



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO
CARRERA DE INGENIERIA EN BIOMEDICINA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
DISPOSITIVO PARA REHABILITACIÓN
POST-FRACTURA DE MUÑECA CONTROLADO
MEDIANTE UNA INTERFAZ COMPUTARIZADA**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:
INGENIERA EN BIOMEDICINA**

AUTOR: HELEN ADRIANA MOLINA BUSTAMANTE

TUTOR: ING LUIS GEOVANNY ROMERO MEJIA MSC

Quito-Ecuador

2024

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Yo, Helen Adriana Molina Bustamante con documento de identificación N° 1726627001 manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 06 de Agosto del año 2024

Atentamente,



Helen Adriana Molina Bustamante
1726627001

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Helen Adriana Molina Bustamante con documento de identificación No.1726627001, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Trabajo técnico: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNDISPOSITIVO PARA REHABILITACIÓNPOST-FRACTURA DE MUÑECA CONTROLADO MEDIANTE UNA INTERFAZ COMPUTARIZADA”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniería Biomédica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 06 de Agosto del año 2024

Atentamente,



Helen Adriana Molina Bustamante

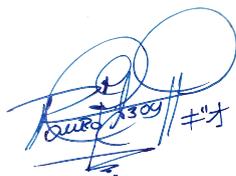
1726627001

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Luis Geovanny Romero Mejía con documento de identificación N° 1714731203, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNDISPOSITIVO PARA REHABILITACIÓNPOST-FRACTURA DE MUÑECA CONTROLADO MEDIANTE UNA INTERFAZ COMPUTARIZADA”, realizado por Helen Adriana Molina Bustamante con documento de identificación N° 1726627001, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Trabajo técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 06 de Agosto del año 2024

Atentamente,

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Luis Geovanny Romero Mejía', with a date '06/08/2024' and a small symbol to the right. The signature is written over a horizontal dashed line.

Ing. Luis Geovanny Romero Mejía MsC

1714731203

Dedicatoria

A Dios, por ser mi guía y fortaleza en cada paso de este arduo camino. Sin su gracia y bendición, este logro no habría sido posible.

A mis padres, Mentor y Melva, cuyo amor, sacrificio y apoyo incondicional han sido los pilares fundamentales de mis éxitos. Gracias por creer en mí e inculcarme el valor del esfuerzo y la perseverancia.

A mis hermanos, Melby y Stalin, mis tías, Enma y Anabel, cuyo respaldo constante y afecto han sido invaluableles en mi vida.

A mis seres queridos que ya no están físicamente con nosotros, pero cuyo amor y recuerdos continúan vivos en mi corazón; Este logro también es para ustedes, quienes me inspiran desde el cielo, y cuyas enseñanzas y cariño perduran en mi vida.

A todos, deseo expresar que son un ejemplo de que todo trabajo y esfuerzo honesto, al final, siempre tiene su recompensa.

Con gratitud y amor eterno.

Helen Molina

Agradecimientos

En primer lugar, agradezco a Dios por el don de la vida y por ser mi guía y fortaleza durante todo este proceso académico. Sin su gracia y bendición, no habría sido posible alcanzar este logro.

A la Universidad Politécnica Salesiana, por brindarme la oportunidad de formarme académicamente en un entorno de excelencia y valores. A mis docentes, cuyo conocimiento, dedicación y orientación han sido fundamentales en mi desarrollo profesional y personal.

A mis compañeros, quienes han sido parte esencial de este recorrido académico. Gracias por su apoyo, colaboración y amistad, que han hecho de esta experiencia algo inolvidable.

Con sincera gratitud y aprecio.

Helen Molina

Resumen

En este proyecto, se presenta el desarrollo de un dispositivo de rehabilitación pasiva de muñeca, diseñado para ofrecer rutinas específicas de flexión y extensión. A través de un exhaustivo estudio del estado del arte, se analizaron las características anatómicas y los movimientos clave de la articulación de la muñeca, así como los métodos de rehabilitación asistida y los dispositivos actualmente en uso. Este análisis permitió definir los requisitos esenciales para el diseño del aparato.

Se utilizó el software SolidWorks para diseñar y construir digitalmente cada componente, verificando rigurosamente su funcionamiento para asegurar que imitará con precisión los movimientos naturales de la muñeca. Para la construcción, se combinaron técnicas de mecanizado tradicionales con métodos de prototipado avanzados, como la impresión 3D. Las piezas fueron impresas en PLA, un material muy resistente y biodegradable.

El dispositivo permite movimientos similares a los de la muñeca humana. Su estructura fue ensamblada e integrada con los componentes electrónicos necesarios para automatizar las rutinas de rehabilitación. El movimiento es impulsado por un servomotor de alto torque, controlado por un microcontrolador ESP32. Los datos recopilados se visualizan en una interfaz de usuario en una computadora, la cual se realizó mediante Node-RED. Esta interfaz permite controlar el dispositivo según la configuración deseada, ofreciendo datos en tiempo real y permitiendo una rehabilitación adecuada a las necesidades del paciente.

Para mejorar la comodidad del usuario, el dispositivo incluye esponjas y seguros de velcro ajustables según el tamaño de la muñeca, asegurando un mejor ajuste y una experiencia más confortable durante el uso. Este enfoque integral garantiza que los pacientes puedan seguir sus rutinas de rehabilitación de manera autónoma y cómoda.

Abstract

In this project, the development of a passive wrist rehabilitation device is presented, designed to offer specific routines for flexion and extension. Through an exhaustive study of the state of the art, the anatomical characteristics and key movements of the wrist joint were analyzed, as well as the assisted rehabilitation methods and devices currently in use. This analysis allowed us to define the essential requirements for the design of the device.

SolidWorks software was used to digitally design and construct each component, rigorously verifying its functionality to ensure it accurately mimics the natural movements of the wrist. For construction, traditional machining techniques were combined with advanced prototyping methods, such as 3D printing. The parts were printed in PLA, a very resistant and biodegradable material.

The device allows movements similar to those of the human wrist. Its structure was assembled and integrated with the necessary electronic components to automate the rehabilitation routines. The movement is driven by a high-torque servomotor, controlled by an ESP32 microcontroller. The collected data is visualized on a user interface on a computer, which was created using Node-RED. This interface allows controlling the device according to the desired configuration, offering real-time data and enabling rehabilitation tailored to the patient's needs.

To improve user comfort, the device includes sponges and adjustable Velcro fasteners according to the size of the wrist, ensuring a better fit and a more comfortable experience during use. This comprehensive approach ensures that patients can follow their rehabilitation routines autonomously and comfortably.

Keywords: Wrist rehabilitation, real time data, flexion and extension, personalized therapy, digital design.

Índice

Dedicatoria	V
Agradecimientos	VI
Resumen	VII
Abstract	VIII
Índice	IX
Índice de Figuras	XII
Índice de Tablas	XIII
1 Introducción	1
2 Fundamento teórico	3
2.1 La muñeca aspectos anatomofisiológicos	3
2.2 Huesos y articulaciones de la muñeca	4
2.3 Biomecánica de la muñeca	6
2.4 Movimientos en flexo-extensión	7
2.4.1 Flexión	7
2.4.2 Extensión	8
2.5 Fracturas distales del radio	9
2.6 Fractura de Colles	10
2.7 Tratamientos para rehabilitación de fractura de muñeca	11
2.8 Dispositivos de rehabilitación de muñeca	12
2.9 Software de utilidad	13
2.9.1 NODE-RED	13
2.9.2 SOLIDWORKS	13
3 Metodología	14
3.1 Materiales y métodos	14
3.1.1 Microcontrolador ESP32	14
3.1.2 Servomotor Mg995	16

3.2	Programación de movimientos Node Red y Esp32	17
3.2.1	Esquema del programa Node Red	17
3.2.2	Programa arduino Esp32	18
3.2.3	Circuito del prototipo	18
3.3	Consideración de material en la impresión 3D	19
3.4	Condiciones del diseño	20
3.5	Diseño del dispositivo	20
3.6	Componentes del prototipo	21
3.6.1	Soporte de mano	21
3.6.2	Brazo de Conexión	23
3.6.3	Brazo deslizador ajustable	24
3.6.4	Base servomotor	25
3.6.5	Estructura principal y caja de control	26
3.6.6	Tapas caja de control	28
3.7	Ensamblaje	29
3.8	Diseño del mecanismo de movimiento	31
3.9	Análisis del Rango de Movimiento	32
3.10	Cálculos del Servomotor	32
3.11	Implementación y Ajustes	33
3.12	Generación de movimiento	33
3.12.1	Momento Máximo Generado por la Muñeca	33
3.12.2	Factor de Seguridad	34
3.12.3	Torque Requerido con Factor de Seguridad	34
3.12.4	Cálculo del Torque Requerido	34
3.12.5	Conversión a kg/cm	34
3.13	Diseño de elementos mecánicos	35
3.14	Calculo de dimensionamiento de elementos	35
3.14.1	Deformación del Brazo de Conexión	35
3.14.2	Factor de seguridad	37
3.14.3	Cálculo del Esfuerzo Aplicado	38
3.14.4	Cálculo del Factor de Seguridad	39
3.14.5	Tensiones de von Mises	39
3.14.6	Fórmula de las Tensiones de von Mises	40

4 Análisis de resultados 41

4.1	Estudio de la funcionalidad del dispositivo de rehabilitación	41
4.2	Resultados de la interfaz computarizada	45
4.3	Descripción de la Interfaz	45
4.3.1	Estado del panel de control	45
5	Conclusiones y recomendaciones	46
5.0.1	Conclusiones	46
5.0.2	Recomendaciones	47
	References	48
A	Anexo I	51
A.1	Planos del prototipo	51
A.1.1	Anexo 1.1	52
Anexo 1.1	53
A.1.2	Anexo 1.2	54
Anexo 1.2	55
A.1.3	Anexo 1.3	56
Anexo 1.3	57
A.1.4	Anexo 1.4	58
Anexo 1.4	59
A.1.5	Anexo 1.5	60
Anexo 1.5	61
A.1.6	Anexo 1.6	62
Anexo 1.6	63
A	Anexo II	64
A.1	Código en Arduino	64
A	Anexo III	71
A.1	Pruebas de funcionamiento	71
A.2	Anexo 3: Evaluación de resultados ángulo en grados vs tiempo	72
A.3	Posición inicial	72
A.4	Posición a 70°	73
A.5	Posición a 80°	74

A.6	Demostración de configuración para movimientos según repeticiones, series y tiempo	76
A.7	Serie 1	77
A.8	Serie 2	79
A.9	Serie 3	80
A.10	Patrones de Movimiento	82
A.11	Evidencia de Repeticiones	82
A.12	Indicador de Grado	82
A	Anexo IV	83
A.1	Diagramas de flujo	83
	Anexo 4.1	84
A.2	Esquema del programa Node Red	85
	Anexo 4.2	86
A.3	Programa Arduino ESP32 - Parte 1	86
	Anexo 4.3 Parte 1	87
A.4	Programa Arduino ESP32 - Parte 2	87
	Anexo 4.3 Parte 2	88
A.5	Esquema del circuito	88

Índice de Figuras

1	<i>Partes de la muñeca</i>	4
2	<i>Huesos y articulaciones de la muñeca</i>	6
3	<i>Flexión de muñeca</i>	8
4	<i>Extensión de muñeca</i>	9
5	<i>Servomotor MG995</i>	15
6	<i>Servomotor MG995</i>	16
7	<i>Esquemático del circuito de funcionamiento</i>	19
8	<i>Perspectiva del prototipo de rehabilitación de muñeca</i>	21
9	<i>Soporte de mano</i>	22
10	<i>Brazo de Conexión</i>	23
11	<i>Brazo deslizador ajustable</i>	24
12	<i>Base servomotor</i>	26
13	<i>Estructura Principal y caja de control</i>	27

14	<i>Tapa caja de control</i>	29
15	<i>Parte superior</i>	30
16	<i>Parte lateral</i>	31
17	<i>Parte inferior</i>	31
18	<i>Deformación del brazo de conexión</i>	36
19	<i>Factor de seguridad</i>	38
20	<i>Tensiones de von Mises</i>	40
21	<i>Expectativas de funcionalidad del dispositivo de rehabilitación</i>	42
23	<i>Evaluación de rehabilitación es apto para el uso frecuente</i>	44
24	<i>Interfaz computarizada Node Red</i>	45

Índice de Tablas

1	Especificaciones técnicas ESP32	15
2	Especificaciones del Servomotor MG995	17
3	Especificaciones técnicas de soporte de mano	22
4	Especificaciones técnicas del brazo de conexión	24
5	Especificaciones técnicas del brazo deslizador ajustable	25
6	Especificaciones técnicas de la base del servomotor	26
7	Estructura principal y caja de control	28
8	Especificaciones técnicas caja de control	29

1 Introducción

La fisioterapia, reconocida como una disciplina esencial dentro del ámbito de la salud, se define como un tratamiento no farmacológico que busca optimizar el movimiento y la funcionalidad de las personas (Cael, 2010). Esta intervención, avalada por la Confederación Mundial de Fisioterapia (World Confederation for Physical Therapy - WCPT), se aplica a través de diversas técnicas, incluyendo ejercicios terapéuticos, aplicaciones de temperatura, masajes y otras modalidades, con el objetivo de prevenir, restaurar o mejorar las capacidades físicas afectadas por el envejecimiento, lesiones, dolor, enfermedades u otras condiciones (Bispo, 2021).

En el marco del constante avance científico y tecnológico, la fisioterapia ha incorporado dispositivos que integran sistemas mecánicos y electrónicos automáticos, los cuales, mediante movimientos programados, complementan la terapia física tradicional (Medina González et al., 2016). Estos dispositivos, al permitir la ejecución autónoma de ejercicios específicos, facilitan el acceso a la rehabilitación por parte de los pacientes, incluso de forma remota, promoviendo así su independencia y autonomía en el proceso de recuperación (Barrios et al., 2019).

El estudio presentado describe el desarrollo de un prototipo de rehabilitación de muñeca con dos grados de libertad, diseñado para automatizar rutinas de ejercicios terapéuticos y brindar una alternativa accesible y efectiva para la recuperación de lesiones complejas como la fractura de Colles (Belloti et al., 2007). La fractura de Colles es una lesión común que afecta la parte distal del radio, causando dolor significativo y limitación funcional en la muñeca y la mano. Esta lesión requiere un tratamiento intensivo de fisioterapia para asegurar una recuperación adecuada y prevenir complicaciones a largo plazo (White et al., 2023).

El prototipo surge a partir de la necesidad de ofrecer una solución más accesible y frecuente para la fisioterapia de este tipo de lesiones, que requieren un proceso intensivo para una recuperación exitosa. La creación del dispositivo se basó en una metodología rigurosa que incluyó análisis del estado del arte, diseño mecánico, diseño de control, construcción e integración electrónica (Medina et al., 2016).

En primer lugar, se realizó un exhaustivo estudio del estado del arte para comprender las características anatómicas y los movimientos clave de la articulación de la muñeca, así como los métodos de rehabilitación asistida y los dispositivos actualmente en uso (Moore et al., 2014). Este análisis permitió definir los requisitos esenciales para el diseño del aparato. Se utilizó el software SolidWorks para diseñar y construir digitalmente cada componente, verificando rigurosamente su funcionamiento para asegurar que imitara con precisión los movimientos naturales de la muñeca (Fernández et al., 2015).

Para la construcción, se combinaron técnicas de mecanizado tradicionales con métodos de prototipado avanzados, como la impresión 3D. Las piezas fueron impresas en PLA, un material muy resistente y biodegradable (César et al., 2018).

El dispositivo permite movimientos similares a los de la muñeca humana. Su estructura fue ensamblada e integrada con los componentes electrónicos necesarios para automatizar las rutinas de ejercicios terapéuticos (Shiraishi et al., 2021). El movimiento es impulsado por un servomotor de alto torque, controlado por un microcontrolador ESP32 (García et al., 2021). Los datos recopilados se visualizan en una interfaz de usuario en una computadora, la cual se realizó mediante Node-RED. Esta interfaz permite controlar el dispositivo según la configuración deseada, ofreciendo datos en tiempo real y permitiendo una rehabilitación adecuada a las necesidades del paciente (Nieblas et al., 2024).

Para mejorar la comodidad del usuario, el dispositivo incluye esponjas y seguros de velcro ajustables según el tamaño de la muñeca, asegurando un mejor ajuste y una experiencia más confortable durante el uso (Netter., 2019). Este enfoque integral garantiza que los pacientes puedan seguir sus rutinas de rehabilitación de manera autónoma y cómoda.

La fractura de Colles, una de las lesiones más comunes del radio distal, se caracteriza por una deformidad en forma de "dorso de tenedor" y puede provocar complicaciones como la disminución de la fuerza de agarre y la movilidad articular (Belloti et al., 2007). El tratamiento tradicional incluye inmovilización seguida de fisioterapia intensiva para recuperar la función y prevenir rigidez y atrofia muscular (Dhuli et al., 2022). Sin embargo, el acceso a sesiones de fisioterapia puede ser limitado por diversos factores, incluyendo la disponibilidad de profesionales y la capacidad de los pacientes para asistir a las sesiones programadas.

El dispositivo de rehabilitación desarrollado ofrece una solución innovadora para estos desafíos, permitiendo a los pacientes realizar ejercicios de manera autónoma y a su propio ritmo, complementando las sesiones de fisioterapia tradicionales. La automatización de las rutinas de ejercicios terapéuticos asegura que los movimientos se realicen de manera precisa y controlada, reduciendo el riesgo de lesiones adicionales y mejorando la eficiencia del tratamiento (Palastanga et al., 2012).

La interfaz de usuario desarrollada mediante Node-RED facilita el control del dispositivo y la monitorización en tiempo real de los ejercicios realizados. Esta herramienta permite a los fisioterapeutas ajustar los parámetros de la terapia según las necesidades específicas de cada paciente y seguir su progreso de manera remota (Nieblas et al., 2024). Además, la recopilación de datos en tiempo real proporciona información valiosa para ajustar y personalizar las rutinas de ejercicios, optimizando los resultados de la rehabilitación.

Es importante destacar que, aunque este dispositivo representa un avance significativo en la fisioterapia de lesiones complejas como la fractura de Colles, debe utilizarse como una herramienta complementaria bajo la supervisión y guía de un fisioterapeuta profesional (Magee ., 2014). La intervención directa del profesional es importante para evaluar el progreso del paciente, ajustar el tratamiento según sea necesario y asegurar que se sigan las mejores prácticas clínicas.

2 Fundamento teórico

2.1 La muñeca aspectos anatomofisiológicos

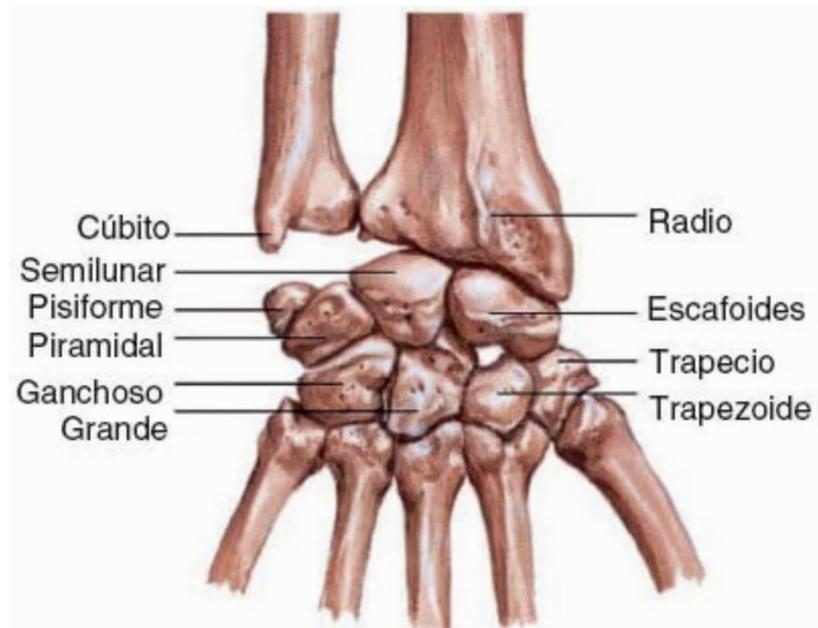
La muñeca es una articulación compleja que une el antebrazo con la mano. Anatómicamente, incluye las regiones distales del radio y el cúbito, así como los huesos carpianos organizados en dos filas y las bases de los metacarpianos. Esta definición reconoce que la muñeca no se limita a los huesos carpianos, sino que también abarca partes distales del antebrazo y proximales de los metacarpianos. Además, la muñeca no es simplemente una articulación radiocarpiana. Incluye múltiples articulaciones como la radiocubital, las intercarpianas, las mediocarpianas, las carpometacarpianas y la unión con el fibrocartílago triangular, el hueso piramidal, el semilunar y el cúbito. Este fibrocartílago actúa como amortiguador y transmisor de fuerzas y presiones.

La complejidad de esta articulación se refleja tanto en la disposición de los huesos como en su soporte ligamentoso. La posición de los huesos carpianos está determinada por su forma y por los ligamentos que los estabilizan. La mayoría de los músculos y tendones que impulsan el movimiento y la fuerza atraviesan los huesos carpianos y se insertan en la base de los metacarpianos. Esta disposición permite que los músculos controlen indirectamente la posición de los huesos carpianos, como se muestra en la figura 1.

Esta articulación es clave para la funcionalidad de la mano, permitiendo una amplia gama de movimientos que incluyen flexión, extensión, desviación radial y cubital, y movimientos de circunducción. Estos movimientos son posibles gracias a la coordinación de las múltiples articulaciones y estructuras que la componen. Por ejemplo, la articulación radiocubital permite la pronación y supinación del antebrazo, lo que es esencial para movimientos como girar una llave o usar un destornillador [13].

