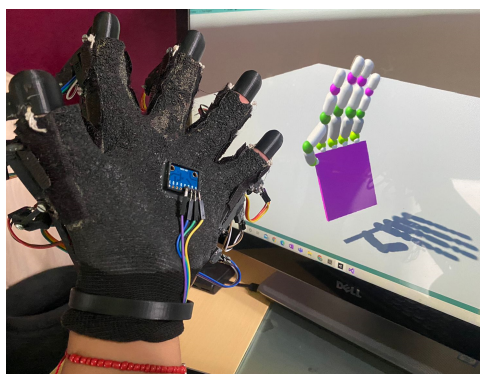


Figura 3.23: Ejecución de un movimiento con uso del guante-exoesqueleto.

De igual manera, en la Figura 3.24 se puede notar el movimiento de giro hacia la izquierda de la muñeca con la palma y los dedos en extensión.

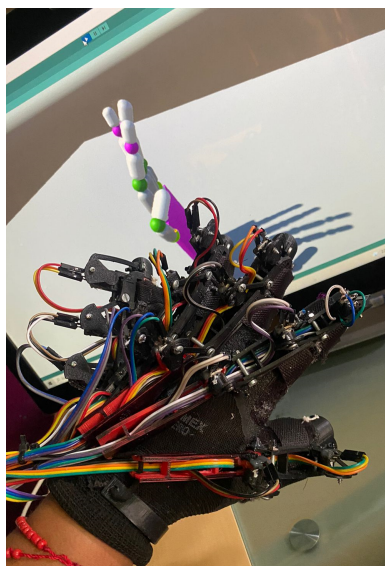


Figura 3.24: Giro de la palma de la mano con la muñeca utilizando el guante-exoesqueleto.

Por otro lado, se identifica el cierre del puño (flexión de las falanges) con uso del guante-exoesqueleto, mostrando así que el seguimiento de los movimientos para con el modelo virtual se logra apegar a los del mundo real (véase Figura 3.25).

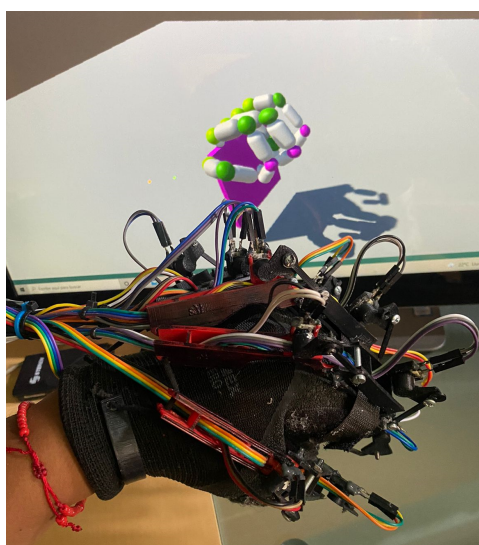


Figura 3.25: Movimiento de flexión de las falanges (puño cerrado).

3.5. Implementación y evaluación del guante exoesqueleto

Ahora bien, al tener el modelo virtual de la mano en unity se programa una interfaz para mostrar la ejecución de lectura y condición de los datos. La Figura 3.26 muestra una captura de pantalla de la interfaz en donde se tiene el modelo virtual (derecha-elipse naranja), los datos de los sensores al momento de ejecución (arriba-recuadro rojo) y los mensajes de la condición de los dedos para abiertos o cerrados (recuadro azul).

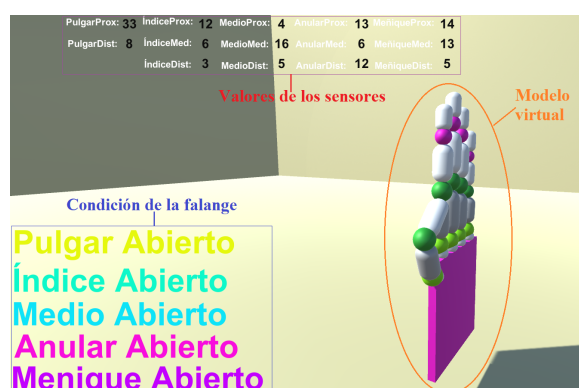


Figura 3.26: Captura de pantalla y descripción de los datos en la interfaz.

Por otro lado, como se muestra en la Figura 3.27 se tiene una foto donde se identifican por el lado izquierdo el uso del sistema de guante-exoesqueleto y en el lado derecho la ejecución de los movimientos en el modelo virtual, mostrando la extensión completa en el modelo virtual al igual que en la mano real con una ligera inclinación detectada y mostrada en la interfaz con los datos del sensor MPU6050.

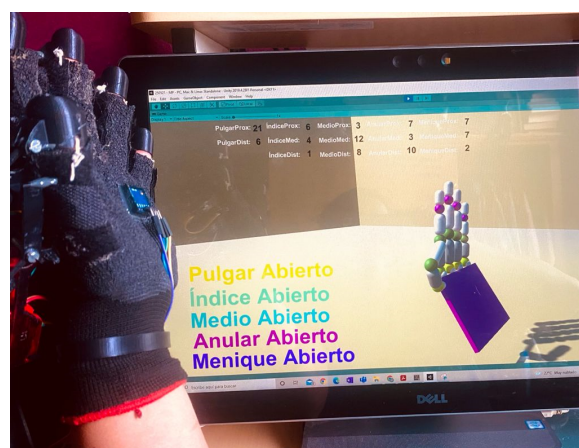


Figura 3.27: Foto del sistema en funcionamiento.

Gracias a la actualización continua de los datos para los 14 sensores de las falanges

debido al tratamiento anterior, como se observa en la Figura 3.28 en la parte superior se muestra la variación en la ejecución de los movimientos, lo que representa es que a mayor valor los dedos se encuentran en posición de flexión y a menor valor los dedos en posición de extensión.



Figura 3.28: Interfaz del sistema, mostrando los datos y mensajes con las falanges en flexión completa.

Igualmente, la Figura 3.29 muestra una foto con la descripción de los elementos involucrados en la interfaz y al mismo tiempo el cierre del puño con uso del guante-exoesqueleto, lo que hace que el modelo virtual replique esta posición y muestre en pantalla los datos pertinentes con la implementación del sistema.

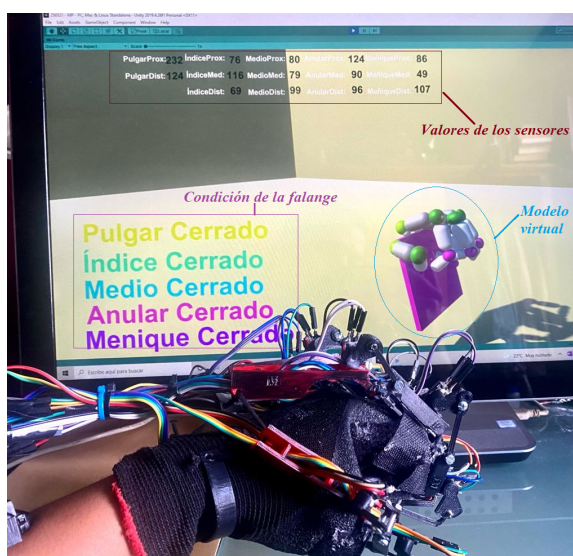


Figura 3.29: Foto y descripción de los datos que se muestran en pantalla.

3. PROTOTIPO DE GUANTE-EXOESQUELETO

Al momento las lecturas del sistema y los datos presentados son con respecto a los valores calibrados de los potenciómetros en el puerto serial, cabe denotar que no se presentan en grados (ángulos) ya que para los mensajes en pantalla actuales para la condición solo se tienen 2 estados (abierto/cerrado). Para lo anterior es necesario aumentar las condiciones y permitir un número mayor de posibles resultados en la oscilación de los grados que va de 0° a 90° en las falanges de los dedos regularmente. Además, lo anterior permitiría incrementar la interacción del usuario en relación con ejercicios-interfaz y obtener resultados mayormente significativos para la evaluación y diagnóstico del fisioterapeuta en las rutinas de ejercicios.

Discusión de resultados

A continuación se presentan los resultados en la evaluación de efectividad y el grado de experiencia que representa el uso del sistema de guante-exoesqueleto, como apoyo en las terapias de rehabilitación de la muñeca-mano. En la Figura 3.30 se demuestra la ejecución del movimiento de extensión indicado en pantalla acorde a los datos adquiridos y evaluados por la fisioterapeuta. Para la Figura 3.31 se tiene el movimiento de flexión de las falanges completo, indicado en los textos (abierto/cerrado) de la interfaz y evaluados por la fisioterapeuta.

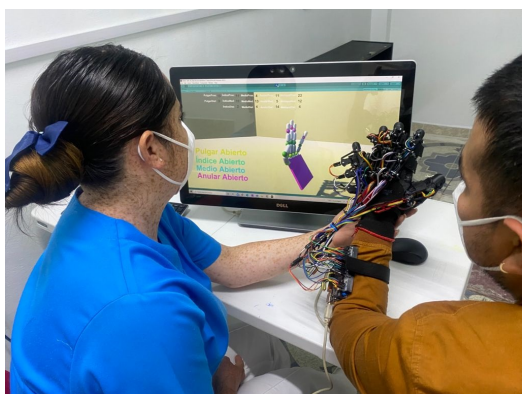


Figura 3.30: Aplicación y uso del sistema evaluado por la fisioterapeuta.

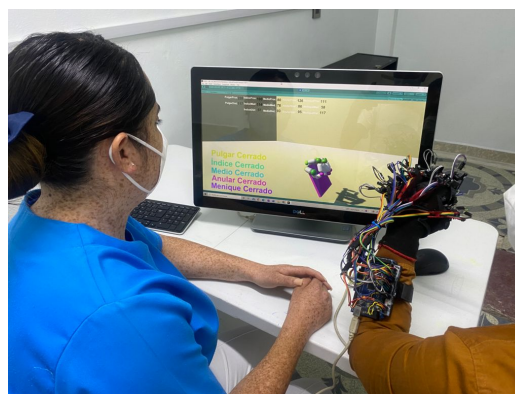


Figura 3.31: Revisión y análisis de los resultados con el uso del sistema en el ejercicio de terapia.

Adicionalmente, en una segunda prueba el sistema se aplicó en un paciente que sufrió inmovilización de su miembro superior por 20 días, para lo que se obtuvieron los resultados siguientes. En la Figura 3.32 se tiene el movimiento de extensión por parte del paciente, donde el paciente no logra activar los mensajes emergentes en la interfaz ya que no logra alcanzar el rango de movimiento necesario. Para la Figura 3.33 se tienen resultados similares ya que en el movimiento de flexión solo cumple la condición el dedo

meñique, los datos son indicados por parte de la fisioterapeuta.



Figura 3.32: Aplicación y uso del sistema en un paciente evaluado por la fisioterapeuta.

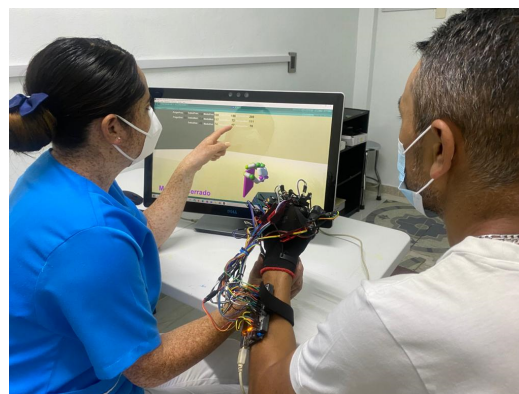


Figura 3.33: Indicación de la fisioterapeuta de la carencia de alcance en el rango de movimiento.

Acorde a una encuesta aplicada a la fisioterapeuta (ver apéndice A.1), en su experiencia con uso del sistema de guante-exoesqueleto se cumple el propósito de apoyo en las terapias de rehabilitación. Las lesiones oportunas para abarcar son las de huesos del carpo y mano. Los datos mostrados en la interfaz son poco suficientes para evaluar el grado de avance del paciente y el grupo etario al que se podría aplicar el sistema es a niños, jóvenes y ancianos. El número de sesiones indicadas para evaluar el uso del sistema en las terapias sería de 3 semanalmente de 20 minutos cada una. El fisioterapeuta indica que con la implementación del sistema se podría evitar una hipotonía y atrofia además que lo implementaría en la segunda semana de rehabilitación para que el paciente ya efectuó movimientos contra la gravedad.

Por otro lado, para los resultados de la encuesta que se muestra en el apéndice A.1 aplicada al paciente, se indicó que asistiría a esta alternativa en su terapia de rehabilitación ya que el nivel de comodidad que percibe con uso del guante-exoesqueleto es bastante y que los movimientos realizados no le causaron ningún dolor ni molestia, el paciente refiere que le provocaron motivación. En la experiencia del paciente, el sistema es liviano, cómodo y cumple con la facilidad de ajuste, extracción, manipulación y entendimiento. Además, el aceptaría esta alternativa para realizar sus terapias desde su propio hogar.

Conclusiones, recomendaciones y trabajos futuros

4.1. Conclusiones

- Al momento, con los resultados obtenidos se adquieren datos de los movimientos en la flexión/extensión de las falanges y la muñeca, a su vez se visualizan en un modelo virtual apoyando al paciente al brindarle mayor interacción en la ejecución del ejercicio en su terapia de rehabilitación.
- El desarrollo del sistema de guante-exoesqueleto involucra una diversidad de disciplinas como la electrónica, diseño, área médica, programación de ambientes en un entorno virtual, haciendo posible el desarrollo de nuevas alternativas aplicadas en el área médica para atención de problemas similares en la rehabilitación de miembros superiores así como inferiores.
- Crear un modelo virtual de mano involucra un alto grado de complejidad por los movimientos naturales que tienen las falanges y la muñeca en conjunto con sus articulaciones y demás elementos anatómicos, lo que hace difícil el seguimiento y replicación de sus posiciones y posturas con el uso de exoesqueletos, por lo que con el prototipo desarrollado se cumple en gran proporción esta adaptación más no en su totalidad.
- Es posible realizar un sistema de guante-exoesqueleto que apoye la etapa de rehabilitación de la muñeca-mano que sea económico, ergonómico, liviano y escalable, por mencionar algunas características. Ya que los componentes involucrados en el desarrollo de este prototipo no generan costos elevados y además los módulos de software necesarios son de fácil adquisición.
- Debido a las formas de agarre, los tipos de prensión, la precisión y demás características que la mano tiene, el exoesqueleto podría perfeccionarse para la obten-

ción de mejores resultados, con respecto a las numerosas formas de movimientos (cinemáticos y cinéticos) que corresponden a la cantidad de posiciones que la mano adopta y las necesidades que se deben cubrir en el área de rehabilitación.

- Las evaluaciones en cuanto a la evolución del paciente en sus terapias de rehabilitación podrían mejorar, aplicando el uso de sistemas como el desarrollado en este trabajo en el área de fisioterapia, para apoyar en la adquisición de los grados de amplitud en los movimientos de flexión/extensión de la mano y categorizar por medio de la evaluación del fisioterapeuta al final del ejercicio el grado de avance.
- Por tema de pandemia, no fue posible probar y evaluar el prototipo con más pacientes en un lapso de tiempo definido y así llevar a cabo la determinación de su grado de evolución, lo que permitiría una evaluación directa de la efectividad del sistema en la etapa de rehabilitación aplicado en terapias de muñeca-mano.

4.2. Recomendaciones

- Replicar el sistema con las modificaciones necesarias para su adaptación y aplicación en otros miembros del cuerpo humano y evaluar su rango de movilidad.
- Mejorar la interfaz gráfica para hacerla más amigable con los usuarios de manera tal que involucre elementos virtuales interactivos, que indiquen a manera de juego el avance en el alcance de los límites necesarios para el rango de movimiento de la extremidad.
- Probar el sistema con personas que sufran otro tipo de afecciones.
- Eliminar el cableado que involucra la comunicación con la computadora e integrar un módulo que permita hacer una comunicación inalámbrica y así ofrecer mayor comodidad en su utilización para el paciente.
- Realizar modificaciones que permitan a los eslabones del exoesqueleto tener un sistema de rieles para acoplarse a distintos tamaños de mano (falanges).
- Adquirir y replicar los datos del sensor MPU6050 en el eje Z para una mejor virtualización del exoesqueleto, ya que este trabajo se limitó a la implementación del eje X para la flexión y extensión y el eje Y para la flexión ulnar y flexión radial.
- Sustituir los sensores por otros que obtengan las lecturas de los movimientos de una mejor manera y que no involucren elementos tan complejos en el diseño, ya que los implementados al momento requieren piezas que se sujeten a los potenciómetros y los datos recibidos de un suavizado para no tener resultados descalibrados.

4.3. Trabajo futuro

- Validar la ejecución efectiva de los diferentes ejercicios en rehabilitación de muñeca-mano.
- Evaluar los movimientos independientes y la manera en que se están haciendo, tomando en cuenta ejercicios específicos y rangos de movimiento para cada una de las falanges identificando en la interfaz virtual cuales de estas se mueven e indicarlo con mensajes.
- Trabajar con pacientes en un periodo de tiempo establecido y evaluar el funcionamiento del sistema.
- Agregar las lecturas y seguimiento de movimientos de izquierda/derecha (abducción/aducción) y rotación ya que al momento con el prototipo creado únicamente se tienen las lecturas de los movimientos para la flexión y extensión de las falanges.
- Acorde a la etapa de rehabilitación en la que se encuentre el paciente, acoplar el uso de actuadores para apoyar a realizar los movimientos.