Además de su complejidad estructural, esta articulación también es un punto de concentración de fuerzas y tensiones durante actividades cotidianas y deportivas. Los ligamentos y tendones en esta región están sujetos a constantes estiramientos y contracciones, lo que los hace susceptibles a lesiones como esguinces, tendinitis y fracturas. La biomecánica de esta articulación, por lo tanto, no solo debe ser entendida desde una perspectiva estática, sino también dinámica, considerando las fuerzas que actúan sobre ella durante el movimiento.

Figura 1.
Partes de la muñeca



Nota. Adaptado de FisioCampus [Fotografía], por Consejo Superior de Investigaciones Científicas, 2016, Flickr. CC BY 2.0

2.2 Huesos y articulaciones de la muñeca

La muñeca es una articulación compleja que consiste en múltiples articulaciones interconectadas. La principal es la radiocarpiana, una articulación elipsoidal formada por las superficies articulares del radio, el escafoides y el semilunar. La articulación radiocubital es una trocoide que se encuentra entre la cavidad sigmoidea del radio y la cabeza del cúbito [13]. Además de estas articulaciones principales, la muñeca también incluye:

Además de estas articulaciones principales, la muñeca también incluye:

- **Articulación mediocarpiana:** Es una condilartrosis que conecta los huesos de las dos filas carpianas. Los huesos de la primera fila (escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme) están unidos por articulaciones y membranas interóseas, lo que permite una mayor movilidad. Los huesos de la segunda fila (trapecio, trapezoide, grande y ganchoso) están unidos por artrodias, siendo su movilidad más limitada debido a los ligamentos más fuertes, como el ligamento anular que conecta el trapecio y el ganchoso.
- **Articulaciones intercarpianas:** Son las articulaciones entre los huesos de cada fila carpiana.
- **Articulaciones carpometacarpianas:** Estas articulaciones se encuentran entre la fila distal del carpo y los huesos metacarpianos. Algunos expertos las consideran parte de la articulación de la muñeca, aunque otros no están de acuerdo. Todas estas articulaciones juegan un papel en los movimientos complejos de la muñeca.

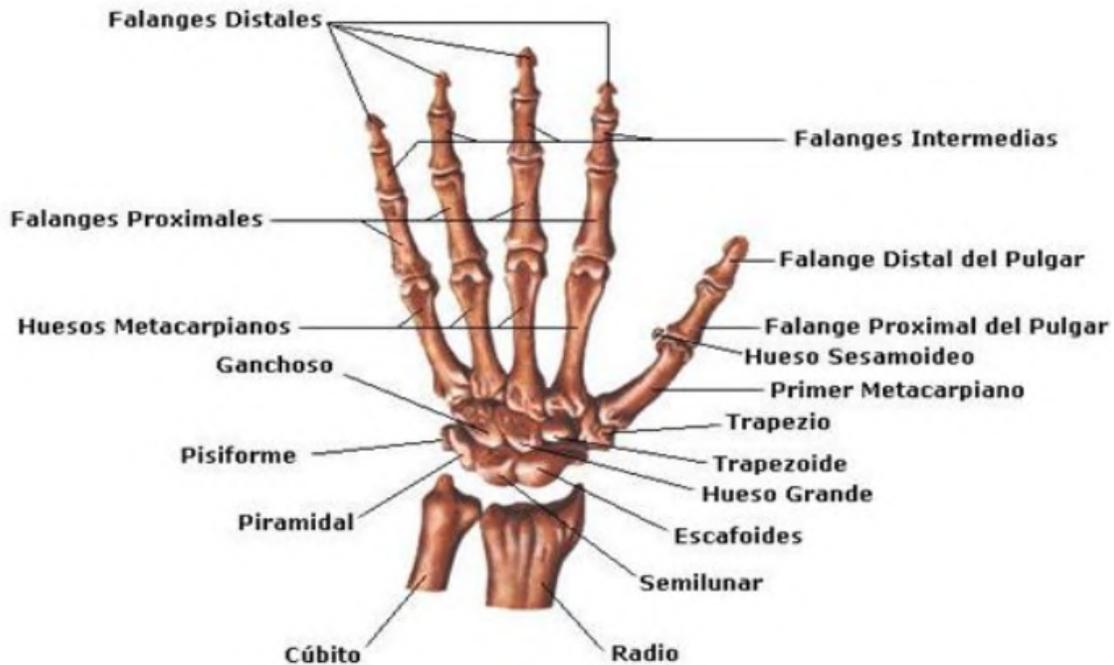
Además de los huesos y articulaciones, la biomecánica de la muñeca está influenciada por su estructura ligamentaria. Los ligamentos extrínsecos, que conectan los huesos del carpo con el antebrazo, son más fuertes que los ligamentos intrínsecos, que unen entre sí los huesos del carpo [13].

Los ligamentos extrínsecos se clasifican en:

- **Ligamentos volares:** Incluyen el radioescafosemilunar, el radioescafoacaptado (deltoideo radial), el radiolunotriquetral, el unotriquetral, el ulunolunar y el triquetocapitate (deltoideo cubital). Los más importantes son el radioescafoacaptado y el radiolunotriquetral.
- **Ligamentos dorsales:** Incluyen el radioescafoideo, el radiosimilunar, el radiopiramidal y el ligamento intercarpiano dorsal.

Estos ligamentos proporcionan estabilidad a los huesos del carpo y a la muñeca en general, en donde se hace referencia a la figura 2.

Figura 2.
Huesos y articulaciones de la muñeca



*Nota. Adaptado de Articulación del carpo [Fotografía], por Ecured, 2024, Flickr.
CC BY 2.0*

2.3 Biomecánica de la muñeca

La biomecánica estudia los principios mecánicos en los organismos vivos. Considera los huesos como palancas, las articulaciones como puntos de apoyo, los músculos como fuerzas motrices y las cargas externas como fuerzas de resistencia [17].

En la muñeca, la combinación de huesos, articulaciones y músculos permite movimientos complejos en múltiples planos. Estos movimientos, que han evolucionado con el tiempo, incluyen flexión-extensión, aducción-abducción y rotación axial (pronación-supinación). A pesar de estos movimientos, la muñeca mantiene una notable estabilidad, lo que permite la función óptima de la mano.

La estabilidad de la muñeca es esencial para la precisión y el control de los movimientos, esta estabilidad es proporcionada por la interacción de las articulaciones radiocubital distal, radiocarpiana, mediocarpiana, intercarpiana y carpometacarpiana.

Se define como la capacidad de mantener una relación normal entre los huesos y tejidos blandos de la articulación bajo cargas fisiológicas. Para que una articulación funcione correctamente, debe tener un rango de movimiento funcional estable, lo que implica soportar cargas sin dañar el cartílago articular y moverse sin alteraciones repentinas en la alineación ósea [17].

2.4 Movimientos en flexo-extensión

2.4.1 Flexión

La flexión de la muñeca implica inclinar la palma hacia el antebrazo, como se muestra en la figura 3. Este movimiento se inicia en la segunda fila de los huesos del carpo, lo que provoca la tensión de los ligamentos de la articulación mediocarpiana, principalmente el ligamento piramidal-trapecio-trapezoide. Esto da comienzo al movimiento del escafoide, que a su vez desplaza el semilunar y el piramidal.

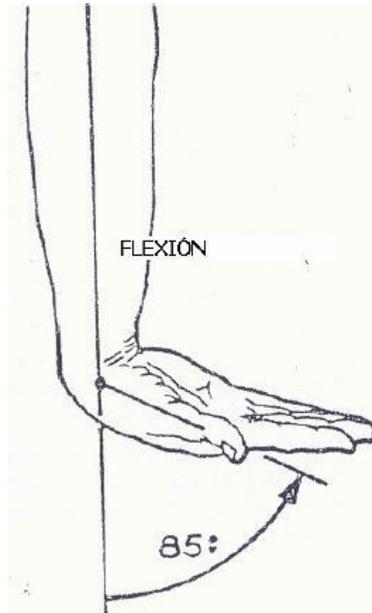
El rango de flexión varía entre 70 y 90 grados. Las articulaciones intercarpianas aportan aproximadamente el 60% de este movimiento, mientras que la articulación radiocarpiana contribuye con el 40% restante. [13].

La flexión de la muñeca es facilitada por los siguientes músculos:

- Palmar mayor
- Cubital anterior
- Abductor del pulgar
- Flexores de los dedos (cuando los dedos están extendidos)

La flexión se reduce significativamente cuando se realiza simultáneamente con la flexión de los dedos o después de la flexión previa de los dedos.

Figura 3.
Flexión de muñeca



Nota. Adaptado de Amplitud de movimiento [Fotografía], por Tafa Dy Cursos, 2024, Flickr. CC BY 2.0

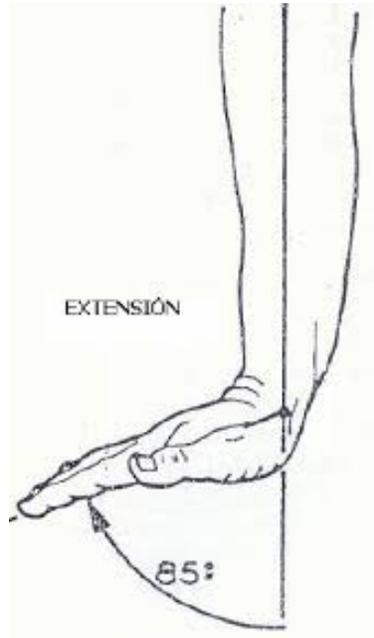
2.4.2 Extensión

La extensión de la muñeca implica mover el dorso de la mano hacia el antebrazo, como se muestra en la figura 4. Este movimiento tiene un rango de movilidad entre 65 % y 85%. A diferencia de la flexión, la extensión se debe principalmente a la articulación radiocarpiana, que aporta aproximadamente el 66% del rango de movimiento. Las articulaciones mediocarpianas contribuyen con el 34% restante [13].

Esto se debe a que la superficie articular del radio se extiende dorsalmente más que las superficies articulares distales del semilunar y el escafoides. La capacidad de extensión de la muñeca se reduce si se realiza después de extender previamente los dedos.

La extensión de la muñeca se reduce si se realiza después de la extensión previa de los dedos.

Figura 4.
Extensión de muñeca



Nota. Adaptado de Amplitud de movimiento [Fotografía], por Tafa Dy Cursos, 2024, Flickr. CC BY 2.0

2.5 Fracturas distales del radio

Una lesión común conocida como fractura de radio distal ocurre cuando el radio, uno de los huesos largos del antebrazo, se rompe cerca de la muñeca. Este tipo de fractura es bastante frecuente, ya que el radio es propenso a fracturarse en caso de caídas, siendo este hueso el más susceptible a este tipo de lesión en el brazo. La fractura distal del radio o de la muñeca es una de las fracturas más comunes tanto en niños como en adultos, especialmente en mujeres. Las causas varían, siendo las primeras debido principalmente a traumatismos deportivos y las segundas relacionadas con trastornos de la tercera edad, como la osteoporosis [16]. El antebrazo está compuesto por dos huesos largos, el radio y el cúbito. En la porción más cercana al codo, llamada parte proximal, el cúbito es el hueso más grande, mientras que en la parte más próxima a la muñeca, denominada parte distal, el radio es el predominante en tamaño. La fractura de radio distal suele ocurrir aproximadamente a una pulgada del extremo del hueso. Este tipo de fractura puede presentarse de diversas formas y afecta a personas de todas las edades. En individuos jóvenes, estas lesiones suelen producirse como resultado de

accidentes de alto impacto, como caídas desde alturas o colisiones automovilísticas. Por otro lado, en personas mayores, especialmente aquellas con osteoporosis, estas fracturas pueden originarse incluso por una caída menor sobre la muñeca. Una de las variantes más comunes de fractura de radio distal es la fractura de Colles, caracterizada por una inclinación hacia arriba del extremo fracturado del radio. Esta lesión fue identificada por primera vez en 1814 por el cirujano y anatomista irlandés Abraham Colles, de ahí el nombre de "fractura de Colles" [16].

Las formas en que el radio distal puede fracturarse incluyen:

- Fractura intraarticular: Una fractura intraarticular se extiende hacia el interior de la articulación de la muñeca. (Articular significa “relativo a la articulación”).
- Fractura extraarticular: Esta fractura no se extiende hacia el interior de la muñeca.
- Fractura expuesta: Ocurre cuando un hueso fracturado atraviesa la piel. Estos tipos de fractura requieren atención médica inmediata debido al riesgo de infección.
- Fractura conminuta: Ocurre cuando un hueso se rompe en más de dos fragmentos.

Es importante clasificar el tipo de fractura porque las fracturas intraarticulares, las fracturas expuestas, las fracturas conminutas y las fracturas desplazadas (cuando las partes fracturadas del hueso no se alinean correctamente) son más difíciles de tratar que otros tipos de fracturas. A veces, también se fractura el otro hueso del antebrazo (el cúbito). Esto se conoce como fractura de cúbito distal. Dependiendo del tipo de fractura de cúbito distal, el paciente requerirá o no tratamiento adicional[16].

2.6 Fractura de Colles

Una fractura de Colles, también conocida como fractura de radio distal, es una ruptura en el radio cerca de la muñeca. El nombre proviene del primer cirujano que la describió. La fractura suele ocurrir aproximadamente una pulgada (2.5 centímetros) por encima del punto donde el hueso se une a la muñeca [12]. Este tipo de fractura se debe a una fuerte sesión en la muñeca, causas comunes incluyen accidentes automovilísticos, deportes de contacto, caídas al montar bicicleta y caídas sobre el brazo extendido, siendo esta última la causa más común. Tener osteoporosis es un factor de riesgo significativo para las fracturas de muñeca. La osteoporosis debilita los huesos, haciéndolos más frágiles y propensos a fracturarse con menos fuerza. En ocasiones, una fractura de muñeca puede ser una señal de debilitamiento general de los huesos [12]. Es esencial ejercitar los dedos, el codo y el hombro para evitar que pierdan su función. El proveedor de atención médica indicará qué ejercicios hacer y cuándo

realizarlos. Normalmente, el proveedor o el cirujano recomendará que se comience a mover los dedos tan pronto como sea posible después de colocar una férula o yeso, y en algunos casos, después de una cirugía [12].

2.7 Tratamientos para rehabilitación de fractura de muñeca

Una fractura de Colles, o fractura de radio distal, ocurre cuando el radio se rompe cerca de la muñeca. Lleva el nombre del cirujano que la describió por primera vez. La ruptura generalmente se encuentra aproximadamente a una pulgada (2.5 centímetros) del lugar donde el hueso se une a la muñeca [3]. Este tipo de fractura es causado por una fuerte presión en la muñeca, y es común en accidentes automovilísticos, deportes de contacto, caídas mientras se monta bicicleta y caídas sobre un brazo extendido. Las personas con osteoporosis tienen un riesgo mayor de sufrir este tipo de fracturas, ya que sus huesos son más frágiles [3]. En algunos casos, una fractura de muñeca puede ser un indicativo de osteoporosis generalizada. Es importante realizar ejercicios para mantener la función de los dedos, codo y hombro. El profesional de la salud indicará qué ejercicios hacer y cuándo. Por lo general, se recomienda comenzar a mover los dedos lo antes posible tras la colocación de una férula o yeso, y en algunos casos después de la cirugía. La muñeca tiene seis grados de libertad (flexión-extensión, aducción-abducción, pronación-supinación), por lo que realizar ejercicios específicos es esencial para la recuperación [12]. Se pueden realizar ejercicios de rehabilitación en casa sin necesidad de un profesional. Es recomendable practicar al menos 10 veces al día, realizando 10 repeticiones y evitando tensar demasiado la muñeca. Por ejemplo, un ejercicio consiste en sentarse con el antebrazo apoyado sobre una mesa y dejar la mano fuera de ella. Lentamente, se lleva la mano hacia arriba hasta que resulte cómodo, manteniendo la posición durante 5 a 10 segundos antes de regresar a la posición inicial. Posteriormente, se realiza el movimiento opuesto, llevando la mano hacia abajo con cuidado, intentando tocar el borde de la mesa, y manteniendo la posición durante 5 a 10 segundos antes de volver a la posición inicial. Otro ejercicio incluye mover la mano de un lado a otro mientras el antebrazo permanece sobre la mesa. Finalmente, se puede realizar una rotación de la muñeca, girando la mano en círculos lentos. Estos ejercicios mejoran la flexibilidad y la movilidad de la muñeca de manera efectiva y segura [12]. El dispositivo a implementar se enfocará en el ejercicio de movilidad lateral y en la flexoextensión de la muñeca. Este tratamiento está destinado a aquellas fracturas no desplazadas y a las que, tras la reducción, se mantienen estables. El objetivo es preservar la continuidad de la metáfisis radial, minimizando la pérdida de altura, lo cual es significativo para evitar complicaciones. Diferentes autores han analizado el impacto

de mantener la reducción en fracturas de radio distal, concluyendo que la inmovilización con yeso debe mantener un ángulo de 10 a 15 grados de flexión palmar y de 10 a 15 grados de desviación cubital para asegurar una buena recuperación. Este enfoque ha demostrado ser eficaz en prevenir el síndrome compartimental, la distrofia simpática refleja y la rigidez articular [12]. Otras opciones de tratamiento podrían ser más beneficiosas para pacientes con fracturas distales del radio complejas, como el uso de modelos biomecánicos para una fijación óptima. Estos modelos permiten prever y ajustar las mejores técnicas de fijación con placas para obtener una biomecánica sólida y superar las limitaciones de las metodologías tradicionales. Se han realizado estudios que comparan diferentes dispositivos de fijación interna. Dos estudios demostraron que las placas anguladas para el soporte del palmar son más eficaces en términos de fijación comparadas con otros métodos. Además, se observó que la carga aislada en estas placas era mejor distribuida, lo que reducía la necesidad de ajustes adicionales. En un enfoque quirúrgico, se ha visto que la fijación dorsal combinada con una placa de ángulo fijo proporciona estabilidad adicional, especialmente en fracturas intraarticulares complejas. Este método permite una mejor alineación y disminuye el riesgo de desplazamientos posteriores. Las técnicas actuales buscan siempre minimizar el daño a las estructuras circundantes, lo que resulta en una mejor recuperación funcional[17].

2.8 Dispositivos de rehabilitación de muñeca

En el mercado existen diversos dispositivos relacionados con la rehabilitación de la muñeca, los cuales suelen tener un costo elevado. Esto se debe a que muchos de estos dispositivos también están diseñados para la rehabilitación completa del miembro superior (codo, muñeca y dedos), lo que incrementa su costo y dificulta su adquisición para algunas personas. Algunos dispositivos para la rehabilitación de la muñeca incluyen:

- Máquina CPM para mano y muñeca: La Solución KINETEC Maestra Máquina CPM Mano y Muñeca está diseñada para tratar diversas patologías de la mano y la muñeca. Es una herramienta valiosa para protocolos postoperatorios, utilizada por cirujanos, fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales [17].
- Sistema de rehabilitación de movilidad de la muñeca WristMotus™ M1-W: Este dispositivo de Fourier Intelligence utiliza robótica con sensores de fuerza y posición de alta precisión para medir cada movimiento. Puede evaluar el rendimiento del usuario desde múltiples perspectivas, como amplitud de movimiento, fuerza, cognición y tiempo de respuesta. Estos análisis y los informes de entrenamiento ayudan a asegurar un mejor

resultado del tratamiento. Los informes autogenerados proporcionan datos útiles tanto para el usuario como para el terapeuta [17].

- Equipos de fisioterapia: La mayoría de estos equipos están hechos de silicona de alta calidad y clasificados en tres colores, cada uno indicando un nivel de resistencia. Se utilizan para que el paciente entrene la fuerza de su agarre. Algunos de estos equipos incluyen ligas de fortalecimiento, rejillas ejercitadoras de dedos y bolas de mano para ejercicio y terapia física [17].

2.9 Software de utilidad

2.9.1 NODE-RED

Es una herramienta de programación visual implementada en dispositivos controladores de hardware. Permite mostrar de manera visual las relaciones y funciones, facilitando la programación sin necesidad de escribir código. Utiliza un panel de flujo donde se pueden incorporar nodos que se comunican entre sí, y puede instalarse en equipos con sistemas operativos Windows, Linux o en servidores en la nube. Fue diseñado para facilitar la comunicación entre hardware. Esta herramienta ha sido adoptada en el estándar open-source para procesar datos en tiempo real. Ha simplificado al máximo los procesos entre los productores de información y los usuarios, favoreciendo la programación del lado del servidor a través de una interfaz visual. Además, permite la conexión de varios dispositivos simultáneamente, tanto de hardware como de servicios de Internet. Es ideal para equipos dedicados a tareas industriales o como prueba de soluciones para equipos que necesiten comunicarse entre sí. Funciona como un motor de flujos que permite definir servicios a través de protocolos como el MQTT [15]. Node-RED tiene aplicaciones significativas en la industria de la programación, además de ser compatible con cualquier sistema operativo. Su versatilidad facilita la implementación rápida sin necesidad de profundizar en tecnologías complejas, ahorrando tiempo en el proceso.

2.9.2 SOLIDWORKS

SolidWorks es un software de diseño CAD 3D (diseño asistido por computadora) utilizado para modelar piezas y ensamblajes en 3D y crear planos en 2D. Este software ofrece una amplia gama de soluciones que abarcan todos los aspectos del desarrollo de productos. Permite a los usuarios crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño [11]. Gracias a su versatilidad, SolidWorks se utiliza en diversas industrias. Por

ejemplo, en la industria automotriz, facilita la elaboración de diseños para una multitud de piezas mecánicas de automóviles. En el sector aeronáutico, el software es esencial para diseñar y crear elementos de gran tamaño y precisión, necesarios para los aviones. En el ámbito de la tecnología, SolidWorks permite integrar mecánica y electrónica con otros requisitos del proyecto, posibilitando la creación de productos complejos y la sincronización de sus herramientas[17]. Para la fabricación del prototipo de rehabilitación de muñeca, se utilizó la impresión 3D con PLA (ácido poliláctico), un material termoplástico derivado de recursos renovables como el almidón de maíz o la caña de azúcar. El PLA es conocido por ser biodegradable y tener un bajo impacto ambiental, lo que lo convierte en una opción sostenible para la fabricación. Además, es fácil de imprimir debido a su baja temperatura de fusión y produce menos deformaciones durante el proceso de impresión. El PLA también ofrece una resistencia mecánica y una superficie de acabado suave, ideal para aplicaciones médicas donde se requiere precisión y biocompatibilidad [5]. Este material fue seleccionado específicamente por sus propiedades beneficiosas para dispositivos de rehabilitación, ya que permite la creación de piezas duraderas y biocompatibles que pueden ser utilizadas de manera segura en contacto con la piel del paciente. Además, la facilidad de impresión y la calidad del acabado final aseguran que las partes impresas se ajusten correctamente y funcionen eficientemente en el dispositivo de rehabilitación.