Apéndice A

Apéndices

A.1. Información y complementos adicionales

Encuesta aplicada al fisioterapeuta

Nombre: _____

- 1.- ¿En su experiencia con uso del sistema de guante-exoesqueleto, se cumple el propósito de apoyo en las terapias de rehabilitación?
a) **si** b) no d) quizás
- 2.- ¿En qué tipo de lesiones sería oportuno el uso del sistema de guante-exoesqueleto?
a) fracturas expuestas b) huesos de la muñeca c) **huesos del carpo y mano**
d) luxaciones e) heridas y quemaduras f) esguinces
- 3.- ¿Los datos mostrados en la interfaz, son suficiente para evaluar el grado de avance del paciente en las terapias de rehabilitación?
a) para nada b) poco suficiente c) **bastante** d) significativos e) ninguna anterior
- 4.- ¿A qué tipo etario considera que se podría aplicar el uso del sistema de guante-exoesqueleto?
a) niños b) jóvenes c) ancianos d) **todas las anteriores** e) ninguna anterior
- 5.- ¿Qué número de sesiones serían las indicadas para evaluar el avance en las terapias de rehabilitación con uso del sistema de guante-exoesqueleto?
a) **3 por semana** b) diariamente d) semanalmente e) mensualmente
- 6.- ¿Cree usted que la implementación del guante-exoesqueleto podría evitar una hipotonía?
a) **si** b) no e) quizás
- 7.- Basado en la experiencia al implementar el sistema, ¿recomendaría utilizar el guante-exoesqueleto a sus pacientes en las terapias?
a) **si, me parece adecuado** b) no, es peligroso c) es probable
- 8.- En su experiencia, ¿qué le parece el peso del sistema de guante-exoesqueleto?
a) **liviano** b) poco pesado d) pesado
- 9.- ¿En qué periodo de la rehabilitación implementaría el uso del sistema de guante-exoesqueleto?
a) 1era semana b) **2da semana** c) 4ta semana d) post formación de cayo óseo
- 10.- ¿Qué tipo de terapia de rehabilitación considera más cómoda y eficiente?
a) manual b) tecnológica c) **ambas**
- 11.- Basado en su conocimiento, ¿qué movimientos se recuperarían con el uso del guante-exoesqueleto?, seleccione:
a) abducción b) aducción c) rotación d) **flexión/extensión** e) todas las anteriores
- 12.- ¿Considera que los materiales de fabricación del guante-exoesqueleto son adecuados para no limitar los movimientos naturales de la muñeca-mano?
a) **si** b) no c) quizás
- 13.- ¿Cree usted que el uso del guante-exoesqueleto podría evitar una amiotrofia?
a) **si** b) no c) probablemente
- 14.- ¿Durante cuánto tiempo recomendaría emplear el uso del sistema de guante-exoesqueleto en la terapia de rehabilitación del paciente?
10 min b) 15 min **c) 20 min**
- 15.- ¿Considera recomendable la alternativa de indicar el uso del sistema de guante-exoesqueleto para que el paciente realice sus terapias sin supervisión desde su propio hogar?
a) Si b) no c) **quizás**
- 16.- ¿El uso del guante-exoesqueleto podría evitar una atrofia?
a) **si** b) no c) probablemente
- 17.- ¿Recomendaría el uso de algún tópico antes de colocar el sistema de guante-exoesqueleto en el miembro del paciente?
a) **si** b) no

A.2. Caratulas de las publicaciones derivadas de la investigación

SISTEMA PARA EL ANÁLISIS DE LA MOVILIDAD DEL MIEMBRO SUPERIOR MUÑECA – MANO CON RETROALIMENTACIÓN VISUAL VIRTUAL

Juan Carlos Belen Luna*, Héctor Rafael Orozco Aguirre, José Martin Flores Albino, Gabriela Gaviño Ortiz, Carlos Omar González Morán.

*metro12@hotmail.com

Universidad Autónoma del Estado de México, Centro Universitario UAEM Valle de México, Blvd. Universitario s/n, Predio San Javier Atizapán de Zaragoza, C.P. 54500, Edo. de Méx., MÉXICO.

ABSTRACT

In a traditional rehabilitation process, the patient is given a series of exercises and spaces for treatment, the main objective of which is to help him regain strength or range of motion in his injured limb. An alternative that is presented to the aforementioned is the development of a system that allows the user to interact in a virtual environment with virtual reality, incorporating series of exercises in conjunction with 3D objects, giving the user visual feedback in their rehabilitation process. This is to motivate him with challenges, eliminating the tedium of constant repetition and thus he can carry out the process in a place other than the clinic without the supervision of a physiotherapist, also providing him with quantitative bioinformatics data by incorporating sensors to evaluate his level of progress. The development of the system will be carried out prior to an economic feasibility study as it contains low-cost hardware elements and uses Open Source software, as well as the analysis of the requirements defined based on the software engineering standards. This system will be developed under the Top-Down type methodology implemented in the design and / or manufacture of system prototypes.

KEYWORDS: rehabilitation, virtual reality, bioinformatic.

RESUMEN

En un proceso de rehabilitación tradicional se le brindan al paciente una serie de ejercicios y espacios para su tratamiento, los cuales tienen como objetivo principal ayudarlo a recuperar la fuerza o el rango de movimiento de su extremidad lesionada. Una alternativa que se presenta a lo mencionado es el desarrollo de un sistema que le permita al usuario interactuar en un entorno virtual con realidad virtual, incorporando series de ejercicios en conjunto con objetos 3D, otorgándole al usuario una retroalimentación visual en su proceso de rehabilitación, lo anterior para motivarlo con retos eliminando el tedio de la constante repetición y así él pueda realizar el proceso en un lugar diferente a la clínica sin la supervisión de un fisioterapeuta, brindándole también datos cuantitativos bioinformáticos al incorporar sensores para la evaluación de su nivel de avance. El desarrollo del sistema se hará previo a un estudio de factibilidad económica al contener elementos de hardware de bajo costo y emplear software Open Source, así como el análisis de los requerimientos definidos con base en las normas de la ingeniería de software. Este sistema se desarrollará bajo la metodología tipo Top-Down implementada en el diseño y/o fabricación de prototipos de sistemas.

PALABRAS CLAVE: rehabilitación, realidad virtual, bioinformática.

Parametrización de terapia física para falanges de la mano humana

Juan Carlos Belen Luna, José Martín Flores Albino,
Héctor Rafael Orozco Aguirre, Carlos Omar González Morán

Centro Universitario UAEM Valle de México,
México

*metrocl2@hotmail.com, coglez@gmail.com,
{jmfloresa, hrorozcoa}@uaemex.mx

Resumen. La mano humana es una de las partes más fascinantes y complicadas del cuerpo humano debido a su estructura, al contar con una precisión notable, con la que las personas pueden realizar un gran conjunto de tareas, desde usar una aguja hasta tocar un instrumento. En este artículo se presenta el análisis de la cinemática directa del movimiento de las falanges de cada dedo, utilizando el algoritmo de Denavit-Hartenberg. Además, la metodología para el diseño paramétrico del guante y su construcción, agregando la amplitud en grados respecto a los movimientos de extensión y flexión, también una proyección en 2D de los movimientos captados en tiempo real, para los valores de conversión de los sensores que contiene el guante, realizando una conexión y comunicación con la placa Arduino MEGA y el software Octave. Por último, se presentan los resultados obtenidos y las conclusiones determinando brindar un apoyo y análisis cuantitativo más que un análisis cualitativo durante una etapa de rehabilitación.

Palabras clave: Mano humana, rehabilitación, Octave, Arduino, sensores, guante.

Parameterization of Physical Therapy for Phalanges of the Human Hand

Abstract. The human hand is one of the most fascinating and complicated parts of the human body due to its structure, having remarkable precision, with which people can perform a great set of tasks, from using a needle to playing an instrument. This article presents the analysis of the direct kinematics of the movement of the phalanges of a finger, using the Denavit-Hartenberg algorithm. In addition, the methodology for the parametric design of the glove and its construction, adding the amplitude in degrees with respect to the extension and flexion movements, also a simulation of the movements captured by the conversion values of the sensors contained in the glove, performing a connection and communication with the Arduino MEGA board, visualizing the whole of everything on the Octave platform. Finally, the results obtained, and the

A.3. Implementación de la interfaz virtual en unity

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using System.IO.Ports;
using UnityEngine.UI;
using System;
using System.IO;
```

```
public class ValoresPotes : MonoBehaviour
```

```
{
    //variable para crear archivo con los datos
    public StreamWriter sw;
    //Nombre del archivo que se va a crear en cada ejecución
    public string nombreArchivo = "datos.txt";
    //Declaración de las variables para las falanges de los dedos
    public Transform thumbProx_art, thumbDist_art, indexProx_art, indexMid_art, indexDist_art, middleProx_art, middleDist_art, middleDist_art, middleDist_art, ringProx_art, ringMid_art, ringDist_art, pinkyProx_art, pinkyMid_art, pinkyDist_art, MPU6050;
    //Declaración de las variables para los textos de condiciones
    public Text TextCondicion00, TextCondicion01, TextCondicion02, TextCondicion03, TextCondicion04, TextCondicion05, TextCondicion06, TextCondicion07, TextCondicion08, TextCondicion09, TextCondicion10, TextCondicion11, TextCondicion12, TextCondicion13, TextCondicionP, TextCondicionI, TextCondicionM, TextCondicionA, TextCondicionMe;
    public float speed = 100f;
    //Límites del dedo pulgar
    int limiteAbierta2 = 17;
    int limiteAbierta3 = 11;
    int limiteCerrada2 = 80;
    int limiteCerrada3 = 115;
    //Límites del dedo índice
    int limiteAbierta4 = 16;
    int limiteAbierta5 = 10;
    int limiteAbierta6 = 5;
    int limiteCerrada4 = 61;
    int limiteCerrada5 = 91;
    int limiteCerrada6 = 56;
    //Límites del dedo medio
    int limiteAbierta7 = 18;
    int limiteAbierta8 = 27;
    int limiteAbierta9 = 14;
    int limiteCerrada7 = 70;
    int limiteCerrada8 = 75;
    int limiteCerrada9 = 89;
    //Límites del dedo anular
    int limiteAbierta10 = 17;
    int limiteAbierta11 = 8;
    int limiteAbierta12 = 20;
    int limiteCerrada10 = 90;
    int limiteCerrada11 = 79;
    int limiteCerrada12 = 86;
    //Límites del dedo pulgar
    int limiteAbierta13 = 19;
    int limiteAbierta14 = 18;
    int limiteAbierta15 = 8;
    int limiteCerrada13 = 70;
```

```
int limiteCerrada14 = 48;
int limiteCerrada15 = 68;
```

```
//Conexión del arduino con el PuertoSerial COM#, con la velocidad del baudrate
SerialPort data_stream = new SerialPort("COM5", 9600);
public string receivedstring; //Variable que recibe los datos del serial
```

```
void Start()
```

```
{
    //Inicializar variable para escribir en el archivo de lecturas
    try
    {
        sw = new StreamWriter(nombreArchivo);
    }
    catch (Exception e)
    {
        Debug.Log("Exception: " + e.Message);
    }
    finally
    {
        Debug.Log("Executing finally block.");
    }

    //Inicia el Serial stream
    data_stream.Open();
}
```

```
void Update()
```

```
{
    receivedstring = data_stream.ReadLine(); //Lectura de los valores de los potenciómetros en el serial
    string[] datas = receivedstring.Split(','); //Separar los datos por ','

    //Valores para la (MUÑECA) sensor MPU6050
    int recv_angl0 = int.Parse(datas[0]);
    int recv_angl1 = int.Parse(datas[1]);

    //Valores para las falanges del dedo (PULGAR)
    int recv_angl2 = int.Parse(datas[2]);
    int recv_angl3 = int.Parse(datas[3]);

    //Valores para las falanges del dedo (ÍNDICE)
    int recv_angl4 = int.Parse(datas[4]);
    int recv_angl5 = int.Parse(datas[5]);
    int recv_angl6 = int.Parse(datas[6]);

    //Valores para las falanges del dedo (MEDIO)
    int recv_angl7 = int.Parse(datas[7]);
    int recv_angl8 = int.Parse(datas[8]);
    int recv_angl9 = int.Parse(datas[9]);

    //Valores para las falanges del dedo (ANULAR)
    int recv_angl10 = int.Parse(datas[10]);
    int recv_angl11 = int.Parse(datas[11]);
    int recv_angl12 = int.Parse(datas[12]);
}
```

```

//Valores para las falanges del dedo (MEÑIQUE)
int recv_angl13 = int.Parse(datas[13]);
int recv_angl14 = int.Parse(datas[14]);
int recv_angl15 = int.Parse(datas[15]);

//Asignación de los valores para cada condición en los textos
TextCondicion00.text = int.Parse(datas[2]).ToString();
TextCondicion01.text = int.Parse(datas[3]).ToString();
TextCondicion02.text = int.Parse(datas[4]).ToString();
TextCondicion03.text = int.Parse(datas[5]).ToString();
TextCondicion04.text = int.Parse(datas[6]).ToString();
TextCondicion05.text = int.Parse(datas[7]).ToString();
TextCondicion06.text = int.Parse(datas[8]).ToString();
TextCondicion07.text = int.Parse(datas[9]).ToString();
TextCondicion08.text = int.Parse(datas[10]).ToString();
TextCondicion09.text = int.Parse(datas[11]).ToString();
TextCondicion10.text = int.Parse(datas[12]).ToString();
TextCondicion11.text = int.Parse(datas[13]).ToString();
TextCondicion12.text = int.Parse(datas[14]).ToString();
TextCondicion13.text = int.Parse(datas[15]).ToString();

// Escribir valores en el archivo separados por coma (almacenamiento de datos)
sw.WriteLine(recv_angl0 + "," + recv_angl1 + "," + recv_angl2 + "," + recv_angl3 + "," + recv_angl4 + "," + re
cv_angl5 + "," + recv_angl6 + "," + recv_angl7 +
"," + recv_angl8 + "," + recv_angl9 + "," + recv_angl10 + "," + recv_angl11 + "," + recv_angl12 + "," + recv_a
ngl13 + "," + recv_angl14 + "," + recv_angl15);

//Asignación de los valores para la representación en el modelo (MUÑECA)
MPU6050.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl0, recv_angl1, 0);

//Límites para los mensajes de condiciones respecto a los valores de los sensores (PULGAR)
if (recv_angl2 < 100) recv_angl2 = 0; //Abierta
if (recv_angl3 < 25) recv_angl3 = 0; //Abierta
if (recv_angl2 > 80) recv_angl2 = 85; //PCerrada
if (recv_angl3 > 115) recv_angl3 = 120; //DCerrada
//Asignación de los valores para la representación en el modelo (PULGAR)
thumbProx_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl2, 0, 0);
thumbDist_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl2 + recv_angl3, 0, 0);

//Límites para los mensajes de condiciones respecto a los valores de los sensores (Indice)
if (recv_angl4 < 30) recv_angl4 = 0; //Abierta
if (recv_angl5 < 40) recv_angl5 = 0; //MAbierta
if (recv_angl6 < 30) recv_angl6 = 0; //DAbierta
if (recv_angl4 > 50) recv_angl4 = 65; //Cerrada
if (recv_angl5 > 60) recv_angl5 = 95; //MCerrada
if (recv_angl6 > 40) recv_angl6 = 60; //DCerrada
//Asignación de los valores para la representación en el modelo (Indice)
indexProx_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl4, 0, 0);
indexMid_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl4 + recv_angl5, 0, 0);
indexDist_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl4 + recv_angl5 + recv_angl6, 0, 0);

//Límites para los mensajes de condiciones respecto a los valores de los sensores (Medio)
if (recv_angl7 < 30) recv_angl7 = 0; //Abierta
if (recv_angl8 < 40) recv_angl8 = 0; //MAbierta
if (recv_angl9 < 30) recv_angl9 = 0; //DAbierta

```

```

if (recv_angl7 > 50) recv_angl7 = 75; //Cerrada
if (recv_angl8 > 55) recv_angl8 = 80; //MCerrada
if (recv_angl9 > 59) recv_angl9 = 94; //DCerrada
//Asignación de los valores para la representación en el modelo (Medio)
middleProx_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl7, 0, 0);
middleMid_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl7 + recv_angl8, 0, 0);
middleDist_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl7 + recv_angl8 + recv_angl9, 0, 0);

//Límites para los mensajes de condiciones respecto a los valores de los sensores (Anular)
if (recv_angl10 < 30) recv_angl10 = 0; //Abierta
if (recv_angl11 < 30) recv_angl11 = 0; //MAbierta
if (recv_angl12 < 30) recv_angl12 = 0; //DAbierta
if (recv_angl10 > 80) recv_angl10 = 100; //Cerrada
if (recv_angl11 > 59) recv_angl11 = 89; //MCerrada
if (recv_angl12 > 66) recv_angl12 = 96; //DCerrada
//Asignación de los valores para la representación en el modelo (Anular)
ringProx_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl10, 0, 0);
ringMid_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl10 + recv_angl11, 0, 0);
ringDist_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl10 + recv_angl11 + recv_angl12, 0, 0);

//Límites para los mensajes de condiciones respecto a los valores de los sensores (Meñique)
if (recv_angl13 < 50) recv_angl13 = 0; //Abierta
if (recv_angl14 < 30) recv_angl14 = 0; //MAbierta
if (recv_angl15 < 30) recv_angl15 = 0; //DAbierta
if (recv_angl13 > 60) recv_angl13 = 80; //Cerrada
if (recv_angl14 > 38) recv_angl14 = 58; //MCerrada
if (recv_angl15 > 48) recv_angl15 = 78; //DCerrada
//Asignación de los valores para la representación en el modelo (Meñique)
pinkyProx_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl13, 0, 0);
pinkyMid_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl13 + recv_angl14, 0, 0);
pinkyDist_art.transform.eulerAngles = new Vector3(recv_angl13 + recv_angl14 + recv_angl15, 0, 0);

if ((posPulgar() == 1) && (posIndice() == 1) && (posMedio() == 1) && (posAnular() == 1) && (posMeñique() == 1))
{
    Debug.Log("PALMA ABIERTA");
} else
if ((posPulgar() == 2) && (posIndice() == 2) && (posMedio() == 2) && (posAnular() == 2) && (posMeñique() == 2))
{
    Debug.Log("PALMA CERRADA");
}

////////Pulgar Texto Condición////////
if(posPulgar()==1)
{
    TextCondicionP.text = "Pulgar Abierto";
}
else
if(posPulgar()==2)
{
    TextCondicionP.text = "Pulgar Cerrado";
}
else

```