3 Metodología

3.1 Materiales y métodos

3.1.1 Microcontrolador ESP32

El microcontrolador ESP32, tal como se muestra en la figura 5, es útil por su capacidad para manejar conexiones WiFi, lo que permite controlar el dispositivo de rehabilitación de manera inalámbrica. Esto hizo que el proceso fuera mucho más práctico para los pacientes al eliminar la necesidad de cables. Además, el ESP32 tiene numerosos pines de entrada y salida que se utilizaron para conectar el actuador del dispositivo. Con su potente procesador, se pudieron programar movimientos precisos y controlados para las rutinas de rehabilitación.

Otra ventaja del ESP32 es su capacidad para ejecutar algoritmos y aprendizaje automático directamente en el dispositivo. Esto posibilitó la implementación de un sistema adaptativo que ajusta los ejercicios de rehabilitación basándose en el progreso y las necesidades específicas de cada paciente.

Figura 5.
Servomotor MG995



Nota. Adaptado de Descripción general del microcontrolador NodeMCU ESP32 [Fotografía], por AranaCorp, 2024, Google Vignette

A continuación, la tabla 1 muestra sus especificaciones técnicas, lo cual ayuda a comprender el tipo de microcontrolador que se utilizó en el sistema de control del dispositivo post fractura. Esta tabla indica características clave del ESP32, incluyendo su capacidad de procesamiento, memoria disponible, tipos y número de pines de entrada y salida, así como sus capacidades de conectividad inalámbrica. El conocimiento de estas especificaciones es fundamental para entender por qué se eligió el ESP32 para este proyecto de rehabilitación.

Tabla 1

Tabla 1. Especificaciones técnicas ESP32

Parámetro	Descripción
Procesador	Doble núcleo Tensilica Xtensa LX6, hasta 240 MHz
Memoria	520 KB de SRAM, 448 KB de ROM
Conectividad	Wi-Fi 802.11 b/g/n, Bluetooth v4.2 BR/EDR y BLE
GPIO	Hasta 34 pines
ADC	12 canales de 12 bits
DAC	2 canales de 8 bits
PWM	16 canales
Interfaces	I2C, SPI, UART, I2S
Sensores	Efecto Hall, Temperatura
Seguridad	Arranque seguro, cifrado de flash, aceleradores criptográficos de hardware
Consumo de energía	Modo de ahorro de energía, suspensión profunda
Sistema operativo	Compatible con FreeRTOS

Nota. Adaptado de Descripción general del microcontrolador NodeMCU ESP32 [Tabla], por AranaCorp, 2024, Google Vignette

3.1.2 Servomotor Mg995

El servo MG995, ilustrado en la figura 6, es un componente esencial para realizar movimientos de flexión y extensión en el dispositivo de rehabilitación. Este servo tiene un par de torsión de 10 kg-cm a su voltaje nominal de 6 V, y puede llegar hasta 13 kg-cm a 7.2 V, lo que proporciona la fuerza necesaria para los ejercicios. Además, cuenta con una velocidad de operación rápida y engranajes internos metálicos duraderos, lo que asegura una mayor resistencia al desgaste y una vida útil prolongada. El funcionamiento del servo está directamente relacionado con la programación realizada, permitiendo movimientos precisos y controlados que son cruciales para las rutinas de rehabilitación.

En la tabla 2 se presentan las características del servomotor. Esta tabla proporciona información detallada sobre las especificaciones técnicas del MG995, incluyendo su rango de voltaje, corriente de operación y características físicas como el peso y las dimensiones. La comprensión de estas especificaciones ayuda a garantizar que el servo maneje las cargas y movimientos requeridos sin fallos. Además, las especificaciones sobre la velocidad de respuesta y la precisión del posicionamiento son esenciales para asegurar que los ejercicios de rehabilitación se realicen de manera suave y efectiva.

Figura 6.
Servomotor MG995



Nota. Adaptado de Descripción del Servomotor MG995 [Fotografía], por MakerCreativo, 2024, Google Vignette

Tabla 2

Tabla 2. Especificaciones del Servomotor MG995

Parámetro	Descripción
Par de torsión	10 kg-cm (6V), 13 kg-cm (7.2V)
Velocidad de operación	0.20 s/60 grados (4.8V)
Material de los engranajes	Metálico
Voltaje de operación	4.8V - 7.2V

Nota. Adaptado de Descripción del Servomotor MG995 [Tabla], por MakerCreativo, 2024, Google Vignette

3.2 Programación de movimientos Node Red y Esp32

Para la programación del prototipo, en primer lugar, se elabora un esquema del programa utilizando un diagrama de flujo, el cual organiza y secuencia las diversas actividades necesarias para cumplir con las especificaciones del diseño. Este enfoque sistemático facilita la programación y asegura que todas las funciones del prototipo se ejecuten de manera ordenada y eficiente. Posteriormente, se procede a realizar la programación utilizando Arduino con ESP32 y Node-RED. En el anexo 4.1, se presenta una descripción del diagrama de flujo que guía el proceso de funcionamiento del sistema.

3.2.1 Esquema del programa Node Red

Para la programación del prototipo, se propone ejecutar movimientos de flexión y extensión. En el modo manual, el usuario interactúa directamente con el sistema mediante un deslizador (slider). Esta interacción envía datos a través de MQTT (Message Queuing Telemetry Transport) y los valores se grafican en un dashboard para su monitorización.

En el modo automático, el usuario debe ingresar el número de repeticiones, ejercicios y minutos de descanso antes de presionar el botón de automático para iniciar el sistema. Una vez activado el sistema, los datos se transmiten automáticamente por MQTT y se ejecutan los ejercicios de flexión y extensión. Los valores de estos ejercicios se visualizan en el dashboard. El sistema activo continúa ejecutando ejercicios hasta completar el número de repeticiones configuradas. Después de cada ejercicio, el sistema espera los minutos de descanso programados. Si se completan todos los ejercicios, el sistema apaga el LED verde en el dashboard y reinicia los valores a cero. Si no se han completado todos los ejercicios,

el sistema procede con el siguiente ejercicio en la secuencia. El sistema también permite detenerse en cualquier momento presionando el botón de stop, lo cual interrumpe el proceso y finaliza el sistema de manera segura, como se hace referencia en el anexo 4.2.

3.2.2 Programa arduino Esp32

El dispositivo de rehabilitación se basa en la plataforma Arduino para ejecutar la programación definida en los diagramas de flujo creados previamente. Esto facilita la interacción con los componentes físicos del proyecto. Arduino es genial porque ofrece un montón de librerías que hacen más fácil el control y la interacción con diversos elementos como servomotores, sensores y actuadores.

Para manejar los servomotores, se incluye la librería ESP32 Servo.h, que permite generar la señal PWM necesaria para controlar la posición del servo mediante el comando write. En este prototipo, se usan servomotores que reciben señales de entrada a través del pin 2, específicamente para los movimientos de flexión y extensión.

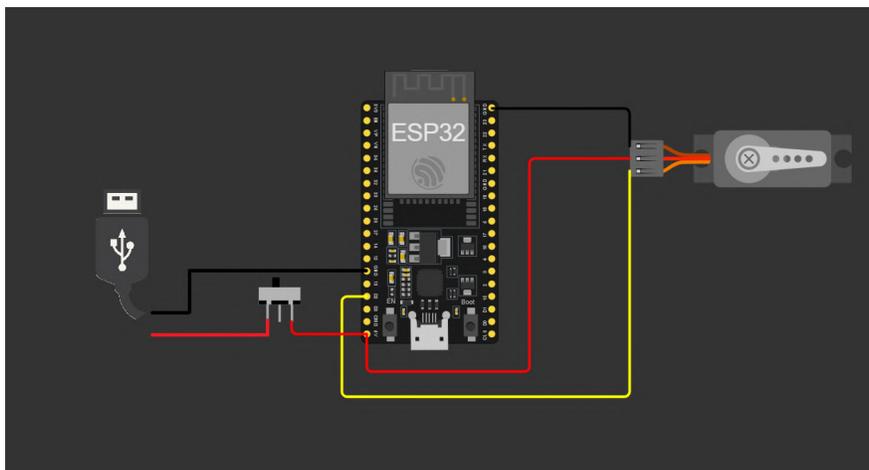
La conexión a una red WiFi y a un servidor MQTT permite la recepción y el envío de datos para controlar los servomotores. Se configura el ESP32 para conectarse a la red especificada y suscribirse a varios temas MQTT, que gestionan diferentes aspectos del funcionamiento del sistema, como el modo automático, las repeticiones y los descansos.

En el modo automático, el sistema recibe parámetros como el número de repeticiones y ejercicios, y los minutos de descanso. Una vez activado, ejecuta los ejercicios de flexión y extensión, moviendo los servomotores a las posiciones determinadas y publicando los valores en el servidor MQTT. El sistema también incluye un mecanismo para detener el proceso de manera segura al recibir un comando de parada, garantizando un funcionamiento controlado y seguro en todo momento. En el anexo 4.3, se indica el diagrama de flujo de su funcionamiento.

3.2.3 Circuito del prototipo

El circuito diseñado permite controlar el servomotor utilizando un ESP32 y un interruptor de encendido/apagado. Al cerrar el interruptor, el ESP32 recibe alimentación y se enciende, lo que a su vez alimenta el servomotor. El ESP32 envía señales PWM desde el pin D13 al servomotor para controlar su movimiento. El uso del interruptor facilita la activación y desactivación del sistema, asegurando que el dispositivo pueda ser operado de manera controlada. A continuación se presenta el esquemático en la figura 7:

Figura 7.
Esquemático del circuito de funcionamiento



En el anexo 4.4 se muestra el diagrama de flujo del circuito de funcionamiento, que ilustra el proceso completo desde el encendido hasta el apagado. Inicialmente, el circuito está apagado. Se verifica si el interruptor está encendido (Switch ON). Si lo está, el circuito procede a energizar el microcontrolador. Si no, el circuito permanece apagado.

Cuando el interruptor se cierra, el microcontrolador se energiza y comienza su operación. Una vez encendido, el microcontrolador envía señales PWM para controlar el movimiento del servomotor, lo cual es crucial para que el servomotor ejecute los movimientos necesarios según las instrucciones programadas.

Durante el funcionamiento, se monitorea el estado del interruptor para verificar si se ha apagado (Switch OFF). Si el interruptor sigue encendido, el circuito continúa en funcionamiento. Si se apaga, el circuito corta la energía al microcontrolador y al servomotor.

Mientras el interruptor esté encendido, el circuito sigue operando normalmente. Sin embargo, al apagarse el interruptor, se corta la energía al microcontrolador y al servomotor, deteniendo completamente su operación. Finalmente, el circuito se apaga por completo, asegurando que no haya consumo de energía ni funcionamiento del servomotor.

3.3 Consideración de material en la impresión 3D

Se consideró el material PLA (ácido poliláctico) para la impresión en 3D debido a sus propiedades favorables. Este polímero termoplástico biodegradable se deriva de recursos

renovables, lo que lo convierte en una opción ecológica en comparación con otros plásticos. Este material se utiliza especialmente en el proceso de modelado por deposición fundida (FDM) debido a su facilidad de manejo y sus destacadas propiedades físicas. En términos de propiedades mecánicas, el PLA tiene un esfuerzo de tracción de 40 MPa y un esfuerzo de compresión de 60 MPa, lo cual es suficiente para muchas aplicaciones prácticas y asegura que el material se mantenga por encima del punto crítico mínimo de resistencia. Estas características permiten que sea adecuado para la creación del prototipo, donde la combinación de rigidez y precisión dimensional es importante. Su baja temperatura de impresión (180-220°C) y su reducido coeficiente de contracción minimizan las deformaciones, facilitando la obtención de las piezas con altos niveles de detalle y exactitud.

3.4 Condiciones del diseño

El dispositivo de rehabilitación cumple con las siguientes características:

- Ejecutar ejercicios de Flexión y Extensión.
- Ajustar automáticamente los ángulos y tiempos de movimiento según las indicaciones médicas.
- Proporcionar rehabilitación pasiva, donde los movimientos son aplicados externamente.
- Cumplir con los rangos de movimiento establecidos por la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS):
 - Flexión: 80°
 - Extensión: 70°
- Proporcionar comodidad durante las sesiones prolongadas.
- Facilitar su uso para la rehabilitación domiciliaria autónoma, sin necesidad de supervisión médica constante.

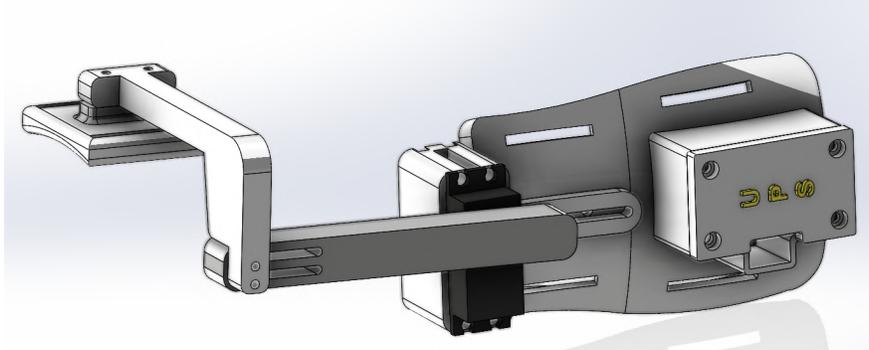
3.5 Diseño del dispositivo

Se diseña el mecanismo encargado de ejecutar los movimientos de rehabilitación. Este mecanismo se modela utilizando el software SolidWorks para asegurar su capacidad de realizar los movimientos requeridos. También se determina el método adecuado para generar estos movimientos.

Además, se diseñan los demás componentes del dispositivo, que incluyen la estructura y el sistema de control. Este proceso asegura que el dispositivo sea fácil de usar y cumpla con los requisitos de rendimiento y seguridad necesarios para una rehabilitación efectiva. A continuación se indica en la figura 8 el prototipo de rehabilitación ensamblado.

Figura 8.

Perspectiva del prototipo de rehabilitación de muñeca

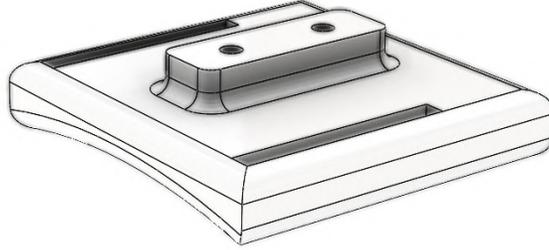


3.6 Componentes del prototipo

3.6.1 Soporte de mano

El soporte de mano está diseñado específicamente para sostener la mano del usuario de manera segura durante los ejercicios de rehabilitación. Proporciona una base estable, permitiendo que la mano se mueva con precisión durante los movimientos de flexión y extensión. La estructura del soporte asegura que la muñeca y la mano se mantengan en la posición correcta, evitando movimientos indeseados que podrían causar molestias o lesiones adicionales. El diseño incluye materiales suaves y acolchados en las áreas de contacto, garantizando la comodidad del usuario durante el uso prolongado. Como se muestra en la figura 9, el soporte se integra perfectamente con el resto del dispositivo de rehabilitación, contribuyendo a un proceso de recuperación.

Figura 9.
Soporte de mano



Además, se presentan en la tabla 3 las especificaciones técnicas del soporte de mano utilizado en el prototipo de rehabilitación. Esta tabla proporciona una descripción de las dimensiones y características del soporte de mano. Se incluyen también vistas en distintas perspectivas del diseño, lo que permite una comprensión completa de su estructura y funcionalidad. Esta información es importante para evaluar la adecuación del soporte en los procesos de rehabilitación y asegurar su eficiencia y comodidad para los usuarios.

Tabla 3

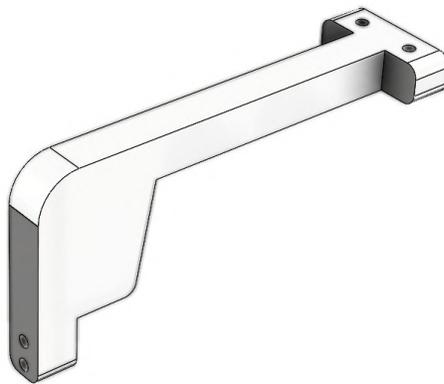
Tabla 3. Especificaciones técnicas de soporte de mano

Vista	Descripción	Medidas
Frontal	Longitud del soporte	50.00 mm
Frontal	Ancho del soporte	50.00 mm
Lateral	Altura del soporte	50.00 mm
Lateral	Grosor del borde superior	5.00 mm
Lateral	Grosor de la base	9.25 mm
Superior	Longitud del soporte	50.00 mm
Superior	Grosor en el centro	10.00 mm
Superior	Extensión desde el centro	12.00 mm
Superior	Curvatura del soporte	Proporciona una superficie cómoda y segura

3.6.2 Brazo de Conexión

La figura 10 hace referencia al brazo de conexión que une el soporte de mano con la estructura principal del dispositivo. Este brazo es importante, ya que transfiere el movimiento generado por el servomotor al soporte de mano, asegurando que los movimientos sean fluidos y controlados. Este mecanismo es fundamental para la precisión y eficacia de los ejercicios de rehabilitación, permitiendo que el motor y la mano del usuario se muevan de manera sincronizada. Además, la conexión del brazo asegura la estabilidad y la correcta alineación de todos los componentes durante los movimientos. Este brazo de conexión está diseñado para soportar las fuerzas generadas durante los ejercicios, garantizando que no haya desviaciones ni inestabilidades que puedan afectar el desempeño del dispositivo. Adicionalmente, el diseño del brazo de conexión incluye mecanismos de ajuste que permiten una calibración precisa, adaptándose a las necesidades individuales de cada usuario y ofreciendo un grado de personalización que optimiza el proceso de rehabilitación.

Figura 10.
Brazo de Conexión



Se presenta en la tabla 4 las especificaciones técnicas del brazo de conexión utilizado en el prototipo de rehabilitación.

Tabla 4

Tabla 4. Especificaciones técnicas del brazo de conexión

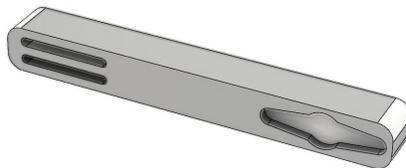
Vista	Descripción	Dimensiones
Frontal	Altura total	94.00 mm
Frontal	Diámetro del agujero	3.00 mm
Frontal	Longitud de la parte superior	7.50 mm
Lateral	Longitud total	50.00 mm
Lateral	Altura de la sección superior	25.00 mm
Lateral	Grosor de la sección superior	10.00 mm
Lateral	Longitud de la parte media	15.00 mm
Superior	Ancho total	10.00 mm
Superior	Longitud del brazo	20.00 mm
Superior	Radio de la curvatura	3.00 mm

3.6.3 Brazo deslizador ajustable

El brazo deslizador como se muestra en la figura 11 es ajustable y permite modificar la posición del brazo de conexión y del servo motor. Facilita la personalización y el ajuste del dispositivo para adaptarse a las necesidades específicas del usuario, asegurando un alineamiento correcto y un funcionamiento eficiente.

Figura 11.

Brazo deslizador ajustable



En el tabl 5 se presenta las especificaciones técnicas del brazo deslizador ajustable mostrado en la imagen anterior.

Tabla 5**Tabla 5.** Especificaciones técnicas del brazo deslizador ajustable

Vista	Descripción	Dimensiones
Superior	Longitud total	126.00 mm
Superior	Ancho	15.00 mm
Lateral	Longitud total	126.00 mm
Lateral	Ancho	15.00 mm
Lateral	Altura	6.00 mm
Lateral	Distancia de sección principal	105.00 mm
Lateral	Grosor de la sección superior	8.50 mm
Lateral	Radios de curvatura	1.50 mm
Lateral	Diámetro de agujero	5.50 mm
Lateral	Diámetro de la sección central	12.00 mm
Lateral	Distancia entre secciones	30.00 mm, 38.50 mm

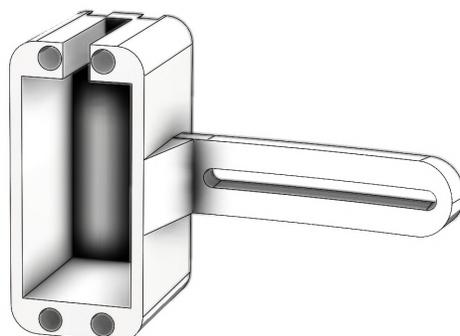
3.6.4 Base servomotor

La carcasa, representada en la figura 12, asegura una fijación estable y segura del dispositivo, facilitando la transmisión de movimientos al brazo de conexión. La sujeción donde se instala el servomotor está diseñada específicamente para mantenerlo en una posición fija, garantizando que todo el dispositivo funcione sin problemas. Esta estabilidad es importante para evitar cualquier desplazamiento indeseado del servomotor, lo cual podría afectar la precisión de los movimientos y comprometer la efectividad de la rehabilitación.