```

TextCondicionP.text = " ";
/////////Indice Texto Condición/////////
if (posIndice() == 1)
{
TextCondicionI.text = "Índice Abierto";
}
else
if (posIndice() == 2)
{
TextCondicionI.text = "Índice Cerrado";
}
else
TextCondicionI.text = " ";
/////////Medio Texto Condición/////////
if (posMedio() == 1)
{
TextCondicionM.text = "Medio Abierto";
}
else
if (posMedio() == 2)
{
TextCondicionM.text = "Medio Cerrado";
}
else
TextCondicionM.text = " ";
/////////Anular Texto Condición/////////
if (posAnular() == 1)
{
TextCondicionA.text = "Anular Abierto";
}
else
if (posAnular() == 2)
{
TextCondicionA.text = "Anular Cerrado";
}
else
TextCondicionA.text = " ";
/////////Meñique Texto Condición/////////
if (posMenique() == 1)
{
TextCondicionMe.text = "Menique Abierto";
}
else
if (posMenique() == 2)
{
TextCondicionMe.text = "Menique Cerrado";
}
else
TextCondicionMe.text = " ";
//////////*****Condiciones para el esatdo de los dedos de la mano*****//////////
int posPulgar()
{
int pos;
if ((recv_angl2 < limiteAbierta2) && (recv_angl3 < limiteAbierta3))
{

```

```

    pos = 1;
}else
if ((recv_angl2 > limiteCerrada2) && (recv_angl3 > limiteCerrada3))
{
    pos = 2;
}
else
{
    pos = 0;
}
return pos;
}

```

```

int posIndice()
{
    int pos;
    if ((recv_angl4 < limiteAbierta4) && (recv_angl5 < limiteAbierta5) && (recv_angl6 < limiteAbierta6))
    {
        pos = 1;
    }else
    if ((recv_angl4 > limiteCerrada4) && (recv_angl5 > limiteCerrada5) && (recv_angl6 > limiteCerrada6))
    {
        pos = 2;
    }
    else
    {
        pos = 0;
    }
    return pos;
}

```

```

int posMedio()
{
    int pos;
    if ((recv_angl7 < limiteAbierta7) && (recv_angl8 < limiteAbierta8) && (recv_angl9 < limiteAbierta9))
    {
        pos = 1;
    }else
    if ((recv_angl7 > limiteCerrada7) && (recv_angl8 > limiteCerrada8) && (recv_angl9 > limiteCerrada9))
    {
        pos = 2;
    }
    else
    {
        pos = 0;
    }
    return pos;
}

```

```

int posAnular()
{
    int pos;
    if ((recv_angl10 < limiteAbierta10) && (recv_angl11 < limiteAbierta11) && (recv_angl12 < limiteAbiert
a12))
    {

```

```

        pos = 1;
    }else
    if ((recv_angl10 > limiteCerrada10) && (recv_angl11 > limiteCerrada11) && (recv_angl12 > limiteCerra
da12))
    {
        pos = 2;
    }
    else
    {
        pos = 0;
    }
    return pos;
}

```

```

int posMenique()
{
    int pos;
    if ((recv_angl13 < limiteAbierta13) && (recv_angl14 < limiteAbierta14) && (recv_angl15 < limiteAbiert
a15))
    {
        pos = 1;
    }else
    if ((recv_angl13 > limiteCerrada13) && (recv_angl14 > limiteCerrada14) && (recv_angl15 > limiteCerra
da15))
    {
        pos = 2;
    }
    else
    {
        pos = 0;
    }
    return pos;
}

```

```

//Escribir valor en el archivo con
//sw.WriteLine(recv_angl0 + "," + recv_angl1 + "," + recv_angl2 + "," + recv_angl3 + "," + recv_angl4 + "," +
recv_angl5 + "," + recv_angl6 + "," + recv_angl7 +
//"," + recv_angl8 + "," + recv_angl9 + "," + recv_angl10 + "," + recv_angl11 + "," + recv_angl12 + "," + rec
v_angl13 + "," + recv_angl14 + "," + recv_angl15);

```

```

}

```

```

//Función que se ejecuta al terminar el programa

```

```

void OnDestroy()

```

```

{

```

```

    //Cerrar el archivo para escritura de datos

```

```

    sw.Close();

```

```

}

```

```

}

```

A.4. Implementación para la interfaz de comunicación serial con arduino

```

//*****MPU6050*****//
#include "MPU6050.h"
MPU6050 mpu;
int16_t ax , ay, az, gx, gy, gz; //Variables del sensor

//*****Declaración de variables para "X"*****
const int numReadingsX = 10; //número de muestras para promedio "X"
int readingsX[numReadingsX]; //Lecturas de la entrada analogica "X"
int indexX=0; //El índice de la lectura actual "X"
int totalX=0; //Total "X"
int averageX = 0; //Promedio "X"
//*****Declaración de variables para "Y"*****
const int numReadingsY = 10; //número de muestras para promedio "Y"
int readingsY[numReadingsY]; //Lecturas de la entrada analogica "Y"
int indexY=0; //El índice de la lectura actual "Y"
int totalY=0; //Total "Y"
int averageY = 0; //Promedio "Y"

//*****Declaración de variables para los 14Potes*****//
int i=0;
const int numReadings=8;
int readings[14][numReadings];
int index[14];
int total[14];
int average[14];
int volt[14];

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  //*****MPU6050*****//
  //Iniciamos todas las lecturas a la entrada X
  for(int thisReadingX =0; thisReadingX < numReadingsX; thisReadingX++)
    readingsX[thisReadingX] =0;
  //Iniciamos todas las lecturas a la entrada Y
  for (int thisReadingY =0; thisReadingY < numReadingsY; thisReadingY++)
    readingsY[thisReadingY] = 0;

  //Iniciamos acelerometro
  mpu.initialize();
  if(!mpu.testConnection()){
    while(1);
  }

  //Iniciamos todas las lecturas a la entrada 14Pote's
  for (int thisReading =0; thisReading < numReadings; thisReading++)
    readings[i][thisReading] = 0;

  pinMode(A0,INPUT);
  pinMode(A1,INPUT);
  pinMode(A2,INPUT);
  pinMode(A3,INPUT);
  pinMode(A4,INPUT);
  pinMode(A5,INPUT);

```

```
pinMode(A6,INPUT);
pinMode(A7,INPUT);
pinMode(A8,INPUT);
pinMode(A9,INPUT);
pinMode(A10,INPUT);
pinMode(A11,INPUT);
pinMode(A12,INPUT);
pinMode(A13,INPUT);
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
  //*****MPU6050*****
```

```
  mpu.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz); //Obtenemos variables del sensor
```

```
  ax= -(ax/400); //arriba-abajo
```

```
  ay= -(ay/400); //izquierda-derecha
```

```
  //*****FILTRO EJE "X" *****
```

```
  //Restamos la última lectura:
```

```
  totalX = totalX-readingsX[indexX];
```

```
  //Leemos del sensor:
```

```
  readingsX[indexX]=ax;
```

```
  //Añadimos la lectura al total:
```

```
  totalX=totalX+readingsX[indexX];
```

```
  //Avanzamos a la próxima posición del array
```

```
  indexX = indexX + 1;
```

```
  //Si estamos en el final del array...
```

```
  if (indexX >= numReadingsX)
```

```
    //....Volvemos al inicio:
```

```
    indexX = 0;
```

```
  //Calculamos el promedio:
```

```
  averageX = totalX / numReadingsX;
```

```
  //Lo mandamos a la PC como un valor ASCII
```

```
  //*****FILTRO EJE "Y"*****
```

```
  //Restamos la última lectura:
```

```
  totalY = totalY-readingsY[indexY];
```

```
  //Leemos del sensor:
```

```
  readingsY[indexY]=ay;
```

```
  //Añadimos la lectura al total:
```

```
  totalY=totalY+readingsY[indexY];
```

```
  //Avanzamos a la próxima posición del array
```

```
  indexY = indexY + 1;
```

```
  //Si estamos en el final del array...
```

```
  if (indexY >= numReadingsY)
```

```
    //....Volvemos al inicio:
```

```
    indexY = 0;
```

```
  //Calculamos el promedio:
```

```
  averageY = totalY / numReadingsY;
```

```
  //Lo mandamos a la PC como un valor ASCII
```

```
  //*****//
```

```
  volt[0] = analogRead(A0);
```

```
  volt[1] = analogRead(A1);
```

```
  volt[2] = analogRead(A2);
```

```
volt[3] = analogRead(A3);
volt[4] = analogRead(A4);
volt[5] = analogRead(A5);
volt[6] = analogRead(A6);
volt[7] = analogRead(A7);