Además, la carcasa está construida con materiales duraderos que soportan las fuerzas generadas durante el funcionamiento del dispositivo, proporcionando una base sólida y confiable. El diseño ergonómico de la carcasa no solo asegura la correcta alineación del servomotor, sino que también facilita su instalación y mantenimiento, permitiendo ajustes rápidos y sencillos si es necesario.

La importancia de esta estabilidad radica en su capacidad para mantener la consistencia de los movimientos durante los ejercicios de rehabilitación. Un servomotor que se desplaza o se desestabiliza podría llevar a movimientos inexactos, reduciendo la eficacia de los ejercicios y potencialmente causando molestias al usuario. Por lo tanto, la carcasa desempeña un papel fundamental al garantizar que el servomotor permanezca firmemente en su lugar, permitiendo que los movimientos sean precisos y controlados.

Figura 12.
Base servomotor



Además, se presenta la tabla 6 las especificaciones técnicas de la base para el servomotor mostrada en la imagen anterior.

Tabla 6

Tabla 6. Especificaciones técnicas de la base del servomotor

Vista	Descripción	Dimensiones
Superior	Longitud total	53.73 mm
Superior	Ancho	25.00 mm
Superior	Grosor de la sección	5.00 mm
Superior	Distancia desde la base a la curvatura	13.00 mm
Superior	Altura de la parte central	9.50 mm
Lateral	Longitud total	43.73 mm
Lateral	Altura de la carcasa	41.00 mm
Lateral	Altura del brazo de sujeción	12.00 mm
Lateral	Grosor del brazo de sujeción	9.00 mm
Lateral	Diámetro del orificio	5.50 mm
Lateral	Distancia entre secciones	24.00 mm, 41.00 mm
Frontal	Altura total	54.00 mm
Frontal	Ancho de la base	21.00 mm
Frontal	Diámetro del orificio	3.50 mm
Frontal	Altura del brazo de sujeción	13.00 mm
Frontal	Longitud de la curvatura	13.00 mm

3.6.5 Estructura principal y caja de control

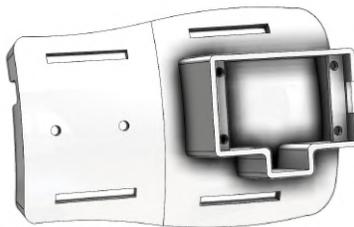
La estructura principal, como se muestra en la figura 13, proporciona estabilidad y soporte a todo el mecanismo del dispositivo de rehabilitación. Esta estructura cuenta con ranuras

que permiten ajustar y fijar otros componentes, asegurando una integración precisa y segura de todas las partes. La forma curvada está diseñada para adaptarse ergonómicamente a la configuración del sistema, mejorando su funcionalidad y resistencia. Además, las ranuras facilitan la personalización y el ajuste del dispositivo según las necesidades específicas del usuario.

La estructura está construida con materiales con capacidad para soportar el uso continuo en entornos de rehabilitación. Estas características aseguran que la estructura mantenga su integridad y rendimiento a lo largo del tiempo, incluso bajo condiciones de uso intensivo. La estabilidad proporcionada por esta estructura es esencial para que el dispositivo funcione correctamente, evitando cualquier tipo de vibración o desplazamiento que pueda interferir con los ejercicios de rehabilitación.

La caja de control, que forma parte integral de la estructura principal, contiene los componentes electrónicos esenciales, como el microcontrolador ESP32 y los circuitos de control. Esta caja está diseñada para proteger estos componentes sensibles de posibles daños y garantizar que operen de manera óptima. El diseño de la caja de control también incluye un botón de encendido y apagado del dispositivo, permitiendo un manejo sencillo y seguro para el usuario.

Figura 13.
Estructura Principal y caja de control



En la tabla 7 se indican las especificaciones técnicas de la estructura principal utilizada en el dispositivo de rehabilitación. Esta tabla proporciona una descripción completa de las dimensiones, materiales y vistas de la estructura principal, permitiendo una comprensión detallada de su construcción y capacidades. Este mecanismo de ajuste permite que el dispositivo se adapte dinámicamente a diferentes usuarios y tipos de ejercicios, aumentando su eficacia. También se ha prestado atención al diseño ergonómico de la estructura, lo que contribuye a la comodidad del paciente durante las sesiones de rehabilitación y mejora del

tratamiento.

Tabla 7

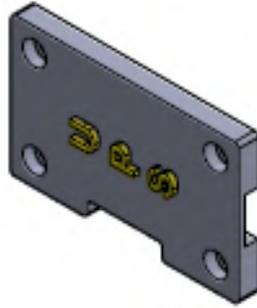
Tabla 7. Estructura principal y caja de control

Vista	Descripción	Dimensiones
Lateral	Longitud total	66.66 mm
Lateral	Altura	25.02 mm
Lateral	Grosor en diferentes secciones	8.22 mm a 17.41 mm
Lateral	Radios de curvatura	27.81 mm, 7.87 mm
Sección A-A	Radios de curvatura	3.40 mm, 3.60 mm
Sección A-A	Longitud de la sección principal	53.21 mm
Superior	Ancho total	119.87 mm
Superior	Dimensiones de las diferentes secciones	19.00 mm, 35.00 mm, 58.00 mm, 66.40 mm
Superior	Grosor de las paredes	2.00 mm a 30.50 mm
Frontal	Altura total	50.12 mm
Frontal	Ancho total	58.00 mm
Frontal	Diámetro de los orificios	3.60 mm
Frontal	Longitud de las diferentes secciones	4.00 mm, 20.00 mm

3.6.6 Tapa caja de control

La tapa de caja de control es importante para proteger y asegurar los componentes electrónicos internos del dispositivo de rehabilitación. Esta tapa está diseñada con orificios para tornillos que permiten una fijación sólida y segura a la estructura principal de la caja de control. Además, su diseño incluye ranuras y marcas que facilitan la alineación correcta durante el montaje. A continuación se indica en la figura 14.

Figura 14.
Tapa caja de control



En la tabla 8 con las especificaciones técnicas de la tapa de la caja de control mostrada en la imagen anterior.

Tabla 8

Tabla 8. Especificaciones técnicas caja de control

Vista	Descripción	Dimensiones
Superior	Longitud total	58.00 mm
Superior	Ancho total	35.50 mm
Superior	Distancia entre agujeros	19.00 mm
Superior	Diámetro de los agujeros	3.00 mm
Lateral	Altura total	11.50 mm
Lateral	Grosor de la sección	3.50 mm
Lateral	Longitud de la sección central	4.00 mm
Frontal	Altura de la parte inferior	10.00 mm
Frontal	Ancho de la parte inferior	19.50 mm
Frontal	Diámetro del agujero	3.50 mm
Frontal	Altura desde la base hasta el centro del agujero	2.90 mm
Frontal	Radio de curvatura	1.00 mm

3.7 Ensamblaje

Después de finalizar la impresión 3D y obtener todos los componentes electrónicos, se procede con el montaje del dispositivo de rehabilitación. Se revisan las simulaciones en SolidWorks para asegurar un ensamblaje correcto.

En las figuras 15-17, se muestra la parte superior, inferior y lateral del dispositivo de rehabilitación de muñeca post fractura. Se puede observar el armazón impreso en 3D, el cual está equipado con correas de velcro para asegurar la muñeca del paciente. Además,

se aprecia el servomotor que controla los movimientos de flexión y extensión, así como el cableado necesario para la alimentación y control del dispositivo. El diseño incluye esponjas en las áreas de contacto para asegurar la total comodidad del usuario durante las sesiones de rehabilitación. El interruptor visible en la base permite encender y apagar el dispositivo de manera segura.

La figura 15 presenta la vista superior del dispositivo de rehabilitación de muñeca, incluye elementos de sujeción para asegurar la muñeca del paciente durante las sesiones de rehabilitación. Además, se puede observar el servomotor encargado de controlar los movimientos de flexión y extensión, así como el cableado necesario para la alimentación y control del dispositivo.

Figura 15.
Parte superior



En la figura 16, se observa la parte lateral del dispositivo de rehabilitación de muñeca. En esta vista se puede notar la caja de control, esencial para el funcionamiento del dispositivo, así como el cable de alimentación. La organización de todos los componentes asegura que el dispositivo sea tanto funcional como cómodo para el paciente durante las sesiones de rehabilitación.

Figura 16.
Parte lateral



La figura 17, se presenta la vista inferior del dispositivo de rehabilitación de muñeca, donde se puede notar las esponjas en las áreas de contacto para proporcionar mayor comodidad al paciente.

Figura 17.
Parte inferior



3.8 Diseño del mecanismo de movimiento

El diseño del mecanismo de movimiento para el prototipo de rehabilitación de la muñeca se centra en la ejecución precisa de los movimientos de flexión y extensión, esenciales para el

proceso de rehabilitación. A continuación, se detallan los cálculos y el análisis del rango de movimiento, así como el análisis de los grados de libertad del mecanismo.

3.9 Análisis del Rango de Movimiento

Para la rehabilitación de la muñeca, es importante que los movimientos de flexión y extensión se realicen dentro de rangos seguros y efectivos:

- **Flexión:** 70-80 grados (normalmente hasta 80 grados)
- **Extensión:** 70-80 grados (normalmente hasta 70 grados)

Estos rangos permiten realizar los ejercicios de manera eficiente sin forzar las articulaciones, asegurando que los movimientos sean adecuados para fortalecer los músculos y ligamentos de la muñeca.

3.10 Cálculos del Servomotor

Los grados de libertad del mecanismo se refieren al número de parámetros de entrada que deben ser controlados de forma independiente para posicionar el dispositivo en una ubicación específica. Se utiliza el criterio de Kutzbach para mecanismos planos con el fin de determinar esta característica:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2$$

Aplicando el criterio de Kutzbach:

$$m = 3(1 - 1) - 2 \cdot 4 - 0$$

$$m = 3 \cdot 0 - 8$$

$$m = 0 - 8$$

$$m = -8$$

Donde:

- m es la movilidad o grados de libertad del mecanismo.
- n es el número de eslabones, incluyendo el fijo.
- j_1 es el número de articulaciones de 1 grado de libertad.
- j_2 es el número de articulaciones de 2 grados de libertad.

Datos usados:

- Número de eslabones (n) = 1
- Articulaciones de 1 grado de libertad (j_1) = 4
- Articulaciones de 2 grados de libertad (j_2) = 0

Esto indica que el mecanismo tiene un grado de libertad, lo que significa que solo se puede dar una entrada de movimiento a la vez para determinar la posición del eslabón final. En este eslabón se deben realizar movimientos de flexión y extensión, con rangos de 70-80 grados. La configuración del mecanismo asegura que mientras se realiza un tipo de movimiento (flexión-extensión), el otro tipo debe permanecer en posición neutra.

3.11 Implementación y Ajustes

La integración del servomotor con el mecanismo permite controlar estos movimientos con precisión. El diseño del mecanismo asegura que los movimientos se realicen dentro de los rangos especificados, proporcionando un ejercicio efectivo y seguro para el usuario. La estructura y el brazo de conexión están diseñados para soportar y transmitir estos movimientos de manera eficiente, asegurando que la muñeca del usuario se mueva de manera precisa y controlada.

3.12 Generación de movimiento

Para generar los movimientos de rehabilitación, se seleccionó un servomotor debido a su capacidad ajustable de velocidad, ángulo de giro y precisión. Este servomotor es ideal para aplicaciones que requieren movimientos controlados y precisos.

3.12.1 Momento Máximo Generado por la Muñeca

El momento máximo generado por la muñeca durante los movimientos de flexión-extensión es:

$$M_{\text{máximo}} = 2.94 \text{ N m}$$

3.12.2 Factor de Seguridad

El factor de seguridad (FS) es una medida adicional para asegurarse de que el sistema pueda soportar cargas imprevistas. Generalmente, en sistemas de ingeniería, se utiliza un FS de 1.5 a 3. Para este cálculo, se hará uso de un FS de 1.5, lo cual es común en diseño mecánico para aplicaciones como esta.

$$FS = 1.5$$

3.12.3 Torque Requerido con Factor de Seguridad

Para calcular el torque requerido considerando el factor de seguridad, se utiliza la fórmula:

$$T_{\text{requerido}} = M_{\text{máximo}} \times FS$$

3.12.4 Cálculo del Torque Requerido

$$T_{\text{requerido}} = 3 \text{ N m} \times 31.653$$

$$T_{\text{requerido}} \approx 94.96 \text{ N m}$$

Para convertir este valor a kg/cm, se utiliza la conversión:

$$1 \text{ N m} = 10.1972 \text{ kg cm}$$

3.12.5 Conversión a kg/cm

$$T_{\text{requerido}} = 94.96 \text{ N m} \times 10.1972 \text{ kg cm/N m}$$

$$T_{\text{requerido}} \approx 968.307 \text{ kg cm}$$

Los servomotores incluyen un sistema de circuito integrado que posibilita la regulación precisa de la posición del eje mediante el uso de la anchura de pulso. Este control se lleva a cabo a través de una señal PWM (Modulación por Ancho de Pulso) producida por hardware especializado. La señal PWM es de tipo rectangular y se distingue por variar la duración en la que el pulso se mantiene en estado alto, mientras que el periodo total permanece constante. Esto define la posición del eje del servomotor. Generalmente, los servomotores pueden girar hasta 180 grados. El sistema de control interno ajusta la posición del eje al comparar la señal de un potenciómetro interno con la señal de control externa, de manera que cuando el eje se mueve, el potenciómetro también se desplaza en sincronía.

3.13 Diseño de elementos mecánicos

3.14 Calculo de dimensionamiento de elementos

Los cálculos realizados para dimensionar los elementos del dispositivo de rehabilitación de la muñeca. Se presentan tres análisis principales: la deformación del brazo de conexión, el factor de seguridad (FS), y las tensiones de von Mises. A continuación, se describen cada una de las imágenes proporcionadas y los resultados obtenidos de estos análisis.

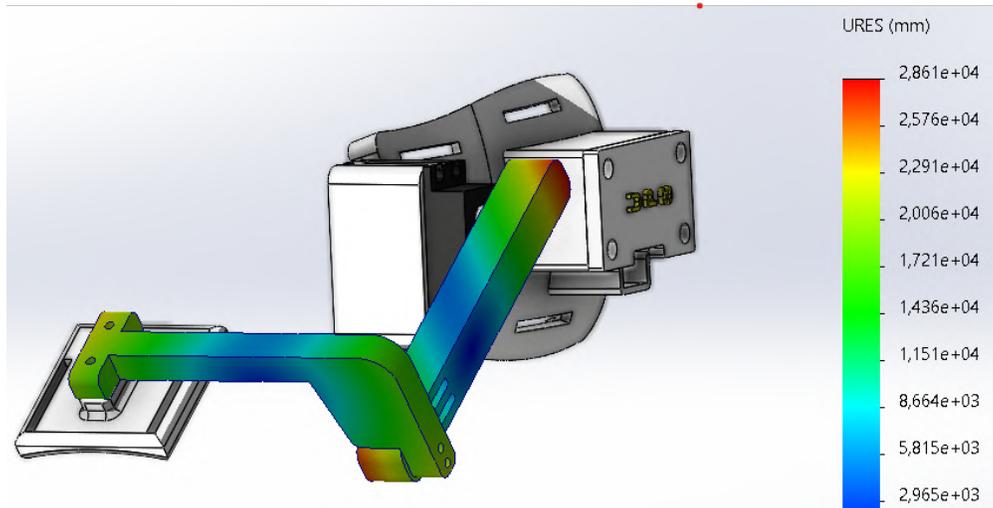
3.14.1 Deformación del Brazo de Conexión

La Figura 18 muestra cómo el brazo de conexión se deforma al aplicarle una carga específica, se emplea una escala de colores para representar el desplazamiento en milímetros: las zonas menos deformadas aparecen en azul, mientras que las zonas con mayor deformación se muestran en rojo. Este tipo de análisis es fundamental para identificar las áreas críticas del brazo de conexión que sufren las mayores deformaciones, lo cual es esencial para evaluar si el diseño puede soportar las cargas aplicadas sin fallar estructuralmente.

La visualización de la deformación mediante esta escala de colores permite identificar de forma clara los puntos más vulnerables del diseño. Las áreas rojas indican los puntos donde la deformación es más elevada, lo que podría señalar posibles puntos de falla o debilidad estructural. Estas zonas requieren una atención especial, ya que son las más propensas a sufrir daños bajo cargas elevadas. Por ejemplo, si un componente se deforma excesivamente en una zona roja, podría ser necesario reforzar esa parte del diseño o considerar un material diferente que ofrezca mayor resistencia.

Por otro lado, las áreas azules representan las zonas con menor deformación, lo que indica que estas partes del brazo de conexión son más fuertes y menos propensas a experimentar deformaciones significativas. Estas zonas pueden considerarse seguras bajo las cargas aplicadas, y en algunos casos, podrían ser optimizadas para reducir peso o material sin comprometer la integridad estructural.

Figura 18.
Deformación del brazo de conexión



Para realizar el cálculo simplificado de la deformación, se utilizará la fórmula de deformación axial en una barra:

$$\delta = \frac{F \cdot L}{A \cdot E}$$

- **Fuerza aplicada (F):** 1000 N (Newton)
- **Longitud del brazo de conexión (L):** 0.5 m (500 mm)
- **Área de la sección transversal (A):** 0.01 m² (10000 mm²)
- **Módulo de elasticidad (E):** 2×10^{11} Pa (Pascales)

Con estos valores, se puede calcular la deformación delta (δ).

$$\delta = \frac{1000 \times 0.0984}{0.00964531 \times 2 \times 10^9} \times 1000$$

Primero, calculamos el numerador:

$$1000 \times 0.0984 = 98.4$$

Luego, calculamos el denominador:

$$0.00964531 \times 2 \times 10^9 = 0.01929062 \times 10^9 = 19290620000$$

Finalmente, realizamos la división y conversión a milímetros:

$$\delta = \frac{98.4}{19290620000} \times 1000$$

$$\delta = 5.100924 \times 10^{-6} \times 1000$$

$$\delta = 0.005100924 \text{ mm}$$

Por lo tanto, la deformación aproximada del brazo de conexión bajo una fuerza de 1000 N es 0.005100924 mm o aproximadamente 0.005 mm.

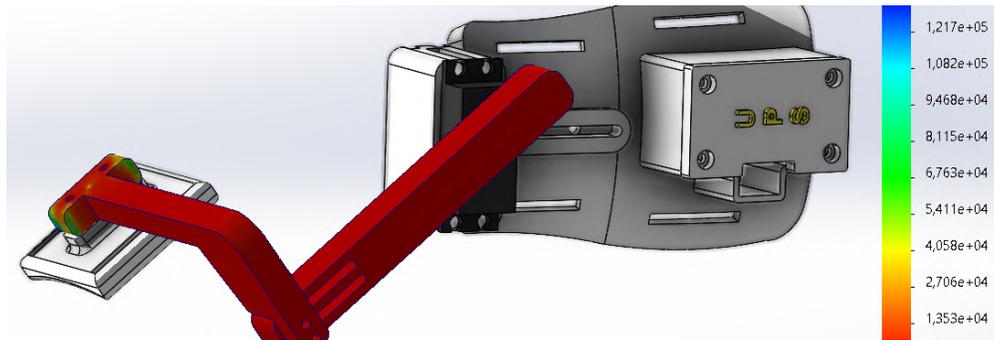
3.14.2 Factor de seguridad

El factor de seguridad es un concepto fundamental en el diseño de mecanismos y estructuras, ya que se utiliza para garantizar que estos puedan soportar cargas mayores a las previstas durante su uso normal, proporcionando así un margen de seguridad adicional. Este margen es crucial para asegurar que el diseño pueda soportar no solo las cargas esperadas, sino también aquellas que puedan surgir en situaciones imprevistas o extremas. En esencia, el factor de seguridad es un coeficiente que multiplica la carga real esperada para asegurar una robustez adicional en el diseño.

En la Figura 19 se presenta el análisis del factor de seguridad del mecanismo en cuestión. Este análisis es visualizado mediante una escala de colores, donde cada color representa un rango específico de factores de seguridad. Las áreas en azul indican los valores más altos del factor de seguridad, lo que significa que esas partes del diseño son extremadamente robustas y capaces de soportar cargas muy por encima de las previstas sin riesgo de fallo. Por otro lado, las áreas en rojo representan los valores más bajos del factor de seguridad, indicando las zonas que, aunque aún son seguras, son las más críticas y requieren una atención particular. En el análisis específico del factor de seguridad más bajo encontrado es de 11. Este valor indica que el diseño es considerablemente fuerte, ya que puede soportar once veces la carga esperada antes de alcanzar un punto de fallo potencial. Este elevado factor de seguridad demuestra que el mecanismo ha sido diseñado con un margen de seguridad amplio, lo cual es esencial para aplicaciones donde la confiabilidad y la resistencia son cruciales.

La utilización de una escala de colores para representar los factores de seguridad permite una comprensión rápida y clara de las zonas más y menos seguras del diseño. Las áreas rojas, aunque seguras, muestran los puntos donde el diseño podría necesitar refuerzos adicionales o materiales más resistentes para mejorar aún más la robustez. Mientras tanto, las áreas azules destacan las partes del diseño que ya son altamente seguras y pueden, en algunos casos, ser optimizadas para reducir el peso o el costo sin comprometer la integridad estructural.

Figura 19.
Factor de seguridad



El factor de seguridad (FS) se utiliza para asegurar que el diseño de un componente pueda soportar las cargas aplicadas con un margen adicional de seguridad. El FS se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$FS = \frac{\text{Resistencia del Material}}{\text{Esfuerzo Aplicado}}$$

3.14.3 Cálculo del Esfuerzo Aplicado

El esfuerzo aplicado (σ) se puede calcular utilizando la fórmula de esfuerzo normal en una barra, que es:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Donde:

- F es la fuerza aplicada: 1000 N
- A es el área de la sección transversal: 0.01 m² (10000 mm²)

$$\sigma = \frac{1000 \text{ N}}{0.01 \text{ m}^2}$$

$$\sigma = 100000 \text{ Pa} = 0.1 \text{ MPa}$$

3.14.4 Cálculo del Factor de Seguridad

Ahora, utilizando la fórmula del FS:

$$\text{FS} = \frac{\sigma_y}{\sigma}$$

Sustituyendo los valores:

$$\text{FS} = \frac{250 \text{ MPa}}{0.1 \text{ MPa}}$$

$$\text{FS} = \frac{250 \times 10^6 \text{ Pa}}{100000 \text{ Pa}}$$

$$\text{FS} = 2500$$

El factor de seguridad de 2500 indica que el diseño es extremadamente seguro para las condiciones de carga especificadas anteriormente.

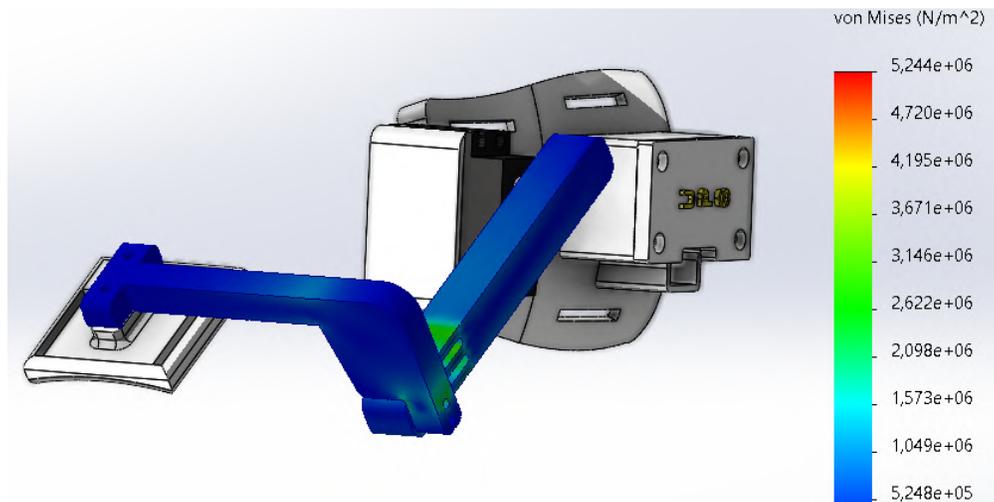
3.14.5 Tensiones de von Mises

En la figura 20 muestra las tensiones de von Mises en el brazo de conexión. Este tipo de análisis es importante para determinar si el material del brazo puede soportar las tensiones aplicadas sin romperse o sufrir daños estructurales. La escala de colores utilizada en la figura permite visualizar claramente las tensiones, desde las más bajas en color azul hasta las más altas en color rojo. Este método de visualización es esencial para identificar rápidamente las áreas del brazo de conexión que están sometidas a diferentes niveles de tensión.

Las tensiones de von Mises es utilizado comúnmente en la ingeniería para evaluar la capacidad de un material de soportar cargas aplicadas. Este considera la combinación de diferentes componentes de tensión en un punto específico del material, proporcionando una medida única que se puede comparar con la resistencia del material. Las áreas con tensiones más altas se muestran en rojo, indicando los puntos donde el material está sometido a las mayores fuerzas internas. Estas áreas son críticas y deben ser evaluadas cuidadosamente para asegurarse de

que no excedan los límites de resistencia del material. En este análisis indica las tensiones más altas encontradas están dentro de los límites que el material puede resistir. Esto significa que, bajo las condiciones de carga especificadas, el diseño del brazo de conexión es seguro y no debería fallar. Las áreas en azul, que representan tensiones bajas, indican que esas partes del brazo están sometidas a menores esfuerzos y, por lo tanto, tienen un margen de seguridad adicional.

Figura 20.
Tensiones de von Mises



3.14.6 Fórmula de las Tensiones de von Mises

La tensión de von Mises (σ_v) se calcula a partir de las componentes de tensión principales (σ_1 , σ_2 y σ_3) utilizando la siguiente fórmula:

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

- $\sigma_1 = 5.244 \times 10^6 \text{ N/m}^2$
- $\sigma_2 = 4.195 \times 10^6 \text{ N/m}^2$
- $\sigma_3 = 1.049 \times 10^6 \text{ N/m}^2$

Se sustituye los valores en la fórmula de von Mises:

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(5.244 \times 10^6 - 4.195 \times 10^6)^2 + (4.195 \times 10^6 - 1.049 \times 10^6)^2 + (1.049 \times 10^6 - 5.244 \times 10^6)^2}{2}}$$

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(1.049 \times 10^6)^2 + (3.146 \times 10^6)^2 + (-4.195 \times 10^6)^2}{2}}$$

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1.100601 \times 10^{12} + 9.903316 \times 10^{12} + 17.598025 \times 10^{12}}{2}}$$

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{28.601942 \times 10^{12}}{2}}$$

$$\sigma_v = \sqrt{14.300971 \times 10^{12}}$$

$$\sigma_v = 3.782 \times 10^6 \text{ N/m}^2$$

La tensión de von Mises calculada es $3.782 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ o 3.782 MPa.

4 Análisis de resultados

4.1 Estudio de la funcionalidad del dispositivo de rehabilitación

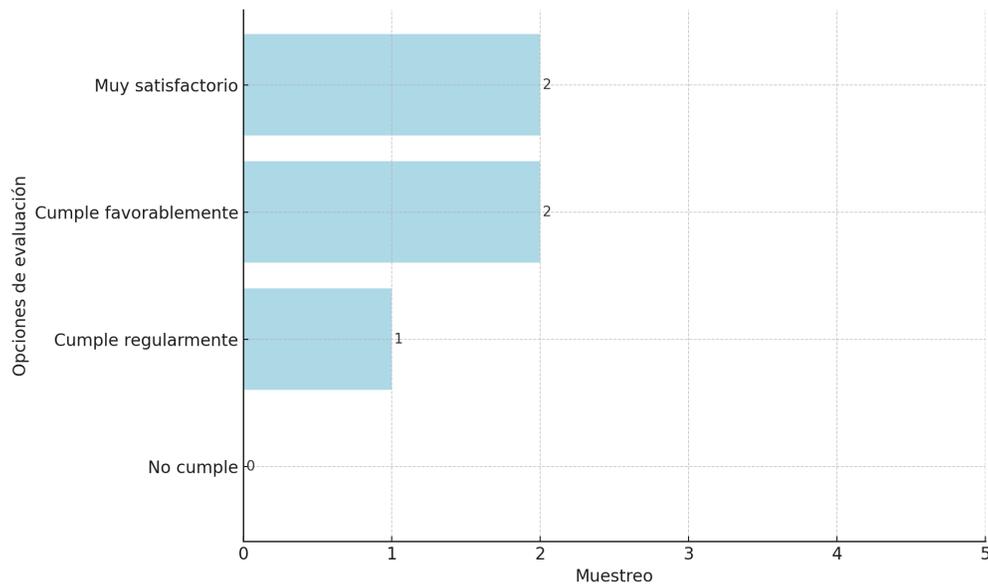
En este análisis, se llevó a cabo una evaluación de la funcionalidad del dispositivo de rehabilitación, con el objetivo de determinar su efectividad y eficiencia en un entorno de uso continuo. Para lograr esto, se realizaron pruebas con cinco personas que utilizaron el dispositivo en condiciones controladas. Estas pruebas permitieron obtener datos cuantitativos y cualitativos que proporcionan una visión clara y detallada sobre el desempeño del dispositivo.

El estudio incluyó una serie de preguntas diseñadas específicamente para obtener la experiencia de los usuarios con el dispositivo. Estas encuestas contienen preguntas sobre diferentes aspectos del uso del dispositivo, como la comodidad, la facilidad de uso, la eficacia en la rehabilitación, y la durabilidad. Los participantes respondieron a estas preguntas después de utilizar el dispositivo durante un período prolongado, lo que permitió recoger información sobre su rendimiento.

- Pregunta 1: ¿El dispositivo satisface las expectativas en términos de funcionalidad y

rendimiento en rehabilitación?

Figura 21.
Expectativas de funcionalidad del dispositivo de rehabilitación

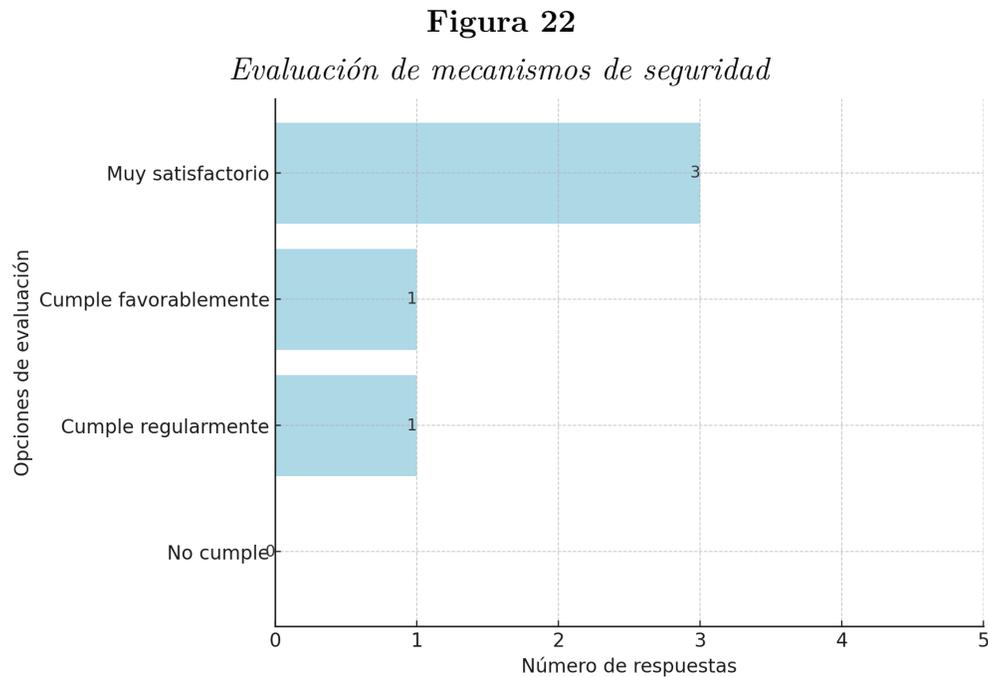


La Figura 21, se presenta la evaluación detallada de las expectativas de funcionalidad del dispositivo de rehabilitación. Los resultados obtenidos a partir de las encuestas realizadas a los usuarios muestran una tendencia positiva en cuanto a la percepción de la funcionalidad del dispositivo. De las cinco personas encuestadas, dos calificaron el dispositivo como "Muy satisfactorio" en términos de funcionalidad, lo cual sugiere que estas personas encontraron que el dispositivo no solo cumple, sino que supera ampliamente sus expectativas en su capacidad de facilitar el proceso de rehabilitación.

Además, otras dos personas indicaron que el dispositivo "cumple favorablemente" con sus expectativas. Esta calificación implica que estos usuarios encontraron que el dispositivo cumple adecuadamente con sus necesidades y requerimientos funcionales, aunque quizás no con el mismo nivel de entusiasmo que los usuarios que lo calificaron como "Muy satisfactorio". Este feedback es crucial, ya que muestra que una porción significativa de los usuarios considera que el dispositivo ofrece un rendimiento confiable y efectivo.

Por otro lado, una persona indicó que el dispositivo "cumple regularmente" con sus expectativas. Aunque esta calificación no es tan positiva como las anteriores, sigue siendo un indicador de que el dispositivo es funcional.

- Pregunta 2: ¿El dispositivo de rehabilitación tiene mecanismos de seguridad para prevenir caídas?



En la Figura 22, se ilustra el análisis de los mecanismos de seguridad del dispositivo de rehabilitación. Los datos recogidos de las encuestas revelan que la percepción general de la seguridad del dispositivo es positiva. Específicamente, tres de las cinco personas encuestadas calificaron el dispositivo como "Muy satisfactorio" en términos de seguridad, lo que indica un alto nivel de confianza en los sistemas de protección incorporados. Este resultado sugiere que la mayoría de los usuarios se sienten seguros y protegidos al utilizar el dispositivo, lo cual es un aspecto crucial en cualquier equipo de rehabilitación.

Además, dos participantes indicaron que el dispositivo cumple "favorablemente" con sus expectativas de seguridad. Esta calificación positiva resalta que, aunque estos usuarios no perciben el dispositivo como seguro, todavía encuentran que cumple adecuadamente con los estándares necesarios para garantizar su bienestar durante el uso. Esta perspectiva es importante, ya que confirma que el dispositivo es considerado seguro por una porción significativa de los usuarios, aunque podría haber áreas específicas que podrían beneficiarse de mejoras adicionales para alcanzar una mayor excelencia en seguridad.

Adicionalmente, una persona mencionó que el dispositivo cumple "regularmente" con los mecanismos de seguridad. Aunque esta evaluación es menos entusiasta, sigue siendo una

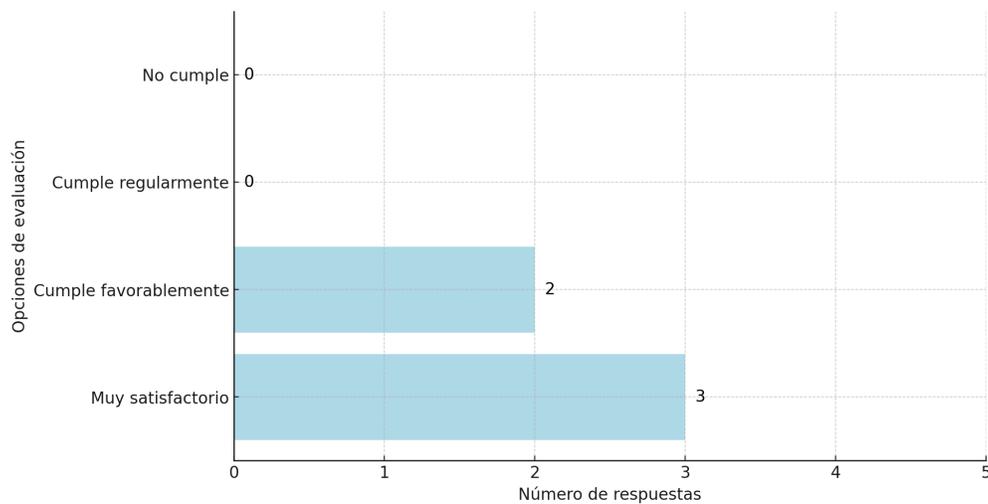
indicación de que el dispositivo ofrece un nivel básico de seguridad aceptable. Esta respuesta podría haber ciertos aspectos de los mecanismos de seguridad que no están completamente optimizados y que podrían necesitar una revisión para asegurar una experiencia más confiable y segura para todos los usuarios.

Es importante resaltar que ninguno de los encuestados respondió que el dispositivo "no cumple" con los mecanismos de seguridad. Este resultado es significativo, ya que demuestra que, en general, el dispositivo no presenta fallas graves en términos de seguridad. La ausencia de respuestas negativas en este aspecto indica que el diseño del dispositivo ha logrado alcanzar un nivel mínimo aceptable de seguridad para todos los usuarios.

- Pregunta 3: ¿El dispositivo de rehabilitación es apto para el uso frecuente?

Figura 23.

Evaluación de rehabilitación es apto para el uso frecuente



En la figura 23, se presenta la evaluación si el dispositivo de rehabilitación es apto para el uso frecuente. Los resultados indican que 3 de las 5 personas encuestadas consideran que el dispositivo es "Muy satisfactorio" para uso frecuente. Dos personas respondieron que "cumple favorablemente", mientras que nadie indicó que "cumple regularmente" o "no cumple". Estos resultados indican que la mayoría de los usuarios están altamente satisfechos

4.2 Resultados de la interfaz computarizada

A través de la interfaz computarizada Node-RED, se llevarán a cabo las pruebas de funcionamiento del dispositivo de rehabilitación. Cada botón de control será explicado, indicando su propósito y contribucion al proceso de rehabilitación, a continuacion se presenta la interfaz en la figura 24:

Figura 24.
Interfaz computarizada Node Red



4.3 Descripción de la Interfaz

4.3.1 Estado del panel de control

En la figura 24, hay un panel de control que incluye varios elementos:

1. **Indicador de Grado:** Muestra el ángulo actual del servomotor en grados. Este valor cambia conforme se ajusta el ángulo del servomotor mediante el control deslizante.
2. **Estado del Servo:** Control deslizante etiquetado como “Servo” que permite ajustar el ángulo del servomotor. Este control es configurable por el paciente, permitiendo un

ajuste preciso del ángulo desde 0° hasta 90°.

3. **Número de Repeticiones:** Botón que permite controlar la cantidad de movimientos de flexión y extensión que se deben realizar. Este botón está diseñado para ser fácilmente ajustable por el paciente o el terapeuta, permitiendo la programación de un número específico de repeticiones según las necesidades del tratamiento.
4. **Número de Series:** Botón que permite controlar cuántas series de repeticiones se harán. Esto significa que se pueden realizar varios movimientos de flexión y extensión por cada serie según se desee.
5. **Minutos de Descanso:** Botón que permite seleccionar la cantidad de minutos para descansar entre series. Una vez que se haya cumplido el tiempo de descanso configurado, los ejercicios se iniciarán automáticamente según los ajustes previos. Este botón es configurable, permitiendo al paciente o al terapeuta ajustar el tiempo de descanso en incrementos precisos, lo cual es importante para adaptar el régimen de ejercicios a las necesidades individuales y niveles de resistencia del paciente.
6. **Botón Automático:** Botón azul utilizado para iniciar el funcionamiento automático del dispositivo, siguiendo las configuraciones establecidas anteriormente.
7. **Botón de Parada (STOP):** Botón rojo que sirve para detener el dispositivo en caso de emergencia o si el usuario desea dejar de usarlo.

5 Conclusiones y recomendaciones

5.0.1 Conclusiones

- El dispositivo de rehabilitación post fractura de muñeca presenta características importantes para facilitar el proceso de recuperación. Entre estas características destaca su capacidad para realizar movimientos de flexión y extensión controlados, su interfaz computarizada que permite personalizar los ejercicios de rehabilitación y su construcción ergonómica que asegura la comodidad del paciente durante el uso.
- El uso de la impresión 3D y del software de diseño mecánico SolidWorks ha sido importante en la creación del dispositivo. Se integró un microcontrolador y una interfaz computarizada que permiten el control preciso de los movimientos articulares de la muñeca.

- El diseño del dispositivo se centra en mejorar la precisión y la repetibilidad de los ejercicios terapéuticos, asegurando una rehabilitación más segura para el paciente.
- La unión de las partes electrónicas con los mecanismos diseñados posibilita el control del servomotor a través de un microcontrolador, facilitando así la manipulación del dispositivo mediante una interfaz computarizada. Esta interfaz permite configurar los parámetros necesarios para la rehabilitación de pacientes con fracturas de muñeca, adaptándose a las necesidades específicas de cada paciente.
- Las pruebas realizadas en el dispositivo demostraron su efectividad en la rehabilitación de la muñeca, evaluando diversos parámetros técnicos y funcionales. Se analizó la capacidad del dispositivo para ejecutar movimientos precisos de flexión y extensión, midiendo estos movimientos en función del tiempo (grados vs. segundos) para asegurar la precisión y consistencia de las repeticiones. Además, se realizaron pruebas de durabilidad para verificar la resistencia del dispositivo bajo condiciones de uso prolongado. La satisfacción del usuario también fue evaluada, obteniendo un resultado positivo respecto a la comodidad y facilidad de uso del dispositivo, permitiendo ajustes personalizados.

5.0.2 Recomendaciones

- Para mejorar el dispositivo de rehabilitación, se recomienda la implementación de sensores adicionales que proporcionen retroalimentación en tiempo real sobre la fuerza aplicada y el rango de movimiento. Estos sensores pueden aumentar la precisión de los ejercicios y permitir ajustes inmediatos durante la terapia, asegurando que los movimientos se realicen correctamente y minimizando el riesgo de lesiones.
- Se sugiere mejorar la interfaz computarizada para hacerla más intuitiva y accesible para usuarios de todas las edades y niveles de habilidad tecnológica. Agregar tutoriales interactivos y opciones de personalización avanzada puede facilitar el uso del dispositivo y mejorar la adherencia al tratamiento.
- Desarrollar y programar una variedad más amplia de protocolos de ejercicio que abarquen diferentes etapas de rehabilitación y niveles de dificultad puede proporcionar un enfoque más completo y adaptativo al tratamiento. Estos protocolos deben basarse en las mejores prácticas y recomendaciones clínicas actualizadas.
- La capacidad de monitorear y ajustar el tratamiento de manera remota mediante una aplicación móvil o una plataforma web puede ofrecer un apoyo continuo a los pacientes

y permitir a los profesionales de la salud supervisar el progreso y realizar intervenciones oportunas sin necesidad de visitas frecuentes a la clínica.