volt[8] = analogRead(A8);
volt[9] = analogRead(A9);
volt[10] = analogRead(A10);
volt[11] = analogRead(A11);
volt[12] = analogRead(A12);
volt[13] = analogRead(A13);
```

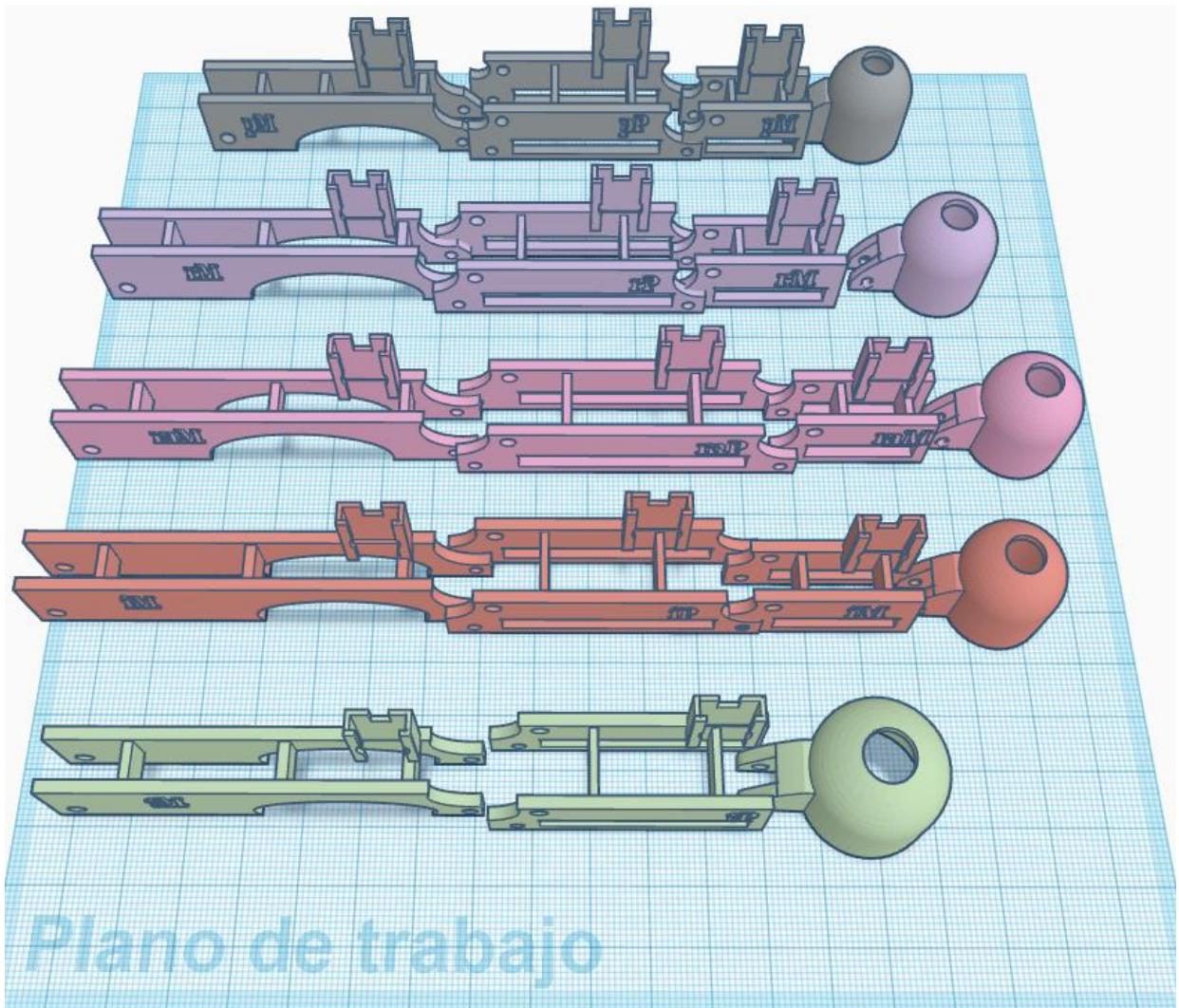
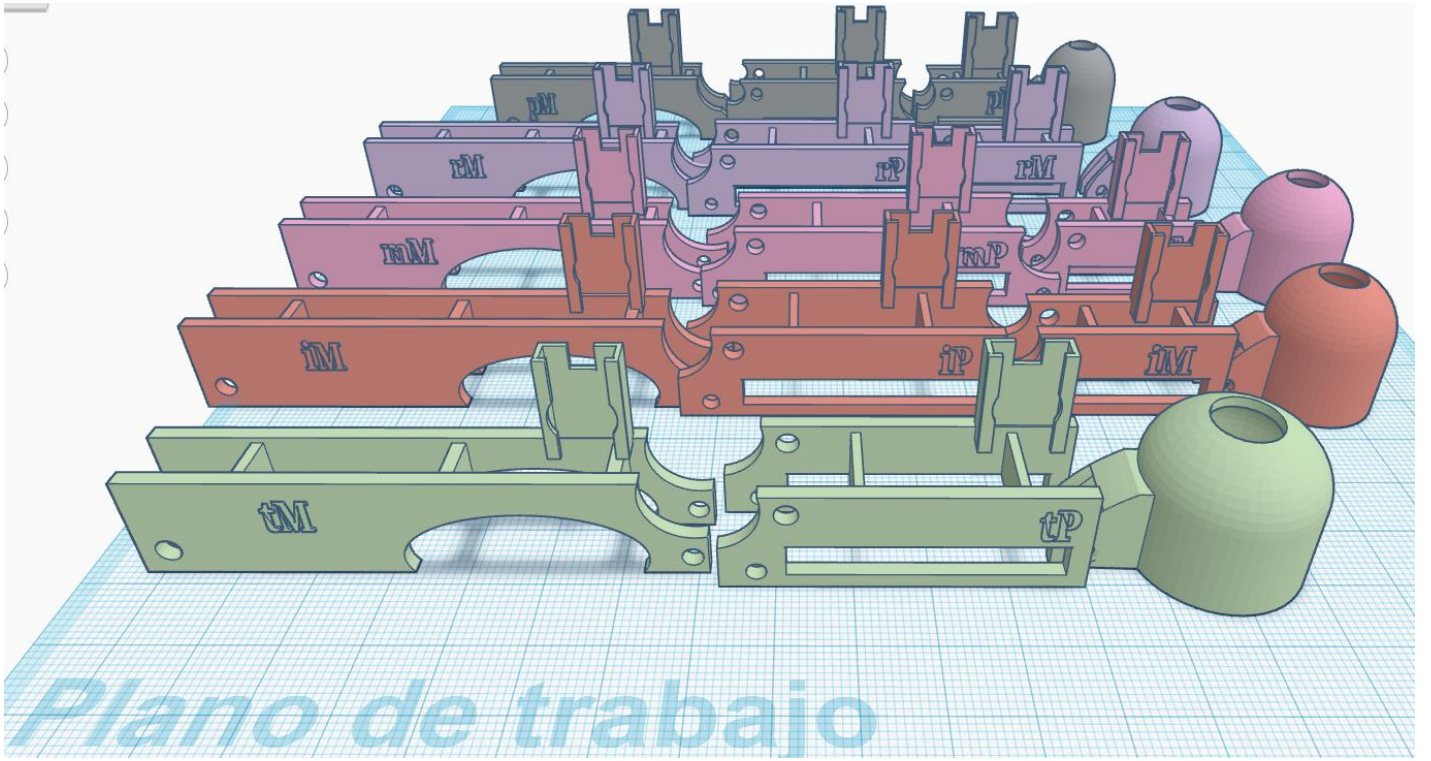
```
for (int i=0 ; i<14; i++){
  /*******FILTRO Potenciometros*****
  //Restamos la última lectura:
  total[i] = total[i]-readings[i][index[i]];
  //Leemos del sensor:
  readings[i][index[i]]=volt[i];
  //Añadimos la lectura al total:
  total[i]=total[i]+readings[i][index[i]];
  //Avanzamos a la próxima posición del array
  index[i] = index[i] + 1;
  //Si estamos en el final del array...
  if (index[i] >= numReadings)
    //...Volvemos al inicio:
    index[i] = 0;
  //Calculamos el promedio:
  average[i] = total[i] / numReadings;
  //Lo mandamos a la PC como un valor ASCII
}
```

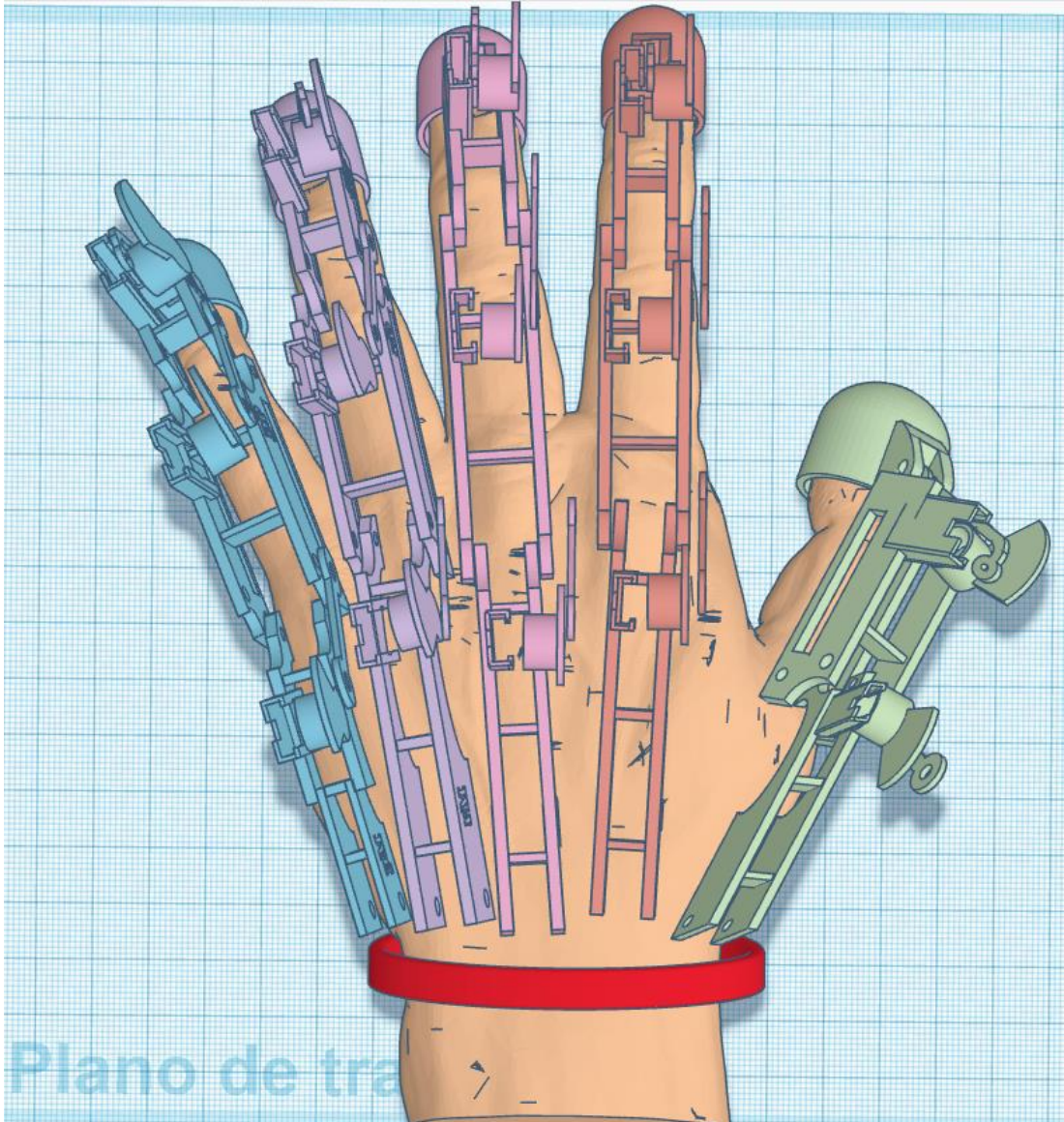
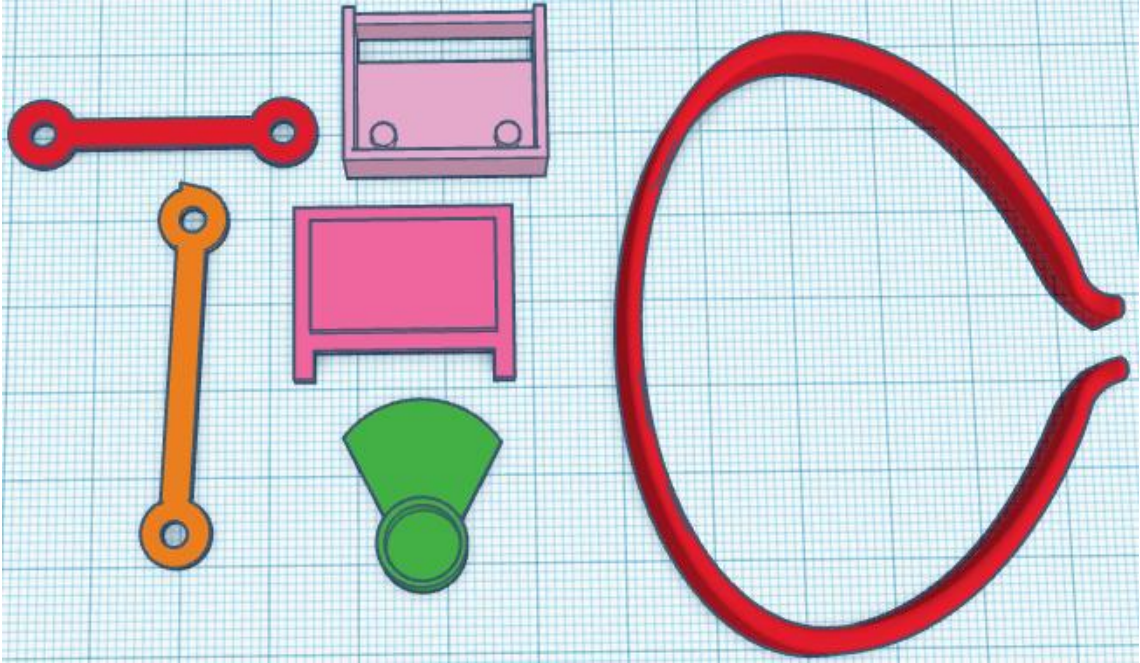
```
//thumb
average[0] = map (average[0],0, 1023, 0, 800);
average[1] = map (average[1],0, 1023, 0, 300);
//index
average[2] = map (average[2],0, 1023, 0, 800);
average[3] = map (average[3],0, 1023, 0, 400);
average[4] = map (average[4],0, 1023, 0, 200);
//middle
average[5] = map (average[5],0, 1023, 0, 300);
average[6] = map (average[6],0, 1023, 0, 350);
average[7] = map (average[7],0, 1023, 0, 200);
//ring
average[8] = map (average[8],0, 1023, 0, 800);
average[9] = map (average[9],0, 1023, 0, 400);
average[10] = map (average[10],0, 1023, 0, 200);
//pinky
average[11] = map (average[11],0, 1023, 0, 950);
average[12] = map (average[12],0, 1023, 0, 900);
average[13] = map (average[13],0, 1023, 0, 300);
```