References

- [1] AO, "Principios AO en el tratamiento de las fracturas," Tratamiento de las fracturas, C. L. Colton, A. Fernandez Dell Oca, U. Holz, J. F. Kellaman, and P. E. Ochsner, Barcelona, 2015.
- [2] M. Barrios, L. Rodriguez, C. Pachón, B. Medina, and J. E. Sierra, "Telerehabilitación funcional en entornos virtuales interactivos como propuesta de rehabilitación en pacientes con discapacidad," *Revista Espacios*, vol. 40, no. 25, pp. 1–14, 2019.
- [3] J. C. Belloti, J. B. G. dos Santos, A. N. Atallah, W. M. Albertoni, and F. Faloppa, "Fractures of the distal radius (Colles' fracture)," *Sao Paulo medical journal = Revista paulista de medicina*, vol. 125, no. 3, pp. 132–138, May 2007.
- [4] J. P. Bispo Júnior, "La fisioterapia en los sistemas de salud: Marco teórico y fundamentos para una práctica integral," *Salud Colectiva*, vol. 17, no. 4, pp. e3709, 2021.
- [5] Cael, C. (2010). *Functional Anatomy: Musculoskeletal Anatomy, Kinesiology, and Palpation for Manual Therapists*. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams Wilkins.
- [6] Á. César, A. Olivos, C. Landa, V. Cárdenas, P. Silva, C. Suárez, B. Olivos, and J. Ibarra, "Uso y aplicación de la tecnología de impresión y bioimpresión 3D en medicina," *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, vol. 61, no. 6, pp. 43–51, 2018.
- [7] Á. A. César-Juárez, A. Olivos-Meza, C. Landa-Solís, V. H. Cárdenas-Soria, P. S. Silva-Bermúdez, C. Suárez Ahedo, B. Olivos Díaz, and J. C. Ibarra-Ponce de León, "Uso y aplicación de la tecnología de impresión y bioimpresión 3D en medicina," *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, vol. 61, no. 6, pp. 43–51, 2018.
- [8] Conlan, D. G. P., "Colles' fracture," *BMJ (Clinical research ed.)*, vol. 301, no. 6750, pp. 495–496, Sep. 1990.
- [9] Dhuli, K., Naureen, Z., Medori, M. C., Fioretti, F., Caruso, P., Perrone, M. A., Nodari, S., Manganotti, P., Xhufi, S., Bushati, M., Bozo, D., Connelly, S. T., Herbst, K. L.,

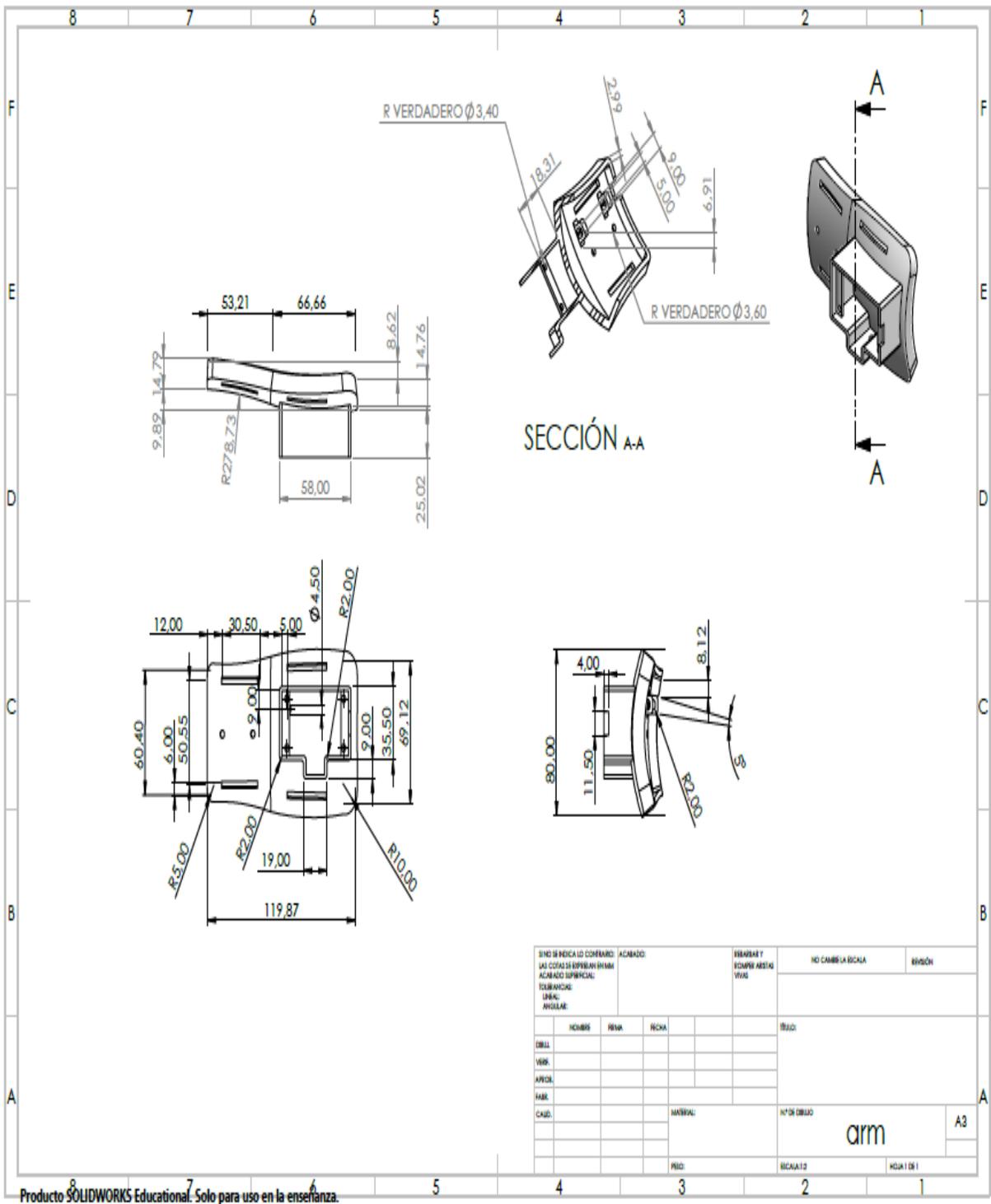
- Bertelli, M., "Physical activity for health," *Journal of Preventive Medicine and Hygiene*, vol. 63, no. 2 Suppl 3, pp. E150–E159, Jun. 2022.
- [10] Facultad de Ciencias Médicas de Cienfuegos. Centro de Información, "MediSur," vol. 14, no. 4, pp. 430–446, 2003.
- [11] Facultad de Ciencias Médicas de Cienfuegos. Centro de Información, C. E. Medina Gonzalez, M. Benet Rodríguez, and F. Marco Martínez, "MediSur," vol. 14, no. 4, pp. 430–446, 2003.
- [12] Fernández, J., and Díaz, F., "Manual de prácticas de CAD utilizando el programa SolidWorks 2014," 2015. [Online]. Available: http://olimpia.cuautitlan2.unam.mx/pagina_ingenieria/mecanica/mat/mat_mec/m9/MANUAL_DE_PRACTICAS_DE_SOLIDWORKS.pdf
- [13] García-Galicia, A., Rueda-Mojica, J. S., Sánchez-Durán, M. A., Barragán-Hervella, R. G., Montiel-Jarquín, Á. J., Gaytán-Fernández, S., "Clinical evolution of workers with Fernández III distal radius fracture. Surgical and non-surgical non-complicated treatment," *Cirugia y Cirujanos (English Edition)*, vol. 89, no. 3, pp. 377–383, May 2021.
- [14] Hall, S. J. (2015). *Basic Biomechanics* (7th ed.). New York, NY: McGraw-Hill Education.
- [15] Magee, D. J. (2014). *Orthopedic Physical Assessment* (6th ed.). St. Louis, MO: Elsevier Saunders.
- [16] Medina González, C., Benet Rodríguez, M., and Marco Martínez, F., "El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio," *MediSur*, vol. 14, no. 4, pp. 430–446, 2016.
- [17] Moore, K. L., Dalley, A. F., Agur, A. M. R. (2014). *Clinically Oriented Anatomy* (7th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams Wilkins.
- [18] Morote, S., Kanterewicz, E., Villanueva, A., García, M. J., Carballido, E., Yáñez, A., "[Diagnosis and treatment of postmenopausal osteoporosis after a Colles' fracture]," *Atencion primaria*, vol. 25, no. 6, pp. 422–424, Apr. 2000.
- [19] Netter, F. (2019). *Atlas of Human Anatomy* (7th ed.). Philadelphia, PA: Saunders.
- [20] Nieblas Manríquez, J. M., Pacheco Alvarado, L. K., Piña Alcántara, H. C., Cervantes Martínez, A. E., Olguin Camacho, J., "Node-RED: Una Herramienta de Acceso Libre

- para el Control de Velocidad en Motores Trifásicos," *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, vol. 7, no. 6, pp. 5009–5221, 2024.
- [21] Palastanga, N., Soames, R. (2012). *Anatomy and Human Movement: Structure and Function* (6th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- [22] Perez, C., and Blanch, J., "Fractura distal de antebrazo: revisión sistemática," *Revista Española de Reumatología*, vol. 30, no. 3, 2022. [Online]. Available: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-fractura-distal-antebrazo-revision-sistemica-13045264>. Accessed: Jul. 3, 2024.
- [23] Richards, J. (2018). *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics* (2nd ed.). Amsterdam, The Netherlands: Elsevier.
- [24] Shiraishi, K., Burghardt, A. J., Osaki, M., Khosla, S., Carballido-Gamio, J., "Global and Spatial Compartmental Interrelationships of Bone Density, Microstructure, Geometry and Biomechanics in the Distal Radius in a Colles' Fracture Study Using HR-pQCT," *Frontiers in Endocrinology*, vol. 12, pp. 568454, 2021.
- [25] Standring, S. (2016). *Gray's Anatomy* (41st ed.). Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- [26] White, T. O., Mackenzie, S. P., and Gray, A. J., "Traumatología. Tratamiento de las fracturas en urgencias," 2023.
- [27] Watanabe, K., and Ota, H., "Carpal Malalignment as a Predictor of Delayed Carpal Tunnel Syndrome after Colles' Fracture," *Plastic and Reconstructive Surgery Global Open*, vol. 7, no. 3, pp. e2165, 2019.

A Anexo I

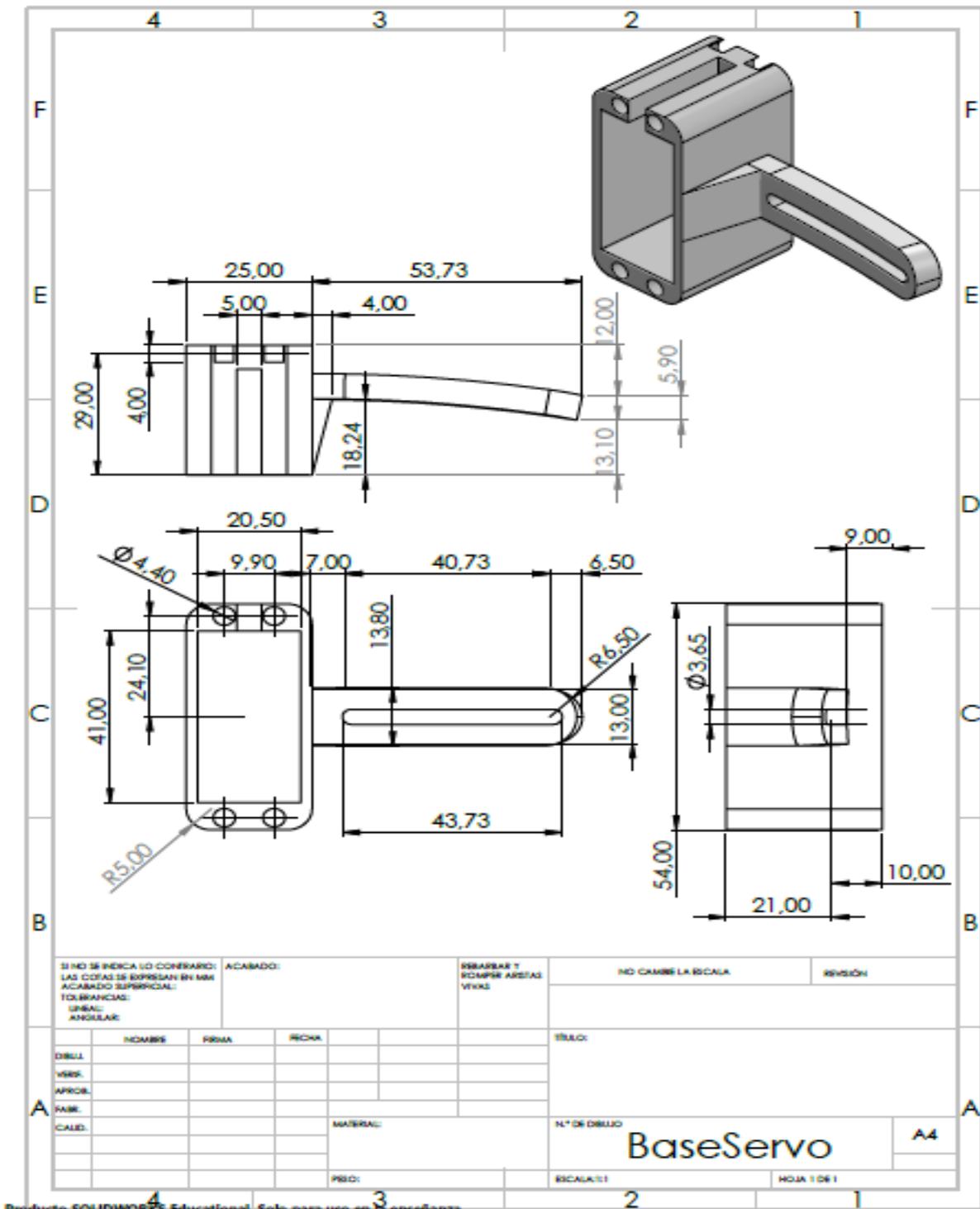
A.1 Planos del prototipo

A.1.1 Anexo 1.1



Anexo 1.1

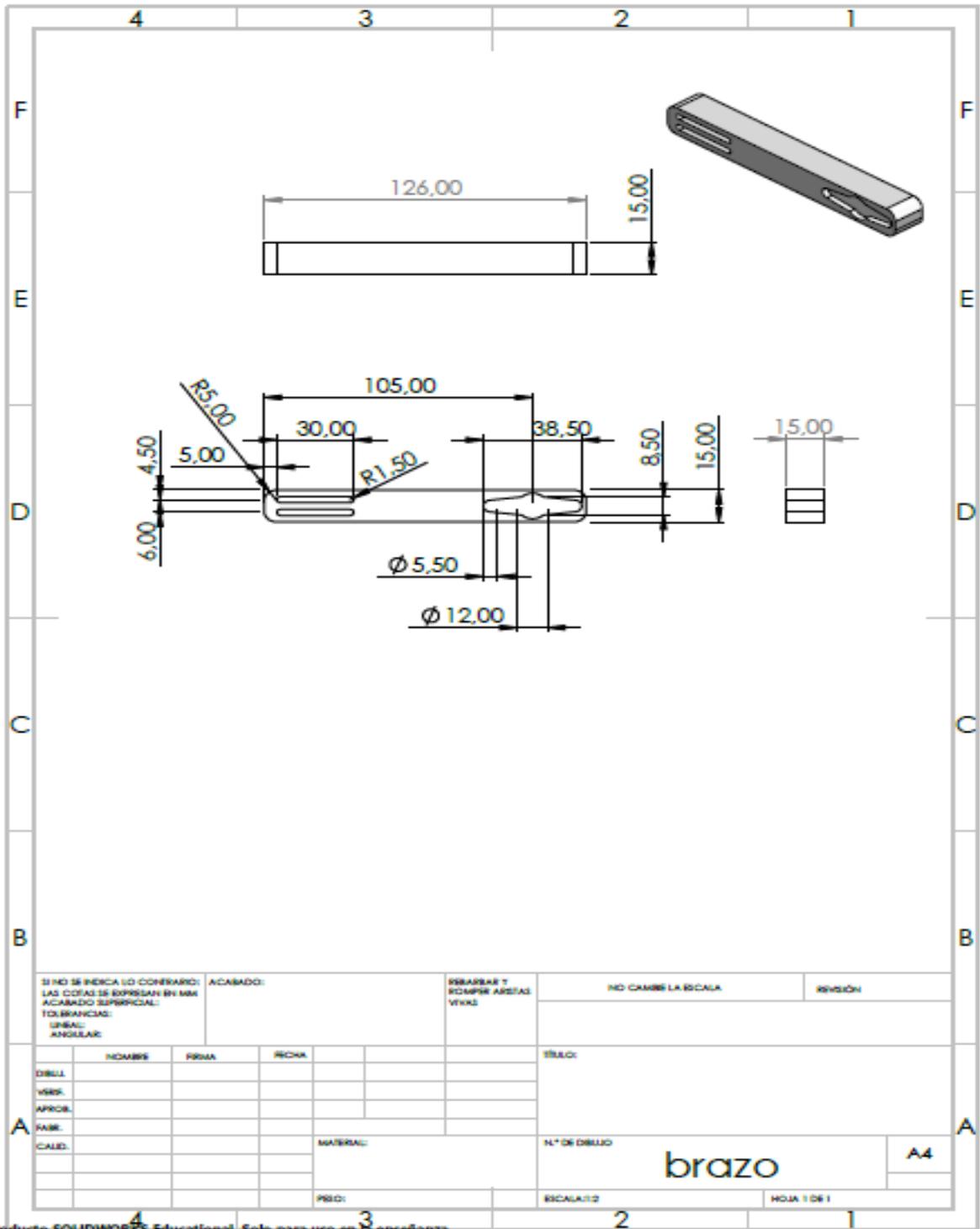
A.1.2 Anexo 1.2



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Anexo 1.2

A.1.3 Anexo 1.3



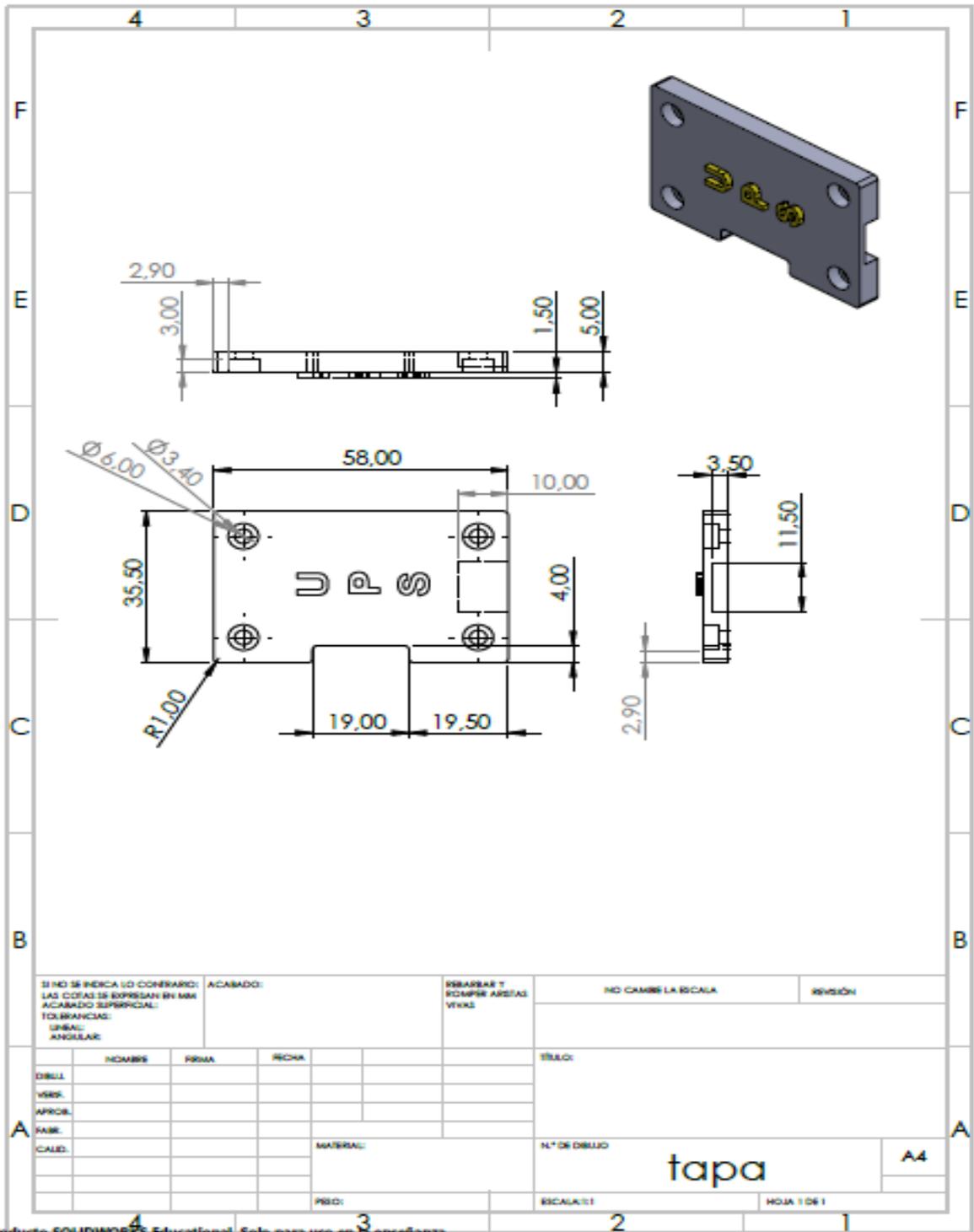
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Anexo 1.3

A.1.4 Anexo 1.4

A.1.5 Anexo 1.5

A.1.6 Anexo 1.6



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Anexo 1.6

A Anexo II

A.1 Código en Arduino

```

1 #include <WiFi.h>
2 #include <PubSubClient.h>
3 #include <ESP32Servo.h>
4
5 // Pines
6 Servo servo;
7 int pinServo = 2;
8 int posIo = 0;
9 int c = 0; // Contadores
10 int c1 = 0;
11 int n = 0;
12 int e = 0;
13 int t = 0;
14 volatile bool stopLoop = false; // stop
15
16 // Conexion a red
17 const char* ssid = "....."; // Nombre de la red
18 const char* password = "....."; // Contrase a de la red
19 const char* mqtt_server = "test.mosquitto.org"; // MQTT broker
20
21 WiFiClient espClient;
22 PubSubClient client(espClient);
23 unsigned long lastMsg = 0;
24 unsigned long previousMillis = 0;
25 bool waiting = false; // Indica si est esperando el intervalo
26
27 void setup() {
28   Serial.begin(115200);
29   setup_wifi();
30   client.setServer(mqtt_server, 1883);
31   client.setCallback(callback);
32   servo.attach(pinServo, 500, 2500); // Inicializa la posicion del
      servo
33
34   while (!Serial) {
35     ; // wait for serial connection

```

```

36 }
37 }
38
39 void setup_wifi() {
40     delay(10);
41     Serial.println();
42     Serial.print("Connecting to ");
43     Serial.println(ssid);
44     WiFi.begin(ssid, password);
45     while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
46         delay(500);
47         Serial.print(".");
48     }
49     Serial.println("");
50     Serial.println("WiFi connected");
51     Serial.println("IP address: ");
52     Serial.println(WiFi.localIP());
53 }
54
55 void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
56     String message;
57     Serial.print("Message arrived [");
58     Serial.print(topic);
59     Serial.print("] ");
60     for (int i = 0; i < length; i++) {
61         message += (char)payload[i];
62     }
63     Serial.println(message);
64
65     if (strcmp(topic, "descanso") == 0) {
66         if (isNumeric(message)) {
67             t = message.toInt();
68         }
69     }
70     if (strcmp(topic, "ejer") == 0) {
71         if (isNumeric(message)) {
72             e = message.toInt();

```

```

73     }
74 }
75 if (strcmp(topic, "repet") == 0) {
76     if (isNumeric(message)) {
77         n = message.toInt();
78     }
79 } else if (message == "automatico") {
80     delay(2000);
81     if (e <= 12) {
82         if (n <= 12) {
83             int tempN = n; // Guardar n en una variable temporal
84             int tempE = e; // Guardar e en una variable temporal
85             const long interval = t; // Intervalo de segundos
86             Serial.print("tempN: ");
87             Serial.print(tempN);
88             Serial.print("tempE: ");
89             Serial.print(tempE);
90             c = 0; // Restablecer contador
91             c1 = 0; // Restablecer contador
92             stopLoop = false; // Asegurarse de que stopLoop est en
93                 falso antes de iniciar el bucle
94             while (!stopLoop && c1 < tempE){
95                 c = 0;
96                 char cont[50];
97                 sprintf(cont, "%d", c);
98                 client.publish("cont", cont);
99                 while (!stopLoop && c < tempN) { // Usar tempN en lugar de
100                     n
101                     for (int i = 0; i <= 90; i++) {
102                         if (stopLoop) break;
103                         servo.write(i);
104                         char subida[50];
105                         sprintf(subida, "%d", i);
106                         client.publish("subida", subida);
107                         delay(15);
108                         client.loop(); // A adir para procesar mensajes MQTT
109                             entrantes

```

```

107     }
108     delay(5000);
109     for (int i = 90; i >= 0; i--) {
110         if (stopLoop) break;
111         servo.write(i);
112         char bajada[50];
113         sprintf(bajada, "%d", i);
114         client.publish("bajada", bajada);
115         delay(15);
116         client.loop(); // A adir para procesar mensajes MQTT
117                             entrantes
118     }
119     c++;
120     char cont[50];
121     sprintf(cont, "%d", c);
122     client.publish("cont", cont);
123     client.loop(); // A adir para procesar mensajes MQTT
124                             entrantes
125     delay(5000);
126 }
127 c1++;
128 Serial.print("C1: ");
129 Serial.print(c1);
130 char cont1[50];
131 sprintf(cont1, "%d", c1);
132 client.publish("cont1", cont1);
133 client.loop(); // A adir para procesar mensajes MQTT
134                             entrantes
135 waiting = true; // Comienza la espera
136 previousMillis = millis(); // Marca el inicio del
137                             intervalo
138
139 while (waiting) {
140     client.loop();
141     unsigned long currentMillis = millis();
142     if (currentMillis - previousMillis >= interval) {
143         waiting = false;

```

```

140     }
141   }
142
143   }
144   stopLoop = false; // Restablecer la se al de parada para la
145     pr xima vez
146   client.publish("ledoff", "ledoff");
147   delay(15);
148 }
149 } else if (message == "stop") { // Stop
150   stopLoop = true;
151   client.publish("ledoff", "ledoff");
152 } else if (strcmp(topic, "servo") == 0) { // Control Manual
153   int startValue = posIo;
154   int x = message.toInt();
155   int newPos = x;
156
157   if (startValue < newPos) {
158     for (int i = startValue; i < newPos; i++) {
159       servo.write(i);
160       delay(15);
161     }
162   } else {
163     for (int i = startValue; i > newPos; i--) {
164       servo.write(i);
165       delay(15);
166     }
167   }
168
169   posIo = newPos;
170   delay(15);
171 }
172 }
173
174 void reconnect() {
175   while (!client.connected()) {

```

```

176 Serial.print("Attempting MQTT connection...");
177 if (client.connect("ESPClient")) {
178     Serial.println("connected"); // Define la suscripcion
179
180     client.subscribe("servo");
181     client.subscribe("automatico");
182     client.subscribe("repet");
183     client.subscribe("ejer");
184     client.subscribe("stop");
185     client.subscribe("descanso");
186
187 } else {
188     Serial.print("failed, rc=");
189     Serial.print(client.state());
190     Serial.println(" try again in 5 seconds");
191     delay(5000);
192 }
193 }
194 }
195
196 // Funcion para verificar si un string es un numero
197 bool isNumeric(String str) {
198     for (unsigned int i = 0; i < str.length(); i++) {
199         if (!isDigit(str[i])) {
200             return false;
201         }
202     }
203     return true;
204 }
205
206 void loop() {
207     if (!client.connected()) {
208         reconnect();
209     }
210     client.loop();
211 }

```

A Anexo III

A.1 Pruebas de funcionamiento

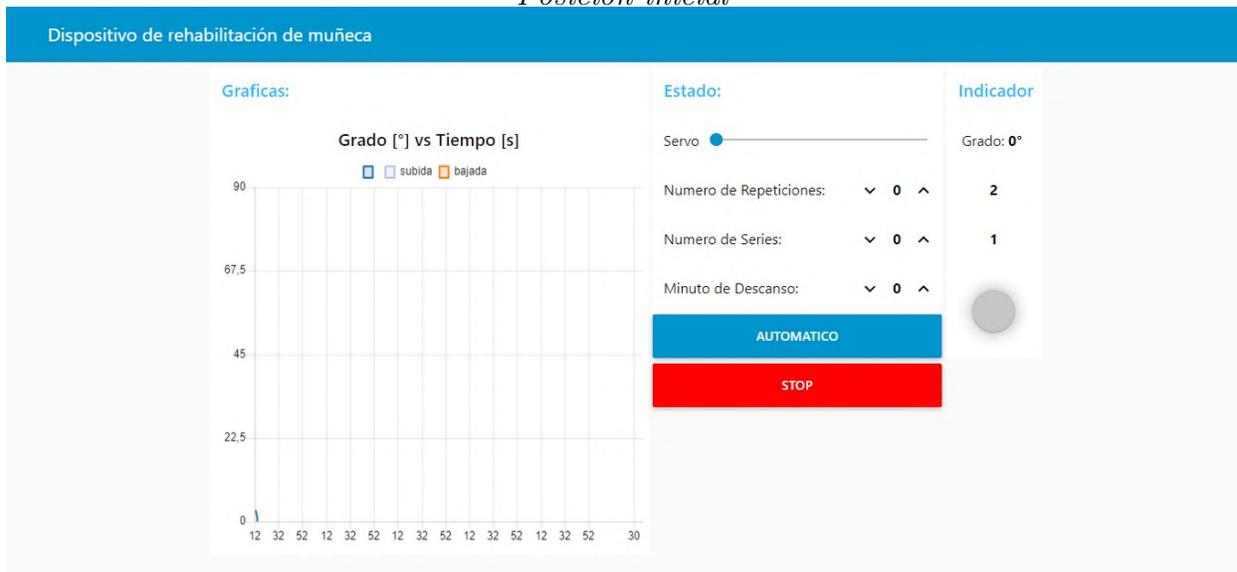
A.2 Anexo 3: Evaluación de resultados ángulo en grados vs tiempo

A.3 Posición inicial

La posición inicial del dispositivo de rehabilitación de muñeca está configurada en cero grados, lo que significa que no se registran datos de movimiento en la gráfica. Por lo tanto, el gráfico Grado [°] vs Tiempo [s] no muestra ninguna variación inicial. A medida que se ajusten los parámetros y se inicie el proceso de rehabilitación, los datos de flexión y extensión comenzarán a reflejarse en la gráfica, mostrando el progreso y los cambios en el ángulo de la muñeca a lo largo del tiempo, como se indica en el Anexo 3.1:

Anexo 3.1

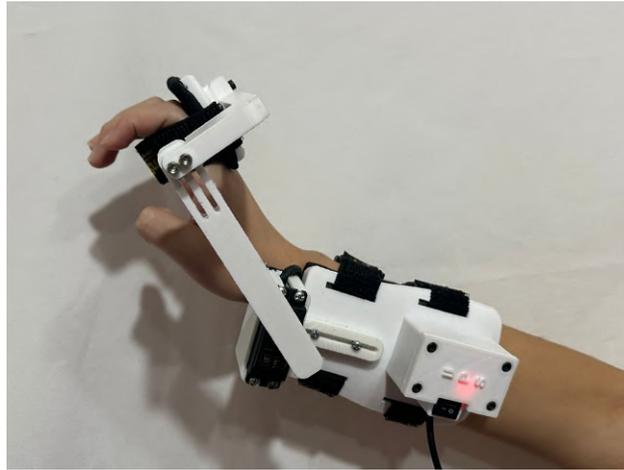
Posición inicial



Nota. Posición inicial [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

Anexo 3.2

Posición inicial neutra



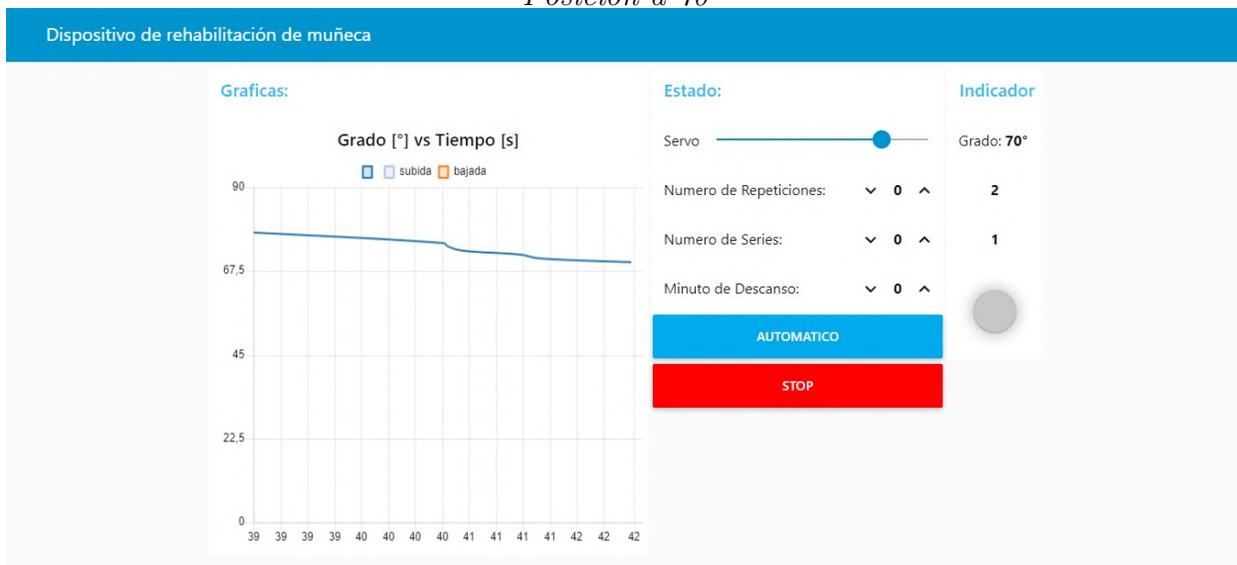
Nota. Posición inicial neutra [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

A.4 Posición a 70°

En el Anexo 3.3 se indica la posición actual ajustada a 70 grados de extensión. Esta configuración cumple con los rangos de movimiento establecidos por la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS).

Anexo 3.3

Posición a 70°

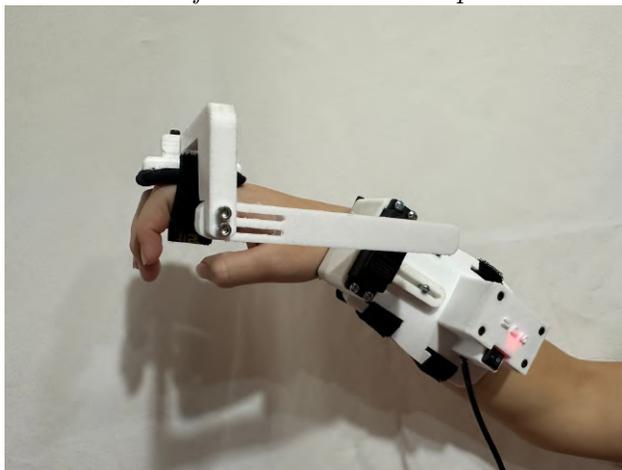


Nota. Posición a 70° [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

La gráfica Grado vs Tiempo muestra cómo varía el ángulo de la muñeca en función del tiempo durante una sesión de rehabilitación. La gráfica muestra una disminución gradual en el ángulo de la muñeca.

Anexo 3.4

Gráfica Grado vs Tiempo



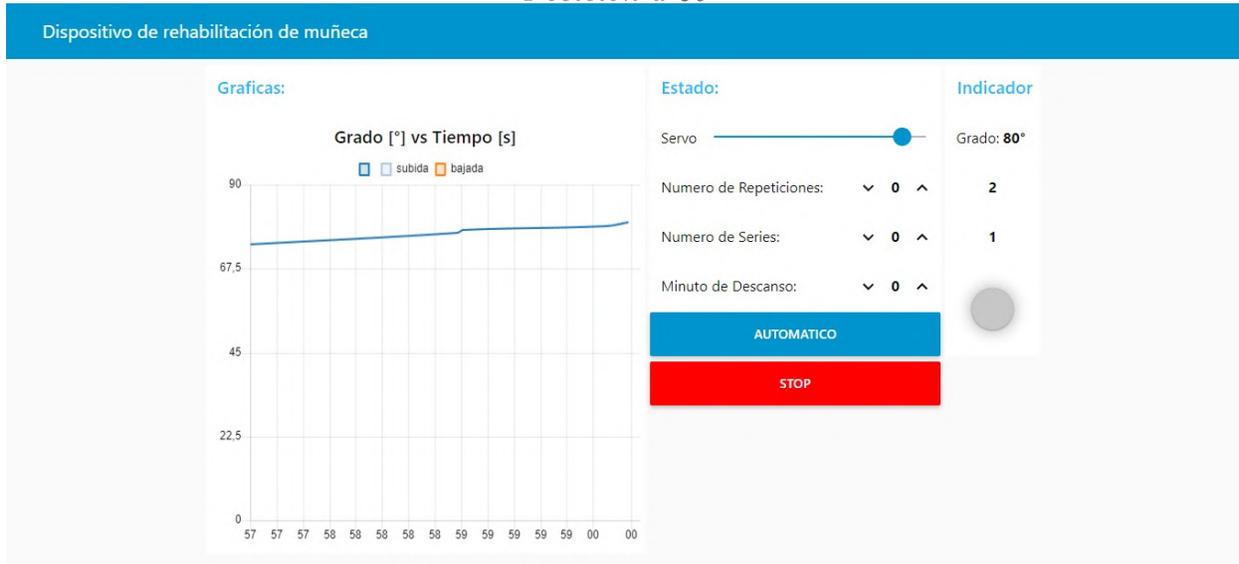
Nota. Gráfica Grado vs Tiempo [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

A.5 Posición a 80°

En el Anexo 3.5 se muestra la posición actual ajustada a 80 grados de flexión, la cual se encuentra dentro de los rangos de movimiento recomendados por la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS).

Anexo 3.5

Posición a 80°

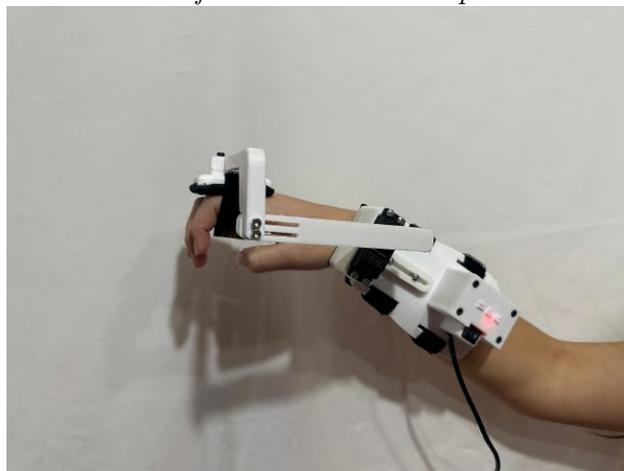


Nota. Posición a 80° [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

La gráfica Grado vs Tiempo ilustra la variación del ángulo de la muñeca a lo largo del tiempo durante una sesión de rehabilitación. Se observa una disminución gradual en el ángulo de flexión de la muñeca.

Anexo 3.6

Gráfica Grado vs Tiempo



Nota. Gráfica Grado vs Tiempo [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

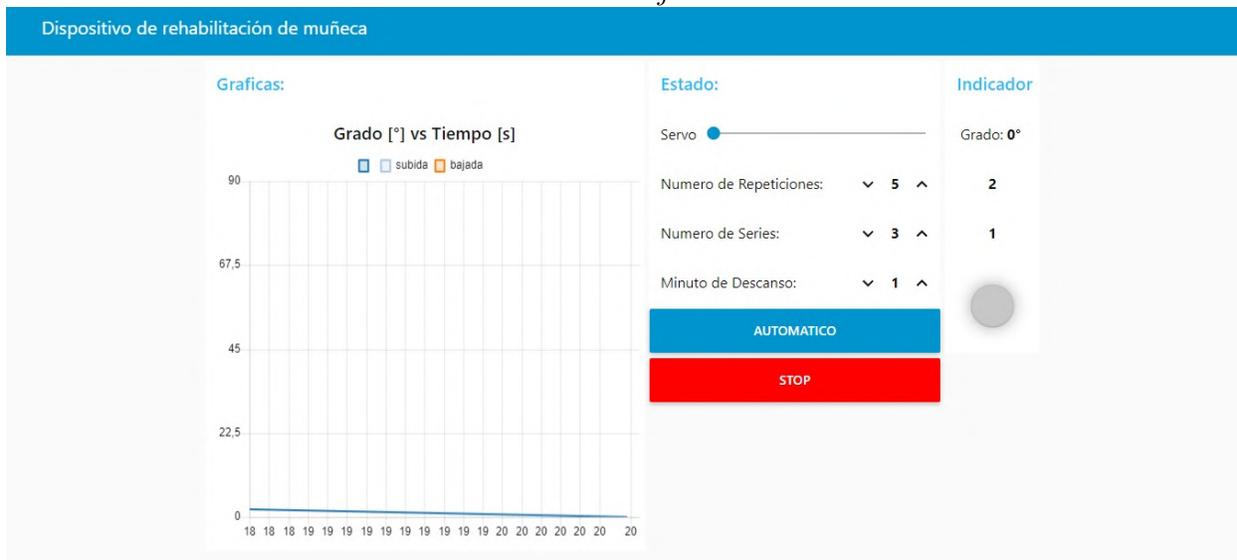
A.6 Demostración de configuración para movimientos según repeticiones, series y tiempo

En el Anexo 3.7 se muestra el ajuste de varios parámetros importantes para la sesión de rehabilitación. A continuación, se detallan estos parámetros y lo que demuestran:

- **Número de Repeticiones:** Configurado en 5, indicando que cada serie de ejercicios consistirá en 5 movimientos de flexión y extensión de la muñeca.
- **Número de Series:** Configurado en 3, lo que significa que el usuario realizará un total de 3 series de ejercicios. Cada serie estará compuesta por las 5 repeticiones previamente mencionadas.
- **Minutos de Descanso:** Ajustado a 1, indicando que habrá un descanso de 1 minuto entre cada serie de ejercicios. Este descanso permite al usuario recuperarse antes de comenzar la siguiente serie.

Anexo 3.7

Parámetros ajustados



Nota. Parámetros ajustados [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

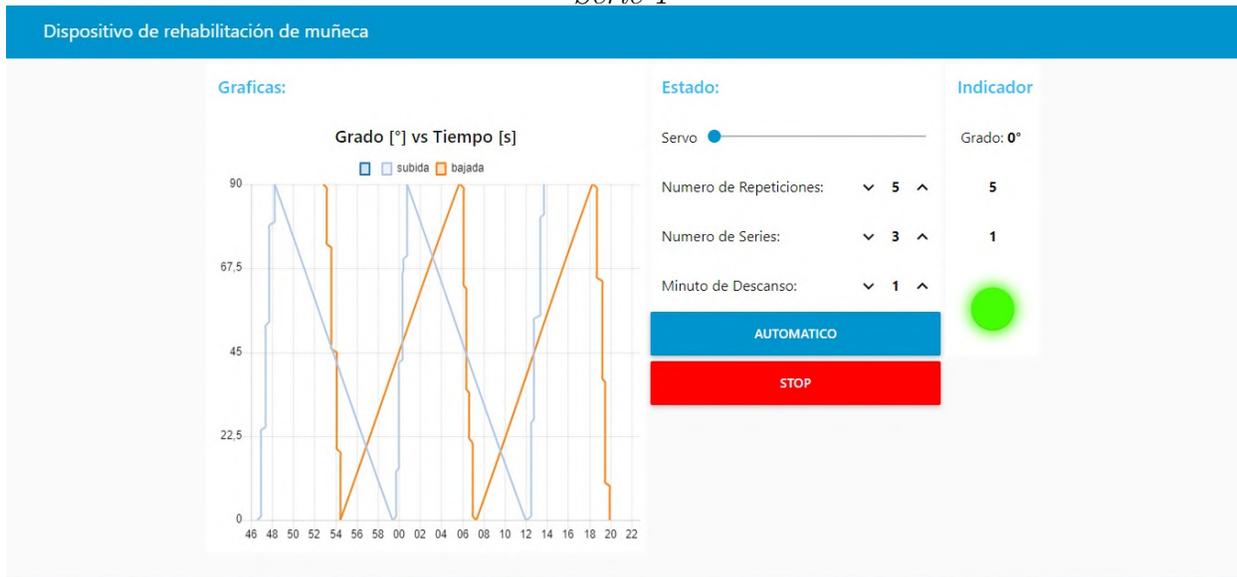
Análisis comparativo de parámetros ajustados

A.7 Serie 1

La Figura Anexo 3.8 muestra gráfica grado vs tiempo que representa los movimientos de flexión y extensión de la muñeca. La configuración actual está ajustada para realizar 5 repeticiones por serie, con un total de 3 series y un minuto de descanso entre cada serie.