```
//wrist
Serial.print(averageX);
Serial.print(",");
Serial.print(averageY);
```

```
Serial.print(",");
//thumb
Serial.print(average[0]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[1]);
Serial.print(",");
//index
Serial.print(average[2]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[3]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[4]);
Serial.print(",");
//middle
Serial.print(average[5]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[6]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[7]);
Serial.print(",");
//ring
Serial.print(average[8]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[9]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[10]);
Serial.print(",");
//pinky
Serial.print(average[11]);
Serial.print(",");
Serial.print(average[12]);
Serial.print(",");
Serial.println(average[13]);
delay(1);
}
```

**A.5. Modelo 3D para las piezas del guante-exoesqueleto
en tinkercad**





Referencias

- Abdallah, I. B., Bouteraa, Y., and Rekik, C. (2017). Design and development of 3d printed myoelectric robotic exoskeleton for hand rehabilitation. *International Journal on Smart Sensing & Intelligent Systems*, 10(2).
- Acevedo Londoño, J. A., Eduardo, C. B., and Ferney, C. G. J. (2017). Aplicación de tecnologías de rehabilitación robótica en niños con lesión del miembro superior. *Revista Salud UIS*, 49(1):103–114.
- Andrade Zeas, D. M. and Zúñiga Tenesaca, D. A. (2011). Diseño y construcción de una mano robótica para la enseñanza del alfabeto dactilológico universal para personas sordomudas. B.S. thesis.
- Bautista-Bautista, A. N., García-Martínez, M. A., and O., S.-G. O. (2017). Evaluación de la tarjeta raspberry-pi 2 modelo b como herramienta en sistemas de rehabilitación. *Journal CIM. Vol.5, Num. 1*.
- Boian, R., Sharma, A., Han, C., Merians, A. H. P., Burdea, G. G., Adamovich, S. V., Recce, M., Tremaine, M., and Poizner, H. (2002). Virtual reality-based post-stroke hand rehabilitation. *Studies in health technology and informatics*, 85:64–70.
- Boletsis, C. and Mccallum, S. (2016). Augmented reality cubes for cognitive gaming: Preliminary usability and game experience testing. *International Journal of Serious Games*, 3:3–18.
- Camargo-Casallas, L. H., Camargo-Casallas, E., and Villamil-Matallana, J. (2018). Diseño de dispositivo de apoyo en terapias de rehabilitación a nivel distal de los dedos de la mano. *Iteckne*, 15:43 – 50.
- Camporesi, C., Popelar, A., Kallmann, M., and Han, J. (2014). Motion parameterization and adaptation strategies for virtual therapists. In *International Conference on Intelligent Virtual Agents*, pages 99–108. Springer.
- Cardona, M. A. C., Spitia, F. R., and López, A. B. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7):63–73.

REFERENCIAS

- Casasús, S. R. (2015). *Influencia del entrenamiento del equilibrio con plataforma dinamométrica en artroplastia total de rodilla*. PhD thesis, Universitat de València.
- Ceres, R., Mañanas, M. Á., and Azorín, J. M. (2011). Interfaces y sistemas en rehabilitación y compensación funcional para la autonomía personal y la terapia clínica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 8(2):5–15.
- Chávez Cardona, M. A., Felipe, R. S., and Baradica López, A. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7):63–73.
- Gonzalez, C. M., Rodríguez, M. B., and Martínez, F. M. (2016). El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio. *Medisur*, 14(4):430–446.
- Guzmán, D. and Londoño, J. (2016). Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 37:271 – 285.
- Hondori, H. M., Khademi, M., Dodakian, L., Cramer, S. C., and Lopes, C. V. (2013). A spatial augmented reality rehab system for post-stroke hand rehabilitation. *Studies in health technology and informatics*, 184:279–85.
- IEEE (1998). Ieee recommended practice for software requirements specifications. *IEEE Std 830-1998*, pages 1–40.
- IMSS (2013). *Rehabilitación de fractura distal de radio Guía de Práctica Clínica*. Instituto Mexicano del Seguro Social. Recuperado de: <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/636GRR.pdf> el 10/11/19.
- IMSS (2019). Unidad de medicina física y rehabilitación. Recuperado de <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201705/156> el 06/11/2019.
- INEGI (2013). *Las personas con discapacidad en México : una visión al 2010*. INEGI(México).
- Iqbal, J., Tsagarakis, N., Fiorilla, A. E., and Caldwell, D. (2009). Design requirements of a hand exoskeleton robotic device. In *14th IASTED International Conference on Robotics and Applications (RA), Massachusetts US*, volume 664, pages 44–51.
- Iqbal, J., Tsagarakis, N. G., Fiorilla, A. E., and Caldwell, D. G. (2010). A portable rehabilitation device for the hand. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pages 3694–3697. IEEE.
- Jack, D., Boian, R., Merians, A., Adamovich, S. V., Tremaine, M., Recce, M., Burdea, G. C., and Poizner, H. (2000). A virtual reality-based exercise program for stroke rehabilitation. In *Proceedings of the Fourth International ACM Conference on Assistive Technologies, Assets '00*, pages 56–63, New York, NY, USA. ACM.

- Jaworski, u. and Karpiński, R. (2017). Biomechanics of the human hand. *Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering*, 3(1):28–33.
- Kermanshahani, A. H. and Cheraghpour Samavati, F. (2019). Design, analysis and control of the 4 fingers rehabilitation robot. *Journal of Rehabilitation Sciences & Research*, 6(4):160–168.
- Lambercy, O., Dovat, L., Gassert, R., Burdet, E., Teo, C. L., and Milner, T. (2007). A haptic knob for rehabilitation of hand function. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3):356–366.
- Lifeder.com (2021). *Escala de Daniels: qué evalúa, descripción, criterios*. Lifeder.com. Recuperado de: <https://www.lifeder.com/escala-de-daniels/> el 18/01/21.
- Lozano-Quilis, J.-A., Gil-Gomez, H., Gil-Gómez, J.-A., Albiol-Perez, S., Palacios, G., Fardoum, H. M., and Mashat, A. S. (2013). Virtual reality system for multiple sclerosis rehabilitation using kinect. In *2013 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare and Workshops*, pages 366–369. IEEE.
- Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., and Leonhardt, S. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1):03–32.
- Marconi, D., Baldoni, A., McKinney, Z., Cempini, M., Crea, S., and Vitiello, N. (2019). A novel hand exoskeleton with series elastic actuation for modulated torque transfer. *Mechatronics*, 61:69–82.
- McConnell, A. C., Moioli, R. C., Brasil, F. L., Vallejo, M., Corne, D. W., Vargas, P. A., and Stokes, A. A. (2017). Robotic devices and brain-machine interfaces for hand rehabilitation post-stroke. *Journal of rehabilitation medicine*, 49 6:449–460 doi = 10.2340/16501977-2229,.
- Mecafenix, I. (2020). Ingeniería mecafenix la enciclopedia de la ingeniería. Recuperado de <https://www.ingmecafenix.com/electronica/potenciometro/> el 05/10/20.
- Moreno, F., Ojeda, J., Ramírez J., E., Mena, C., Rodríguez, O., Rangel, J., and Álvarez Silvio (2013). Un framework para la rehabilitación física en miembros superiores con realidad virtual. *CoNCISa*, 1(1):8–16.
- Muri, F., Carbajal, C., Pérez, E., Fernández, H., Echenique, A. M., and López, N. (2013). Diseño de un sistema de rehabilitación para miembro superior en entorno de realidad virtual. *Revista Ingeniería Biomédica*, 7(14):81–89.
- N. Muralidharan, C. Maheswari, S. K. B. L. T. M. (2020). Physiotherapy robotic arm. *INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENTIFIC & TECHNOLOGY RESEARCH*, 9:3988–3991.

REFERENCIAS

- Palacios García, C., Prieto Prieto, R., and Anguiano García, A. (2010). Determinación de la contingencia en patología de muñeca y mano.
- Peña-Pitarch, E., Falguera, N. T., and Yang, J. (2014). Virtual human hand: model and kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(5):568–579. PMID: 22920244.
- Peña Pitarch, E., Ticó Falguera, N., López Martínez, J. A., Abenoza Guardiola, M., and Romero Cullerés, G. (2012). Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza. *Ortoprotésica*, (76):1–6.
- Pinilla Giménez, I. et al. (2017). Juego serio para terapias de rehabilitación motora y cognitiva con realidad virtual.
- Polygerinos, P., Lyne, S., Wang, Z., Nicolini, L. F., Mosadegh, B., Whitesides, G. M., and Walsh, C. J. (2013). Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation. In *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1512–1517. IEEE.
- Pu, S.-W., Tsai, S.-Y., and Chang, J.-Y. (2014). Design and development of the wearable hand exoskeleton system for rehabilitation of hand impaired patients. In *2014 IEEE international conference on automation science and engineering (CASE)*, pages 996–1001. IEEE.
- Pyk, P., Wille, D., Chevrier, E., Hauser, Y., Holper, L., Fatton, I., Greipl, R., Schlegel, S., Ottiger, L., Ruckriem, B., Pescatore, A., Meyer-Heim, A., Kiper, D., and Eng, K. (2008). A paediatric interactive therapy system for arm and hand rehabilitation. In *2008 Virtual Rehabilitation*, pages 127–132.
- Restrepo Muñoz, V. P. et al. (2009). Aplicación y comparación de la metodología de diseño top down y bottom up. B.S. thesis, Universidad EAFIT.
- Rico, D. O. R., Elizondo, J. J. E., Ramos, M. A. P., Ayala, P., Muñoz, L. J. B., and Guzmán, C. A. C. (2013). Detección de movimientos específicos de la cabeza con el acelerómetro y giroscopio, mediante correlación cruzada. 35:130–134.
- Roy, A. K., Soni, Y., and Dubey, S. (2013). Enhancing effectiveness of motor rehabilitation using kinect motion sensing technology. In *2013 IEEE Global Humanitarian Technology Conference: South Asia Satellite (GHTC-SAS)*, pages 298–304. IEEE.
- Sandoval, H., Pérez-Neri, I., Martínez-Flores, F., del Valle-Cabrera, M., and Pineda, C. (2017). Disability in mexico: a comparative analysis between descriptive models and historical periods using a timeline. *Salud Pública de México*, 59:429–436.
- Sarakoglou, I., Tsagarakis, N. G., and Caldwell, D. G. (2004). Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser. In *2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)(IEEE Cat. No. 04CH37566)*, volume 3, pages 2973–2978. IEEE.

-
- Schwarz, R. J. and Taylor, C. (1955). The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial limbs*, 2(2):22–35.
- SpectraSymbol (2019). *FLEX SENSOR DATA SHEET*. Recuperado de: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/flex22.pdf> el 10/11/19.
- Sveistrup, H. (2004). Motor rehabilitation using virtual reality. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1(1):10.
- Syed, A. (2012). Flex sensor based robotic arm controller using micro controller. *Journal of Software Engineering and Applications*, 05:364–366.
- Temoche, P., Ramirez, E., and Rodríguez, O. (2012). A low-cost data glove for virtual reality. In *Proceedings of XI International Congress of Numerical Methods in Engineering and Applied Sciences (CIMENICS)*., volume 2012, pages TCG 31–36.
- Tenesaca, D. A. Z. and Zeas, D. M. A. (2011). Diseño y construcción de una mano robótica para la enseñanza del alfabeto dactilológico universal para personas sordomudas. *Ingenius*, (6):69–86.
- Velarde, M., Perugachi, E., Romero, D., Sappa, A., and Vintimilla, B. (2015). Análisis del movimiento de las extremidades superiores aplicado a la rehabilitación física de una persona usando técnicas de visión artificial. *Revista Tecnológica*, 28:1–7.
- Viglialoro, R., Condino, S., Turini, G., Carbone, M., Ferrari, V., and Gesi, M. (2019). Review of the augmented reality systems for shoulder rehabilitation. *Information*, 10:154.
- Wege, A. and Hommel, G. (2005). Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. In *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3046–3051. IEEE.
- Xiao, X., Huang, J., Chen, Z., Xia, X., Wang, S., and Yang, Z. (2018). Effects of computer-assisted wrist/hand training on the improvement of hand function in traumatic hand injuries. *INTERNATIONAL JOURNAL OF CLINICAL AND EXPERIMENTAL MEDICINE*, 11(2):1208–1216.
- Yap, H. K., Khin, P. M., Koh, T. H., Sun, Y., Liang, X., Lim, J. H., and Yeow, C.-H. (2017). A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hand impaired patients. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(3):1383–1390.