Anexo 3.8

Serie 1



Nota. Serie 1 [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

Configuración

- **Número de Repeticiones:** Configurado en 5, indicando que cada serie de ejercicios consistirá en 5 movimientos de flexión y extensión de la muñeca.
- **Número de Series:** Configurado en 3, lo que significa que el usuario realizará un total de 3 series de ejercicios. Cada serie estará compuesta por las 5 repeticiones previamente mencionadas.
- **Minuto de Descanso:** Ajustado a 1, indicando que habrá un descanso de 1 minuto entre cada serie de ejercicios. Este descanso permite al usuario recuperarse antes de comenzar la siguiente serie.

Serie 1

- **Repeticiones Cumplidas:** 5
- **Estado Actual:** Descanso de 1 minuto antes de comenzar la siguiente serie.

Patrones de Subida y Bajada

- La gráfica muestra líneas azules y naranjas que representan la flexión (subida) y la extensión (bajada) de la muñeca, respectivamente.
- Cada ciclo completo de una línea azul seguida de una línea naranja representa una repetición de flexión y extensión.

Evidencia de 5 repeticiones

- Se observan 5 ciclos completos de subida y bajada, indicando que las 5 repeticiones de la serie 1 se han completado.

Tiempo Total

- La gráfica abarca un intervalo de tiempo que muestra la ejecución de las 5 repeticiones. Dado que esta es en el periodo de descanso de 1 minuto antes de la siguiente serie, se obtiene un intervalo sin movimientos activos hacia el final del tiempo registrado.

Indicador de Grado

- El indicador muestra 0° , lo que indica que la muñeca está en posición neutra al final de las 5 repeticiones, coincidiendo con el inicio del periodo de descanso.

Intervalos de Espera

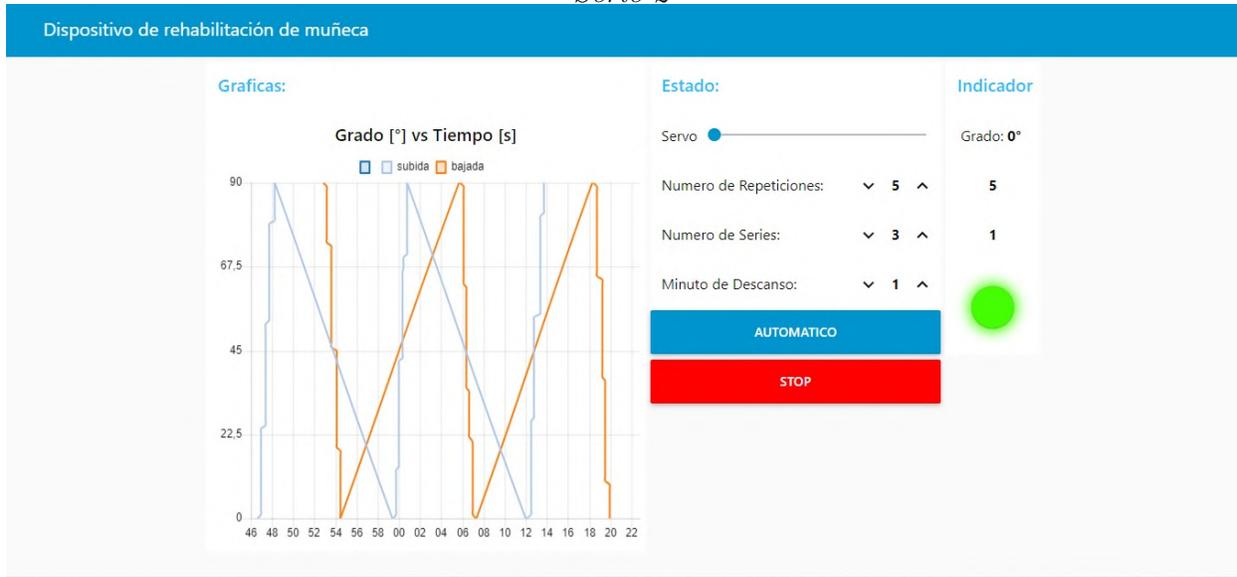
- Cada movimiento de flexión y extensión tiene un intervalo de espera de 5 segundos, conforme a las recomendaciones de Healthwise. Esto significa que después de alcanzar la posición de flexión, el dispositivo espera 5 segundos antes de moverse a la posición de extensión, y viceversa.

A.8 Serie 2

La Figura Anexo 3.9 indica la gráfica grado vs tiempo que representa los movimientos de flexión y extensión de la muñeca. La configuración actual está ajustada para realizar 5 repeticiones por serie, con un total de 3 series y un minuto de descanso entre cada serie.

Anexo 3.9

Serie 2



Nota. Serie 2 [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

Serie 2

- **Repeticiones Cumplidas:** 5
- **Estado Actual:** Descanso de 1 minuto antes de comenzar la siguiente serie.

Patrones de Subida y Bajada

- La gráfica muestra líneas azules y naranjas que representan la flexión (subida) y la extensión (bajada) de la muñeca, respectivamente.
- Cada ciclo completo de una línea azul seguida de una línea naranja representa una repetición de flexión y extensión.

Evidencia de 5 Repeticiones

- Se observan 5 ciclos completos de subida y bajada, indicando que las 5 repeticiones de la serie 2 se han completado según lo configurado.

Tiempo Total

- La gráfica abarca un intervalo de tiempo que muestra la ejecución de las 5 repeticiones. Dado que esta en el periodo de descanso de 1 minuto antes de la siguiente serie, se obtiene un intervalo sin movimientos activos hacia el final del tiempo registrado.

Indicador de Grado

- El indicador muestra 0° , lo que sugiere que la muñeca está en posición neutra al final de las 5 repeticiones, coincidiendo con el inicio del periodo de descanso.

Intervalos de Espera

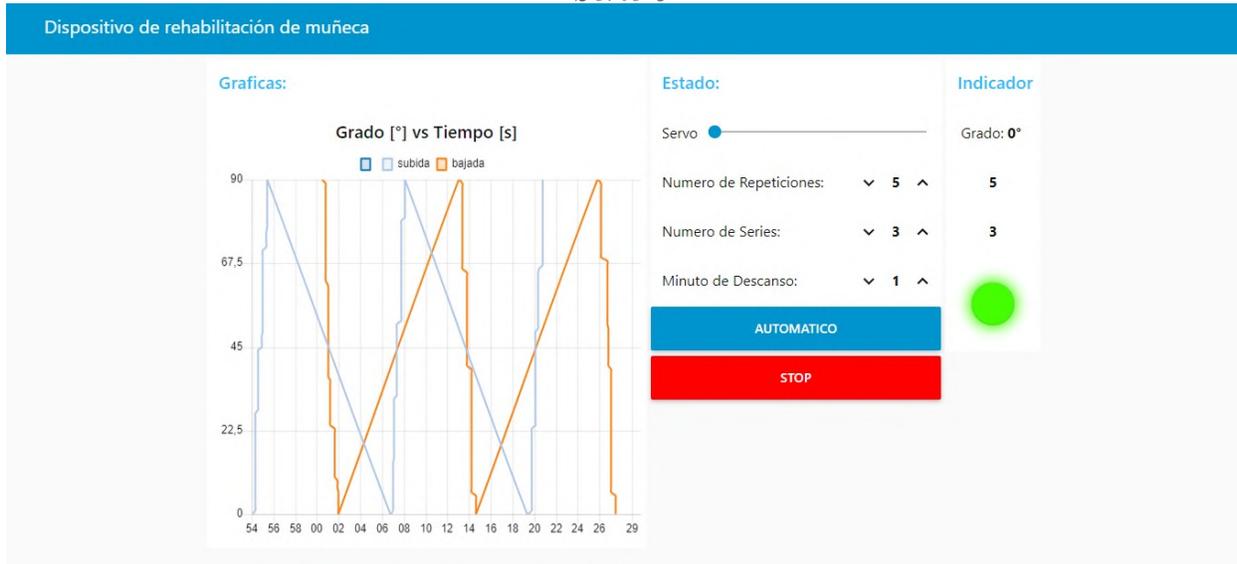
- Cada movimiento de flexión y extensión tiene un intervalo de espera de 5 segundos, conforme a las recomendaciones de Healthwise. Esto significa que después de alcanzar la posición de flexión, el dispositivo espera 5 segundos antes de moverse a la posición de extensión, y viceversa.

A.9 Serie 3

En el anexo 3.10, indica la gráfica grado vs tiempo que representa los movimientos de flexión y extensión de la muñeca. La configuración actual está ajustada para realizar 5 repeticiones por serie, con un total de 3 series y un minuto de descanso entre cada serie.

Anexo 3.10

Serie 3



Nota. Serie 3 [Fotografía], por Helen Molina, 2024, Copyright

Serie 3

- **Repeticiones Cumplidas:** 5
- **Estado Actual:** Final de la tercera y última serie.

Patrones de Subida y Bajada

- La gráfica muestra líneas azules y naranjas que representan la flexión (subida) y la extensión (bajada) de la muñeca, respectivamente.
- Cada ciclo completo de una línea azul seguida de una línea naranja representa una repetición de flexión y extensión.

Evidencia de 5 Repeticiones

- Se observan 5 ciclos completos de subida y bajada, indicando que las 5 repeticiones de la serie 3 se han completado según lo configurado.

Tiempo Total

- La gráfica abarca un intervalo de tiempo que muestra la ejecución de las 5 repeticiones. Esta es la última serie, por lo que no hay periodo de descanso adicional.

Indicador de Grado

- El indicador muestra 0° , lo que sugiere que la muñeca está en posición neutra al final de las 5 repeticiones.

Intervalos de Espera

- Cada movimiento de flexión y extensión tiene un intervalo de espera de 5 segundos, conforme a las recomendaciones de Healthwise. Esto significa que después de alcanzar la posición de flexión, el dispositivo espera 5 segundos antes de moverse a la posición de extensión, y viceversa.

A.10 Patrones de Movimiento

- Series 1, 2 y 3: Cada serie muestra un patrón consistente de flexión y extensión, con movimientos de subida y bajada que alcanzan los grados configurados.
- Intervalos de Espera: Cada movimiento de flexión y extensión incluye un intervalo de espera de 5 segundos, conforme a las recomendaciones de Healthwise.

A.11 Evidencia de Repeticiones

- Series 1, 2 y 3: Se observan 5 ciclos completos de subida y bajada en cada serie, cumpliendo con la configuración de 5 repeticiones por serie.

A.12 Indicador de Grado

- Series 1, 2 y 3: El indicador de grado al final de cada serie muestra 0° , lo que indica que la muñeca está en posición neutra al final de las repeticiones.

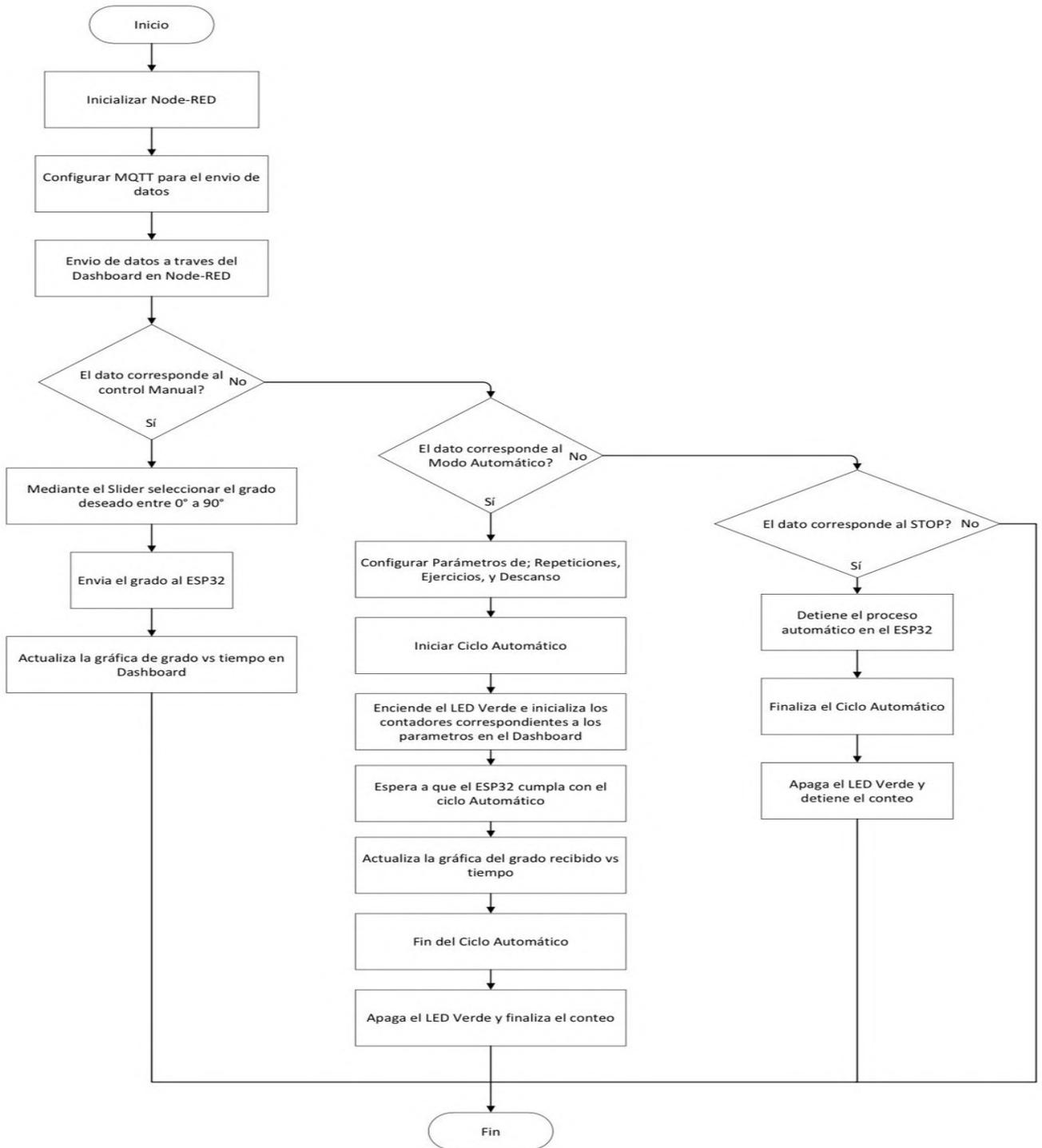
A Anexo IV

A.1 Diagramas de flujo

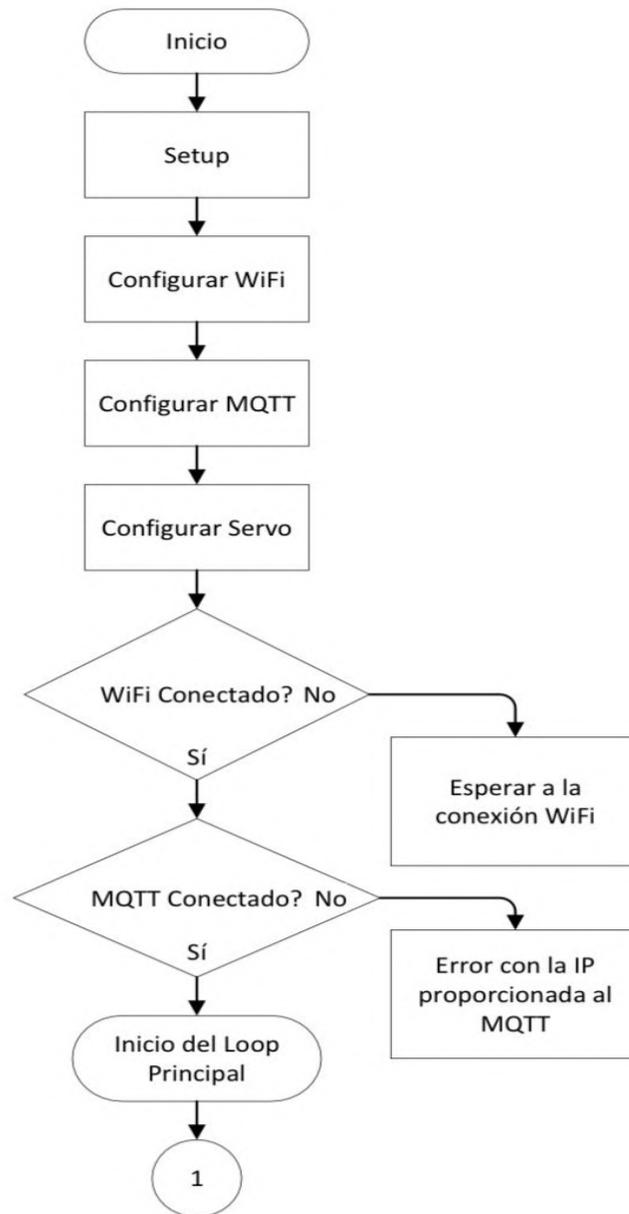


Anexo 4.1

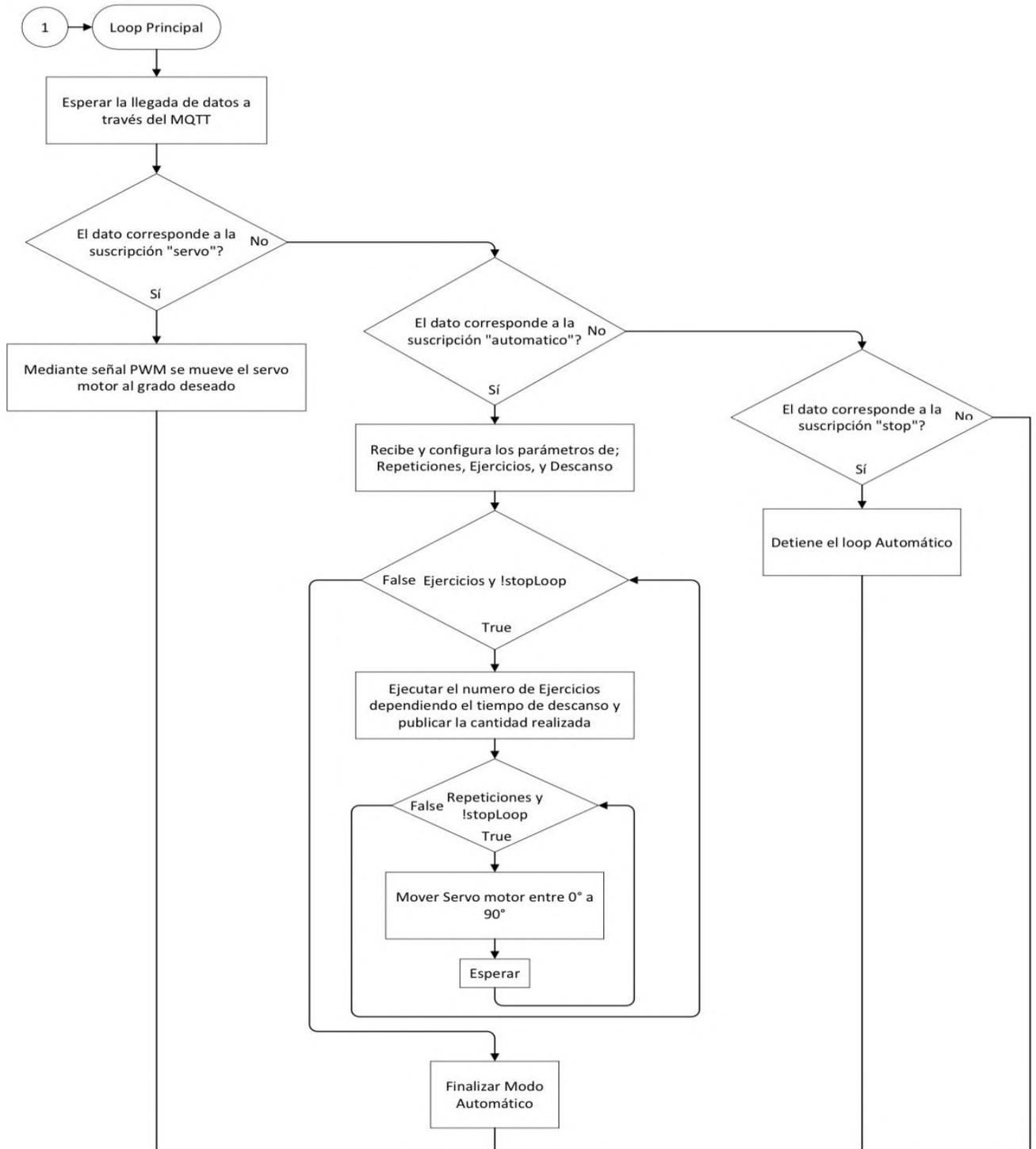
A.2 Esquema del programa Node Red



A.3 Programa Arduino ESP32 - Parte 1



A.4 Programa Arduino ESP32 - Parte 2



Anexo 4.3 Parte 2

A.5 Esquema del circuito

